



# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

## FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

## ÚSTAV ELEKTROTECHNOLOGIE

DEPARTMENT OF ELECTRICAL AND ELECTRONIC TECHNOLOGY

## MATERIÁLY NA BÁZI ŽELEZA PRO BIODEGRADABILNÍ KOSTNÍ IMPLANTÁTY

MATERIALS FOR BIODEGRADABLE BONES BASED ON FE

### BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

### AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Jan Hrabovský

### VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Marie Sedlaříková, CSc.

BRNO 2019

# Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Mikroelektronika a technologie**

Ústav elektrotechnologie

**Student:** Jan Hrabovský

**ID:** 197787

**Ročník:** 3

**Akademický rok:** 2018/19

## NÁZEV TÉMATU:

### **Materiály na bázi železa pro biodegradabilní kostní implantáty**

#### **POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:**

Prostudujte současný stav biodegradabilních kostních implantátů na bázi železa.

Připravte vzorky materiálů tepelným zpracováním železa, polymerů a případně dalších kovů.

Pozorujte korozi těchto materiálů především ve fyziologických roztocích a náhradách tělních tekutin (synthetic body fluids, SBF).

Výsledky vyhodnoťte.

#### **DOPORUČENÁ LITERATURA:**

Podle doporučení vedoucí práce.

**Termín zadání:** 4.2.2019

**Termín odevzdání:** 30.5.2019

**Vedoucí práce:** doc. Ing. Marie Sedlaříková, CSc.

**Konzultant:**

**doc. Ing. Jiří Háze, Ph.D.**  
*předseda oborové rady*

#### **UPOZORNĚNÍ:**

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

## **Abstrakt**

Práce se zabývá biodegradabilními kostními implantáty, u kterých je kladen velký důraz nejen na dobré mechanické vlastnosti, ale také dostatečnou biokompatibilitu. V práci je rešerše literatury z oblasti fyziologie kosti, biogenních materiálů a implantátů pro lidské tělo. Práce je zaměřena na výběr vhodných materiálů pro tvorbu biogenních implantátů, které by disponovaly ideálními vlastnostmi. Je také popsána příprava jednotlivých směsí práškového železa a nanesení na vybrané nosné materiály. Vybrané vzorky byly podrobeny diferenční termické analýze, díky které lze optimalizovat proces slinování železa.

## **Klíčová slova**

Biodegradabilita, implantát, kost, železo, koroze, hořčík

## **Abstract**

The thesis deals with biodegradable bone implants which must have good mechanical properties and also good compatibility with the human body. The thesis contains literary research in the area of bone physiology, biogenic materials and implants for the human body. The thesis focuses on the selection of suitable materials for biogenic implants. It is also described the preparation of iron powder mixtures and application onto selected materials. The selected samples were subjected to thermal analysis.

## **Keywords**

Biodegradability, implants, bone, iron, corrosion, magnesium

## **Bibliografická citace:**

HRABOVSKÝ, Jan. *Materiály na bázi železa pro biodegradabilní kostní implantáty*. Brno, 2019. Dostupné také z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/119342>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav elektrotechnologie. Vedoucí práce Marie Sedlaříková.

## **Poděkování**

Děkuji vedoucí semestrální práce doc. Ing. Marii Sedlařikové, CSc. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc při plnění jednotlivých úkolů semestrální práce.

V Brně dne: 29. května 2019

.....  
podpis autora

# Obsah

1.	ÚVOD .....	9
2.	LIDSKÁ KOST .....	10
2.1	Stavba kosti .....	10
2.1.1	Kostní tkáň.....	11
2.1.2	Kostní dřev .....	12
2.1.3	Okostice .....	12
2.2	Typy kostí .....	12
2.3	Funkce kostí .....	13
2.4	Osteoporóza .....	13
3.	LÁTKY A TEKUTINY V ORGANISMU.....	14
3.1	Železo.....	14
3.1.1	Metabolismus železa.....	15
3.1.2	Poruchy příjmu železa .....	16
3.2	Hořčík .....	16
3.2.1	Metabolismus hořčíku .....	17
3.2.2	Poruchy příjmu hořčíku .....	17
3.3	Měď.....	17
3.4	Další důležité biogenní prvky .....	18
4.	BIOMATERIÁLY V TĚLE .....	19
4.1	Materiály pro implantáty .....	19
4.1.1	Kovy .....	19
4.1.2	Biokeramika .....	21
4.1.3	Polymerní implantáty .....	21
4.1.4	Biodegradabilní materiály .....	22
5.	KOROZE .....	23
5.1	Typy korozních reakcí .....	23
5.1.1	Chemická koroze .....	23
5.1.2	Elektrochemická koroze .....	23
5.2	Typy koroze .....	24
6.	PRAKTICKÁ ČÁST .....	27
6.1	Pozorování procesu smáčení.....	27
6.2	Příprava vzorků.....	30

6.3	Termická analýza .....	32
6.4	Žihání v muflové peci .....	37
6.5	Měření korozního potenciálu .....	38
6.6	Pozorování dalších změn při působení roztoků .....	46
6.7	Mikroskopické pozorování a EDS .....	48
6.7.1	Vzorek na bázi PUR + Fe .....	49
6.7.2	Vzorek na bázi PP + Fe .....	51
6.7.3	Vzorek na bázi PS + Fe .....	53
	DISKUZE VÝSLEDKŮ.....	55
	ZÁVĚR.....	58

# 1. ÚVOD

Vlivem sedavého způsobu života, u kterého většině dnešní populace ochabuje svalstvo, rozvojem oblíbenosti adrenalinových sportů a jiných druhů přetěžování pohybového aparátu člověka, stále přibývá vážných úrazů, které značně komplikují život a jejichž léčba se často neobejde bez chirurgického zákroku. V potaz se také musí brát vyšší věk, ve kterém některé tkáně přestávají plnit svou funkci a pro zajištění kvalitního stáří je zapotřebí tyto tkáně nahradit implantáty.

Rostoucí životní úroveň zvyšuje poptávku po stále kvalitnějších materiálech v oblasti zdravotnictví. Různé implantáty a senzory se staly nedílnou součástí medicíny a jejich obliba stále roste. Jejich aplikace v lidském těle umožňuje nahradit poškozenou tkáň a zajistit tak pacientovi jednodušší a kvalitnější život.

Prvními materiály, které byly hojně využívány pro tvorbu implantátů, byly různé kovy a jejich slitiny. Kovové slitiny disponují dobrými mechanickými vlastnostmi a stabilitou, což je dělá dobrými kandidáty na trvalé implantáty. Problém u kovů byl s jejich biokompatibilitou, a proto bylo zapotřebí najít vhodné slitiny, které by disponovaly i dobrou biologickou stabilitou a neuvolňovaly toxické látky.

Během 2. světové války byla také zjištěna neškodnost plastů v lidském těle, kdy bylo pozorováno, že střepy plastů z letadel v těle nevyvolávají žádnou imunní reakci. Tyto poznatky spolu s chirurgickými technikami vedly k první transplantaci kyčelního kloubu.

V současnosti je snaha o vytvoření biodegradabilních implantátů, které by byly na jednu stranu dostatečně pevné, ale na druhou stranu by dokázaly samovolně degradovat. Tyto implantáty by mohly být převratem v léčbě zlomenin, kde by mohly nahradit dočasné implantáty, u kterých bývá často vyžadován sekundární chirurgický zákrok pro vyjmutí dočasného implantátu. Biodegradabilní implantát by se po dostatečném obnovení kostní tkáně vsřeval, čímž by se předešlo sekundárnímu chirurgickému zákroku. Druhotnou funkcí těchto implantátů je výživa těla během degradace, kdy jsou do oběhu uvolňovány prvky prospěšné tělu, nicméně proces degradace musí být optimalizován tak, aby tělo zvládlo zpracovávat uvolňované látky.

Tato práce je rozdělena na část teoretickou a praktickou. Pro přípravu biodegradabilních implantátů je důležité znát nejen oblast materiálů, ze kterých se implantáty připravují, ale také znát stavbu kosti a biogenní prvky, které jsou obsaženy v lidském těle. Znalost mechanických vlastností jednotlivých prvků usnadňuje výrobu implantátu s ideálními mechanickými vlastnostmi, zatímco znalost metabolismu látek v těle je důležitá pro optimalizaci procesu degradace. Ideálním prvkem se zdá být železo, které disponuje dobrými mechanickými vlastnostmi, ale problémová je rychlost degradace. Rychlost degradace lze řešit pomocí různých příměsí. Praktická část je zaměřena na výběr vhodného materiálu, který by svou strukturou odpovídal struktuře kosti a zároveň byl dobře smáčivý. Připravené vzorky byly také podrobeny diferenční termické analýze, díky které lze optimalizovat proces výpalu jednotlivých vzorků.



## 2. LIDSKÁ KOST

Kost je základní stavební jednotkou lidského těla a společně s různými chrupavkami tvoří opěrnou soustavu těla – kostru. Kostra nejenže poskytuje tělu oporu, ale také chrání důležité orgány a společně se svaly, klouby a vazy nám umožňuje pohyb. Kostí jsou pevné, tvrdé, ale v jisté míře i pružné tkáň žlutobílé barvy, na jejichž vývoji se podepsaly vlivy vnějšího prostředí. Lidská kostra je složena z více než 200 kostí různorodých tvarů, velikostí a funkcí. [1]

Vznik a vývoj kosti je velmi složitý a podílí se na něm řada procesů. Fylogeneticky lze kosti rozdělit na primární (krycí) a sekundární (náhradní). Kostí primární vznikaly z podkožního vaziva procesem desmogenní osifikace. Sekundární kostí byly zpočátku chrupavčité, ale během tzv. chondrogenní osifikace byly nahrazeny kostí. U desmogenní osifikace dochází ke vzniku kostních trámčů přímo ve vazivu. Osifikace začíná uprostřed buňky, odkud se trámce rozšiřují k obvodu a vzniká tak kost. U chondrogenní osifikace je původní chrupavka během osifikace zničena a nahrazena kostí. [1]

Proces osifikace je zahájen osteoblasty, které jsou diferencované z mezenchymu. Osteoblasty produkují mezibuněčnou hmotu, která je obklopuje a způsobuje přeměnu osteoblastů na osteocyty.

Osteocyty jsou protáhlé vřetenovité buňky, které jsou důležité nejen při remodelaci kosti, ale také při její výživě. Osteocyty produkují důležité enzymy, které umožňují uvolňování kalcia, čímž přispívají k regulaci živin. Na vývoji kosti se také podílejí mnohojaderné buňky – osteoklasty, které se nacházejí na povrchu tkáň. Osteoklasty obsahují kyselé a neutrální hydrolázy, což jim umožňuje odbourávat kost a vytvářet tak prostor pro nové buňky. [1] [2]

### 2.1 Stavba kosti

Lidská kost je nehomogenní a skládá se z několika různých vrstev – kostní tkáň, kostní dřeň a okostice. Z makroskopického hlediska rozlišujeme u dlouhých kostí tělo – diafýzu, koncové části – epifýzy a přechodové oblasti mezi diafýzou a epifýzou – metafýzy. Na rozhraní epifýzy a diafýzy se nachází růstové ploténky, které zajišťují růst kosti do délky a jejich funkce je ukončena zhruba během 18. - 23. věku, kdy dojde k jejich zkostnatění. Proces zkostnatění (osifikace) začíná ve střední části kosti, odkud se postupně šíří k epifýzám. [3] [4]



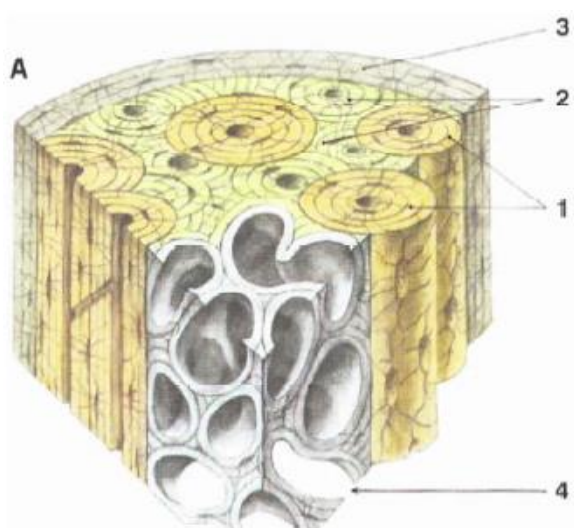
**Obrázek 1: Makroskopická stavba kosti**

### 2.1.1 Kostní tkáň

Má největší zastoupení v kosti a člení se na hutnou kost – kompakta a kost houbovitou – spongióza.

*Kost hutná* - kompakta se nachází pod okosticí a obsahuje několik typů lamel. Základem hutné kosti je tzv. Haversův systém neboli osteón. Ve středu osteónů jsou tzv. Haversovy kanálky obsahující cévy a nervy, které se podílejí na výživě a růstu kostí a jsou obklopeny a chráněny Haversovými lamelami. Vzhledem k neustálému vývoji a růstu kostí je velká část osteónů narušena a nahrazena tzv. vmezeřenými lamelami. Na rozhraní mezi okosticí a hutnou kostí se nachází povrchové lamely, které vznikají procesem aposice (růst přikládáním nových vrstev ke starým). [1] [5]

*Kost houbovitá* - spongióza se nachází pod kostí hutnou a svým vzhledem připomíná prostorovou síť. Je tvořena trámečky, které mohou být orientovány náhodně nebo v určitých směrech tak, aby zatížení přenesly na celou kost. Toto uspořádání se nazývá architektonika kosti a probíhá během celého života v závislosti na zatížení. Vlivem věku nebo některých chorob může docházet k redukci a narušení kostní tkáně, což se projevuje zvýšenou kostní fragilitou. Osteoporóza je závažné onemocnění především u starších lidí a častým důsledkem jsou zlomeniny předloktí, obratlů a zlomeniny krčku femuru (kost stehenní). [1] [6]



**Obrázek 2: Vnitřní uspořádání kosti. 1 - Haversovy lamely vytvářející osteón, 2 - vmezeřené lamely, 3 - povrchové lamely, 4 - houbovitá kost [1]**

## 2.1.2 Kostní dřev

Kostní dřev je měkká rosolovitá tkáň vyplňující dutiny v kosti a prostory mezi trámci houbovitě kosti. Je to krvetvorná tkáň, která se může lišit strukturou a podle toho se člení na tři typy: [1] [5]

*Červená kostní dřev* se podílí na krvetvorbě a v mládí je přítomna ve všech kostech. Je tvořena retikulárním vazivem, které obsahuje kmenové buňky pro tvorbu krevních elementů a krevních destiček. V dospělosti je ve většině kostí nahrazena žlutou kostní dřeví a zachována zůstává pouze ve spongióze některých kostí a kloubů.

*Žlutá kostní dřev* vzniká z červené kostní dřevě postupným usazováním tukových buněk v retikulárním vazivu. Ke kompletní přeměně červené kostní dřevě na žlutou dochází kolem 20 let, kdy je většina červené kostní dřevě nahrazena žlutou. Vzhledem k velkému obsahu tuků je důležitým zdrojem energie pro lidské tělo.

*Šedá kostní dřev* vzniká především ve vyšším věku nebo při vážných onemocněních, kdy dochází k úbytku tukových buněk v žluté kostní dřeví. [1] [5]

## 2.1.3 Okostice

Je pevná tuhá tkáň, která kryje povrch kostí s výjimkou míst, kde je spojena se svalem nebo kloubem. V některých místech ji lze odloupnout od kosti, ale v okrajích plochých kostí lebečních a v místech, kde se upínají vazy a šlachy pevně přilíná ke kosti. Periost se skládá ze dvou vrstev: [3]

*Vrstva zevní (fibrózní)* je tvořena kolagenním vazivem obsahujícím malé množství buněk.

*Vrstva vnitřní (kambiová)* je na buňky bohatší a její vlákna jsou nepravidelně uspořádána. Obsahuje velké množství cév a nervů, které pronikají do vnitřních částí kosti a zajišťují její výživu. Vzhledem k silnému protkání nervy a cévami je oddělení periostu od kosti velmi bolestivé a může dojít k odumírání kosti.

## 2.2 Typy kostí

V lidském těle se nachází spousta kostí, které se liší nejen svou funkcí, ale také vzhledem. Podle vzhledu rozdělujeme kosti do třech základních skupin: [1] [7]

*Kosti dlouhé* jsou typické svým protáhlým tvarem a zakončením, které bývá zpravidla tvořeno kloubní hlavicí nebo jamkou. Dlouhé kosti tvoří převážnou část kostry končetin, proto je pro ně typická také mohutnost. Uprostřed střední části – diafýzy se nachází kostní dřev, která je obklopena silnou vrstvou kosti hutné – kompaktní. Koncové části – epifýzy jsou naopak kryty tenkou vrstvou kosti a jsou vyplněny spongiózou. Na rozhraní střední a koncové části se nacházejí růstové ploténky, které zajišťují růst kosti.

*Kosti krátké* jedná se o malé kosti tvořené tenkou vrstvou kompakty, která kryje hustou spongiózu. V krátkých kostech se nevytváří kostní dřev, tudíž se nepodílejí na tvorbě

krevních elementů, ale i přesto jsou pro nás velmi důležité. Při spojení více krátkých kostí vzniká rozsáhlý komplex, který tvoří například chodidlo, zápěstí či hrudní koš.

*Kosti ploché* mají typický zploštělý vzhled a jsou charakteristické pro lebku. Na vnějším i vnitřním povrchu mají hutnou kost, která obklopuje spongiózu.

## 2.3 Funkce kostí

Kosti neposkytují tělu pouze funkci opěrnou, ale disponují také jinými důležitými funkcemi. Mezi hlavní funkce patří: [8]

*Opěrná funkce* – soubor kostí tvoří kostru, která poskytuje tělu opěrný bod. Umožňuje také přichycení svalů, čímž se podílí na pohybu.

*Ochranná funkce* – neméně důležitá funkce, která zajišťuje vnitřním orgánům ochranu před poškozením.

*Pohybová funkce* – kosti samy o sobě nám neumožňují pohyb, ale ve spojení se svaly a vazy disponují pohybem.

*Úložiště živin* – kosti jsou kvalitním zdrojem minerálů, obsahují vápník a fosfor, které při nedostatku uvolňují do krve, čímž udržují rovnováhu v těle. Žlutá kostní dřev je také zdrojem velkého množství tuků, které nám poskytují energii.

*Krvetvorná funkce* – přítomnost červené kostní dřevě zajišťuje pro tělo tvorbu krevních elementů a destiček.

## 2.4 Osteoporóza

Osteoporóza je systematické onemocnění kostí, při kterém dochází ke snižování hustoty kostí a narušení architektury kostní tkáně. Je to nebezpečné onemocnění, protože se neprojevuje žádnými příznaky a léčba bývá dosti obtížná, mnohdy i neúčinná. Kostí mají schopnost regenerace, ale s rostoucím věkem se tato schopnost snižuje a kosti řídnu. Vlivem nízké hustoty kostí dochází ke zlomeninám i při malé zátěži. Nejčastěji se jedná o zlomeniny předloktí, kyčlí, ramen a zápěstí. Mezi rizikové faktory, které snižují hustotu kostí, patří nízká hmotnost, anorexie, kouření a velká konzumace alkoholu. [9]

## 3. LÁTKY A TEKUTINY V ORGANISMU

Lidské tělo je velmi komplexní organismus, který se skládá z celé řady různých složek. Kromě organických látek se sestává také z látek anorganických. Důležitou roli hrají tzv. biogenní prvky, které podle zastoupení v lidském organismu lze rozdělit do dvou základních skupin - makrobiogenní a mikrobiogenní. Mezi nejdůležitější makrobiogenní prvky patří například uhlík, kyslík, dále dusík, který je důležitou součástí aminokyselin (slouží pro tvorbu bílkovin) nebo fosfor, který je obsažen v ATP - adenosintrifosfát, který nám poskytuje energii.

Mikrobiogenní prvky jsou v lidském těle zastoupeny v relativně malém množství, ale jejich vliv na fungování organismu je znatelný. Jsou součástí buněk, či hormonů, podílí se na katalytickém štěpení enzymů a jejich nedostatek může mít fatální následek na organismus. Stejně tak jako jejich nedostatek, může být i přebytek nebezpečný. Lidské tělo si nedokáže tyto látky samo vytvořit – jsou esenciální, proto je nutné dodržovat vyváženou stravu obsahující dostatek těchto látek. [10]

### 3.1 Železo

Vliv železa na lidský organismus byl pozorován už ve starověku. Léčivých účinků železa využívali i Egypťané, Řekové nebo Římané. V 17. století byla poprvé objevena tzv. chloróza (dnes známá jako anémie), jejíž příčina nebyla zpočátku známá. Předpokládalo se, že onemocnění je způsobeno nervovou poruchou, která ovlivňuje činnost orgánů. Koncem 19. století Stockman prohlásil, že chloróza je způsobena nedostatkem železa, nicméně jeho názor byl ignorován. Důležitost železa v lidském organismu byla poprvé dosvědčena během 1. světové války. [10] [11]

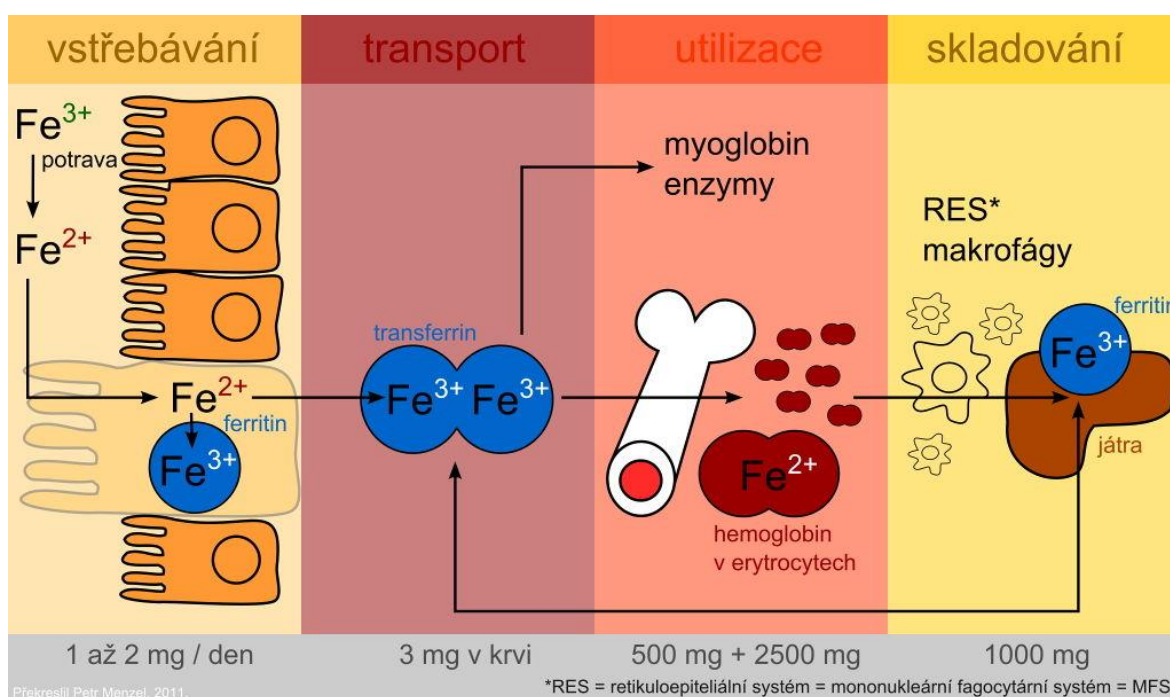
I přesto, že železo je na Zemi zastoupeno v relativně hojném počtu, jeho nedostatek v organismu, nejen lidském, bývá častý problém. Při reakci železa s kyslíkem vznikají různé oxidy, které jsou těžce rozpustné a organismus je nedokáže zpracovat. V těle dospělého člověka se nachází zhruba 3 - 5 g železa, přičemž většina železa tvoří společně s bílkovinami komplexní složku hem, která je součástí hemoglobinu, myoglobinu, cytochromy a dalších enzymů podílejících se na zásobování a transportu železa. Železo patří mezi přechodné prvky a může se vyskytovat ve více mocenstvích. Díky této vlastnosti se železo výrazně podílí na tvorbě volných radikálů, které mohou způsobit závažné poškození organismu. Aby bylo předejito tvorbě volných radikálů, jsou přítomny různé mechanismy zabraňující ukládání  $Fe^{2+}$ . [10] [12] [13]

**Tabulka 1: Rozdělení železa v jednotlivých tkáních [14]**

Tkáň	m [mg]
Červené krvinky	2400
Játra	1000
Makrofágy	600
Svaly	300
Kostní dřeň	300

### 3.1.1 Metabolismus železa

Železo je přijímáno především v trojmocné formě, která se vyskytuje v rostlinné stravě. Trojmocné železo je za pomoci enzymů redukováno na  $\text{Fe}^{2+}$ , které je do enterocytů vstřebáno pomocí transportéru DMT1 – divalent metal transporter 1. V závislosti na potřebě organismu může být železo uchováno v enterocytu nebo může být transportováno na místo potřeby. V případě přebytku je železo oxidováno zpět na  $\text{Fe}^{3+}$  a uchováno v enterocytu ve formě feritinu. V případě potřeby je železo vázáno na transferin, pomocí kterého je rozváděno do ostatních tkání. V kostní dřeni se váže na transferinové receptory erytroblastů a podílí se na tvorbě červených krvinek – erytropoéza. Přebytečné železo je skladováno v játrech ve formě feritinu nebo hemosiderin a jejich uvolňování je ovlivněno hepcidinem, který je produkován v hepatocytech. Při zvýšení koncentrace železa dojde ke zvýšení sekrece hepcidinu, který se naváže na ferroportin a zabráni tak vstřebávání železa. Naopak při nedostatku železa je produkce hepcidinu potlačena, čímž je umožněno železu pronikat do plazmy a vázat se na transferin. [10] [13]



**Obrázek 3: Znázornění metabolismu železa v lidském organismu [15]**

### 3.1.2 Poruchy příjmu železa

Nedostatek železa neboli sideropenie je jednou z nejrozšířenějších nemocí, která bývá fatální především v rozvojových zemích, kde není dostatek vyvážené stravy a organismus nedokáže správně fungovat. Důvodem sideropenie může být také například špatné vstřebávání potravy nebo nadměrné krvácení. V pokročilé fázi může toto onemocnění vyústit v anémii – chudokrevnost, nicméně k úspěšné léčbě je zapotřebí nedostatek železa identifikovat v raném stádiu. Nedostatek železa lze rozdělit do tří základních skupin - prelatentní nedostatek, latentní a manifestní. U prelatentního nedostatku dochází pouze ke snižování feritinu, zatímco u manifestního vzniká anémie, která je spojená například s poklesem transferinu pod 10 %, snížení koncentrace hemoglobinu či snížení sérového železa. [16] [15]

Pro organismus může být nebezpečný i nadbytek železa. V případě, že tělo nedokáže regulovat množství železa, může dojít k jeho hromadění v játrech, srdci, slinivce, srdci, apod., kde působí toxicky a narušuje činnost těchto orgánů. Mezi hlavní symptomy patří zvýšení zásob feritinu, zvýšení železa v séru a zvýšení saturace transferinu nad 55 %. Nadbytek železa způsobuje onemocnění hemochromatóza, které se člení na primární a sekundární. Zatímco primární hemochromatóza je dědičné onemocnění způsobené mutací genu HFE na 6. chromozomu, tak sekundární bývá zapříčiněna nadměrným příjmem železa ze stravy. [15]

### 3.2 Hořčík

Hořčík, také známý jako magnesium, je stříbrolesklý lehký kov, který je hojně zastoupen v zemské kůře. Vzhledem k vysoké hydratační energii se přirozeně nevyskytuje v čisté formě a snadno vytváří komplexní sloučeniny (silikáty – olivín, granáty, mastek). Nejčastěji se vyskytuje ve formě hořečnatého kationu  $Mg^{2+}$ . Schopnosti vytvářet komplexní sloučeniny využívají nejen živočichové, ale také zelené rostliny, kde je součástí rostlinného barviva - chlorofylu. [17]

Tělo dospělého člověka obsahuje zhruba 22 – 26 g hořčíku, přičemž 60% je obsaženo v kostech. Hořčík je součástí více než 300 enzymů, které regulují různé biochemické procesy v lidském těle. Výrazně se podílí na metabolismu, kde reguluje syntézu sacharidů, proteinů, tuků a také napomáhá stabilizaci ATP. Hořčík také hraje roli při transportu vápenatých iontů přes membrány nervových zakončení, čímž se podílí na aktivní regulaci činnosti nervové soustavy. [17] [18]

**Tabulka 2: Procentuální zastoupení hořčíku v jednotlivých tkáních [19]**

Tkáň	% z celkového obsahu hořčíku
Červené krvinky	0,5
Měkké tkáně	19,3
Svaly	27
Kosti	52,9

### 3.2.1 Metabolismus hořčíku

Hořčík je z převážné části přijímán potravou. Doporučená denní dávka by měla být kolem 4,5 mg/den na 1 kg váhy, nicméně z řady průzkumů vyplývá, že v mnoha západních zemích je denní příjem pod DDD. Dobrým zdrojem hořčíku je zelenina jako špenát, brokolice nebo třeba oříšky či cereálie. [18]

Značná část hořčíku je vstřebána v distální části střeva - jejunum a ileum. Proces vstřebávání může probíhat dvěma způsoby – aktivním transportem nebo pasivní difúzí. Zatímco aktivní transport probíhá při nedostatku příjmu hořčíku, tak pasivní difúze nastává při nadměrném příjmu hořčíku. Na regulaci se značně podílí ledviny. Zhruba kolem 65% přefiltrovaného magnesia je zpětně absorbováno v Henleově kličce pomocí aktivního transportu. Absorpce probíhá také pomocí pasivní difúze v proximálních tubulech ledvin. Bylo prokázáno, že s regulací hořčíku souvisí také regulace jiných látek, tak aby byla udržena acidobazická rovnováha. V důsledku tohoto může docházet ke snížení absorpce hořčíku při nadměrném příjmu jiných látek. [20]

### 3.2.2 Poruchy příjmu hořčíku

Při nedostatku hořčíku dochází k hypomagnézii, která může být způsobena jak nedostatečným obsahem hořčíku v potravě, tak také sníženou absorpcí nebo zvýšeným vylučováním. Na nedostatečném příjmu nejen hořčíku se značně podepisuje řada moderních diet, které nedisponují dostatkem živin. Značný podíl na hypomagnézii má také alkohol, který snižuje absorpci nebo diuretika, která zvyšují vylučování elektrolytů. Mezi první příznaky nedostatku hořčíku patří ztráta chuti k jídlu, nevolnost a únava. Při ignorování prvních příznaků může hypomagnézie vyústit v osteoporózu, diabetes mellitus - cukrovku nebo problémy se srdcem – hypertenze, angina pectoris, zánět myokardu. U akutních případů probíhá léčba zpravidla parenterální cestou, která bezprostředně zvyšuje hladinu hořčíku v těle. Nejčastěji se podává ve formě síranu hořečnatého ( $MgSO_4$ ). Léčba může také probíhat perorálně, kdy se podávají různé soli hořčíku). [17] [20]

Hypermagnézie je onemocnění způsobené nadbytkem hořčíku. Vzhledem k tomu, že zdravé tělo se díky ledvinám a jiným orgánům dokáže vypořádat s relativně velkým množstvím hořčíku, je toto onemocnění poměrně ojedinělé. Potíže mohou nastat v případě dlouhodobého užívání léků nebo doplňků stravy s obsahem hořčíku. Hypermagnézie se projevuje nevolností, zvracením, hypotenzí, při vyšších koncentracích může vést k depresím nebo poruše motoriky. [18]

## 3.3 Měď

Měď je na Zemi relativně hojně rozšířená, ale ryzí měď se vyskytuje pouze vzácně. Díky své schopnosti vázat se, ji často najdeme v různých sloučeninách. Má široký rozsah oxidačních stavů, nicméně nejstabilnějším a nejčastěji zastoupeným je  $Cu^{2+}$ . Její zbarvení je



červenohnědé a je obsažena v sulfidech (např. chalkopyrit), oxidech (kuprit) a dalších. Značný význam má také v organismech, proto patří mezi biogenní prvky. [21]

V lidském těle je obsaženo zhruba 80-120 mg mědi, přičemž nejvyšší množství se nachází v ledvinách, játrech, srdci a mozku. Ke vstřebávání mědi dochází v tenkém střevě, odkud je transportována do jater. Měď je při transportu navázána na různé nosiče, protože sama o sobě je relativně reaktivní. V játrech je měď zakomponována do ceruloplasminu, který zajišťuje oxidaci  $Fe^{2+}$  na  $Fe^{3+}$ , čímž zabraňuje vzniku nebezpečných hydroxylových radikálů. [22]

Při špatném transportu mědi na ceruloplasmin může vzniknout Wilsonova choroba. Při tomto onemocnění nedochází k dostatečné exkreci mědi do žluče, čímž se měď hromadí v orgánech a dochází ke vzniku nebezpečných volných radikálů. [23]

### **3.4 Další důležité biogenní prvky**

Zinek je druhým nejrozšířenějším biogenním prvkem v lidském těle. Tělo dospělého jedince obsahuje 1,4-2,3 g a doporučená denní dávka je kolem 10-15 mg. Zinek je součástí struktury a metabolismu RNA, DNA, ribozomů a úzce tak souvisí s růstem buněk, dělením a regenerací. Zinek se také podílí na efektivním fungování imunitního systému, při jeho nedostatku dochází ke snížení počtu lymfocytů a tím pádem je tělo náchylnější k různým nemocem. Nedostatek zinku nemusí být závažný, může dojít k malým změnám kůže, snížení vzrůstu, ale při ignorování tohoto problému může vyústit až v život ohrožující stavy. [23]

Mangan je důležitým kofaktorem řady enzymů. Mezi jeden z nejvýznamnějších enzymů obsahující mangan patří superoxid dismutáza, který zbavuje tělo volných radikálů a chrání buňky před poškozením. [24]

## 4. BIOMATERIÁLY V TĚLE

Kromě přírodních látek lidské tělo obsahuje také látky a materiály nepřírodní – uměle vytvořené. Tyto látky jsou do organismu v převážné většině zavedeny ve formě různých implantátů a náhrad, které mají nahradit či napravit funkci daných orgánů. Dříve byly implantáty spjaty především s kloubními náhradami a náhradami kostí, ale v dnešní době je možné se setkat s implantáty na různých místech v lidském těle. Běžně se setkáváme se zubními implantáty, prsními nebo sluchovými. Relativně rozšířená je také léčba srdečních onemocnění pomocí tzv. stentů, případně v závažnějších případech je možná i transplantace celého srdce.

Kovy byly od nepaměti součástí každého průmyslu, ale jejich uplatnění v medicíně nebylo zpočátku příliš vítáno. Kvůli špatné biokompatibilitě nebyly považovány za ideální materiál pro implantáty, ale postupným výzkumem byly objeveny slitiny, které disponují jak dobrými mechanickými, tak i biologickými vlastnostmi.

V současné době je snaha o náhradu kovů keramikou a polymery, ale prozatím kovové implantáty disponují lepšími vlastnostmi než alternativy. Potenciál je také v biodegradabilních materiálech, které jsou s tělem v symbióze a dokáží samovolně degradovat.

### 4.1 Materiály pro implantáty

#### 4.1.1 Kovy

Z hlediska mechanických vlastností jsou kovy velmi dobrým a často používaným materiálem pro implantáty. Hlavní nevýhodou těchto materiálů je to, že kov není v lidském těle přirozený a proto jejich kompatibilita s tělem není příliš dobrá. Při působení tělních tekutin na kovový implantát může docházet k uvolňování iontů, což musí být regulováno různými dopanty. Při vývoji nových slitin je kladen důraz na tři oblasti [25]:

- regulace degradace
- dosažení dostatečných mechanických vlastností
- regulování koroze

Rychlost degradace by měla být přiměřená tak, aby tělo zvládalo ionty kovů odvádět a nedošlo k poškození organismu. K dosažení požadované rychlosti koroze se využívá nejrůznějších metalurgických procesů. Provádí se optimalizace složení a struktury kovu, legování různými látkami nebo vytváření ochranných filmů na povrchu kovu.

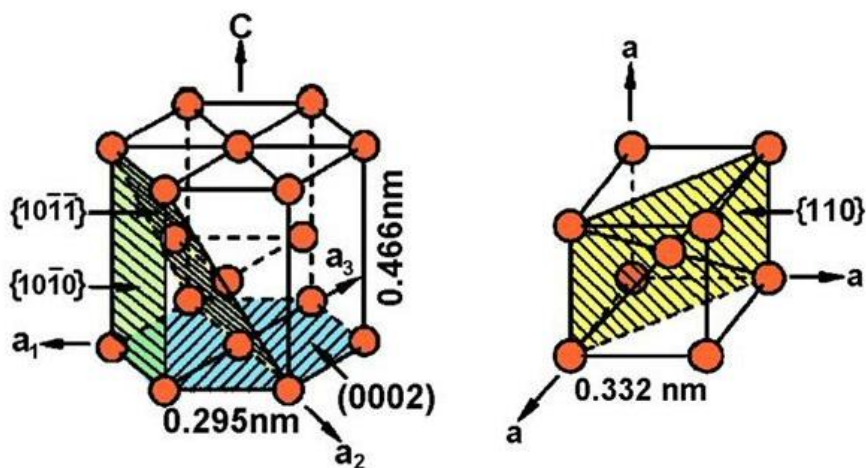
Mezi nejpoužívanější základní kovy patří železo, hořčík a zinek. Železo se svými mechanickými vlastnostmi blíží nerezové oceli 316L, což ho činí nejlepším kandidátem na použití v biomateriálech. Je vhodné především pro implantáty, kde musí být zajištěna dostatečná pevnost, např. stenty. Nevýhodou železa je pomalá degradace. Možným řešením pomalé degradace jsou kovy na bázi hořčíku, které nevytvářejí tak pevné vazby a jejich degradace je rychlejší. Hořčík je lehký kov, což je přínosné především u větších implantátů,

kde je hmotnost důležitá. Výhodou hořčíku je také poměrně malý Youngův modul pružnosti – cca 45 GPa, čímž se blíží Youngovu modulu pružnosti kosti. Vhodným dopantem by mohl být také zinek, který má přijatelnou rychlost koroze a v kombinaci s dalšími kovy poskytuje i dobré mechanické vlastnosti. [25]

**Tabulka 3: Parametry vybraných sloučenin různých kovů [9]**

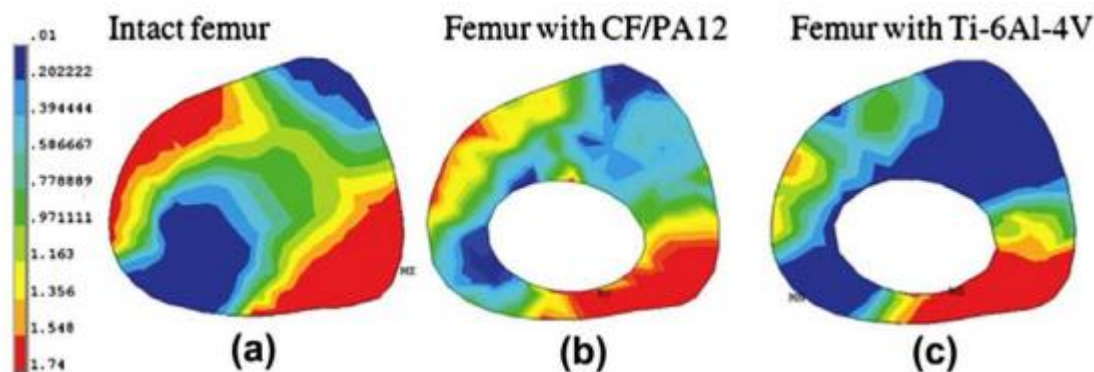
Kov	Mez pružnosti [MPa]	Pevnost v tahu [MPa]
Železo žíhané	150	200
Hořčík extrudovaný	30	100
Mg-1Ca extrudovaný	135	240
Zinek extrudovaný	60	90
Zn-1Mg extrudovaný	170	250

Titanové sloučeniny byly vyvíjeny především pro letecký průmysl, ale díky svým vlastnostem brzy našly uplatnění i v medicíně. Čistý titan je členěn do čtyř kategorií podle obsahu kyslíku, přičemž třída 4 obsahuje největší množství kyslíku a třída 1 obsahuje nejmenší množství. Rozdíly mezi mechanickými vlastnostmi v jednotlivých kategoriích jsou způsobeny především přidanými prvky. Titan se může vyskytovat ve třech modifikacích –  $\alpha$ ,  $\beta$  a  $\alpha+\beta$ . Při nízkých teplotách se titan vyskytuje jako  $\alpha$ -modifikace, při které má hexagonální mřížku. Při teplotách vyšších než 882°C dochází k přechodu na  $\beta$ -modifikaci, ve které má titan kubickou krystalovou mřížku. Titan je také známý jako kov s efektem tvarové paměti. V kombinaci s vhodným prvkem (např. nikl) se dokáže za jistých okolností po deformaci vrátit do původního tvaru. [26]



**Obrázek 4: Znázornění  $\alpha$  a  $\beta$  struktury titanu. [27]**

Titanové sloučeniny jsou také výhodné malým (v porovnání s ocelí) Youngovým modulem pružnosti. Zatímco Youngův modul pružnosti u ocelí a Co-Cr sloučenin dosahuje hodnot kolem 200 GPa, u titanových sloučenin je to cca 100 GPa. Pokud je poškozená kost fixována pomocí implantátů, které mají oproti kosti velký Youngův modul pružnosti, může docházet k jevu, který je označován jako tzv. stress shielding. Vlivem stress shieldingu dochází k nerovnoměrnému rozložení zatížení a snížení hustoty kosti. [28]



Obrázek 5: Znárodnění stress shieldingu pro různé typy implantátů. [29]

#### 4.1.2 Biokeramika

Keramika je moderní materiál, který našel uplatnění i v medicíně. Do biokeramiky se neřadí pouze keramika jako taková, ale patří sem i různá skla a sklo-keramika. Oblíbená je především díky tomu, že je kompatibilní s lidským tělem - neobsahuje látky, které by mohly být škodlivé pro tělo. Mezi nejpoužívanější sloučeniny patří oxidy hliníku ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ), titanu, zirkonu či kalcium fosfáty. [30]

Podle chování v lidském těle může být keramika inertní nebo aktivní. Aktivní biokeramika se může dále členit na vstřebatelnou a nevstřebatelnou. Bioinertní keramika, např. korund se používá především pro mechanicky namáhané aplikace a nedochází k interakci mezi implantátem a živou tkání. Bioaktivní keramika se používá pro méně namáhané části a přímo vytváří vazby s živou tkání. Pro nevstřebatelnou keramiku se využívají různá skla. Vstřebatelná keramika slouží jako dočasný implantát a po dostatečném obnovení tkáně dochází k jejímu postupnému vstřebávání. Nejpoužívanější jsou soli fosforečnanů a uhličitanů, např. hydroxyapatit. [30]

#### 4.1.3 Polymerní implantáty

První pokusy o uplatnění polymerních materiálů ve zdravotnictví byly v 60. letech 20. století, kdy anglický chirurg Charnley vytvořil funkční endoprotézu pomocí oceli, polyethylenu a polymethylmethakrylátu. V 90. letech se začal rozvíjet zájem o biodegradabilní polymerní materiály. [31]

Polymery mají přednost především v jejich různorodosti. Existuje široká škála polymerů, které disponují různými vlastnostmi, což umožňuje přizpůsobit výběr materiálu daným

potřebám. Polymery nemusí být využívány nejen jako implantáty, ale mohou tvořit pouze např. ochrannou vrstvu, která má chránit implantát před korozí. Často jsou také využívány ve formě lepidel nebo různých podložek pod senzory. Mezi základní využívané polymery patří polyvinylidenfluorid, který má dobré piezoelektrické vlastnosti a tudíž se hojně využívá v různých senzorech. I přesto, že nebyla prokázána úplná kompatibilita organismu s polypropylenem, tak i tento materiál našel uplatnění ve zdravotnictví. Je využíván pro tvorbu různých sítí a membrán, které mají za úkol vyztužit poškozenou tkáň. V minulosti byl součástí membrán zajišťujících okysličení krve, ale technologický rozvoj zajistil jeho nahrazení lepšími materiály. [32]

#### **4.1.4 Biodegradabilní materiály**

Relativně novým odvětvím jsou biodegradabilní materiály, které jsou schopny přizpůsobit se lidskému tělu a po dobu potřebnou k regeneraci poškozené tkáně poskytnout oporu. Hlavním znakem těchto materiálů je dobrá kompatibilita s tělem a postupná samovolná degradace, která zajistí rozklad implantátu bez nutnosti sekundárního chirurgického zákroku.

Tyto materiály jsou založeny na zřívání směsi obsahující matrici a kovový prášek. Aby bylo zabráněno stress shieldingu, způsobeného velkým rozdílem mezi Youngovým modulem pružnosti kosti a implantátu, je vhodné jako matrici použít porézní strukturu. Porézní struktura by měla být schopná zajistit dobrou pevnost, pružnost a také by měla umožnit integraci krevního řečiště do implantátu. [33]

Hojně využívaným kovem pro tuto technologii je železo. Železo má dobré mechanické vlastnosti a relativně dlouhou dobu degradace, což je vhodné pro rozsáhlejší poranění, kde je zapotřebí delší opora. Železo se zdá být dobrým materiálem pro tvorbu stentů. Ačkoliv analýzy poukázaly na to, že ionty železa nejsou příliš biokompatibilní, implantované stenty nezpůsobily žádnou zánětlivou reakci. Pokud by byla potřeba rychlejší degradace materiálu, je možné využít různé dopanty, jako například hořčík nebo mangan. [34] [35]

Hořčík i mangan jsou materiály, které by mohly zajistit rychlejší degradaci a také snížení hmotnosti materiálu. Díky svým dobrým mechanickým a biologickým vlastnostem je na ně nahlíženo jako na potenciální materiál pro tvorbu kostních implantátů. Hořčík je nezbytný pro správnou regeneraci kostí, proto by uvolňování iontů hořčíku mohlo podpořit hojení. Prvními testy bylo zjištěno, že tyto materiály nejsou pro tělo škodlivé, ale problém je v jejich příliš rychlé degradaci. Aby byla zajištěna ideální doba degradace, musel by se zvolit správný poměr práškového železa a dopantů. [34] [36]

## 5. KOROZE

Koroze je proces, při kterém dochází vlivem působení vnějšího prostředí ke změnám materiálu. Nejrozsáhlejší koroze probíhají u kovů, ale jistá forma se může vyskytnout i u anorganických a organických látek. Zpravidla bývá doprovázena vznikem korozních produktů, dochází nejen ke změně složení materiálu, ale také ke změně struktury. Tyto změny jsou často degradační, tj. zhoršují kvalitu materiálu a snižují jejich životnost. Degradace materiálů je ovlivněna mnoha faktory a při vývoji musí být zváženy všechny aspekty, protože koroze může mít velký dopad jak na ekonomiku, tak i bezpečnost. Mezi hlavní faktory, které ovlivňují proces a rychlost koroze je prostředí (teplota, vlhkost, atd.) a struktura materiálu (složení, uspořádání atomů).

### 5.1 Typy korozních reakcí

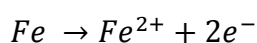
Podle reakcí, které probíhají mezi materiálem a prostředím, se rozlišují především dva druhy koroze – chemická a elektrochemická.

#### 5.1.1 Chemická koroze

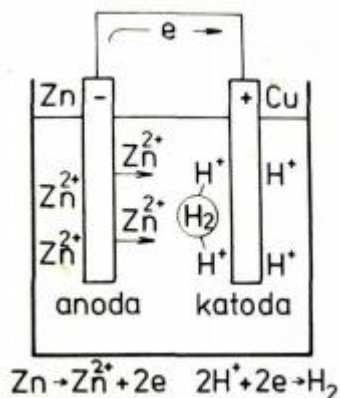
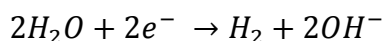
Pro chemickou korozi je typické působení vysokých teplot, při kterých dochází k reakci mezi materiálem a plynem. Nejčastěji se vyskytuje u zařízení, která jsou tepelně namáhána – turbíny, ohřívací plochy. Chemická koroze může mít oxidační nebo redukční charakter. Při oxidaci reagující látka ztrácí valenční elektron a na povrchu materiálu vznikají korozní produkty. Tohoto jevu se někdy využívá pro vytváření ochranných vrstev, které zpomalují další korozi nebo chrání před kontaktem s další látkou (např. vytváření polovodičových čipů). U redukčních reakcí dochází k přibírání valenčního elektronu iontem. Nejvýznamnějším redukčním činitelem je vodík, který negativně působí na ocel. Při vysokých teplotách může docházet k reakcím s uhlíkem za vzniku metanu, který se hromadí a vytváří pnutí v materiálu. Degradace může nastat i za nízkých teplot, kdy vodík má snahu tvořit molekulární vodík, který se opět hromadí a vytváří trhliny. [37]

#### 5.1.2 Elektrochemická koroze

Tato koroze je doprovázena řadou reakcí, při kterých dochází k výměně elektronů v kovu a iontů v elektrolytu. Podmínkou je vodivé prostředí – elektrolyt. Při elektrochemické korozi probíhají dvě reakce – anodová a katodová, jedná se tedy o reakci oxidačně - redukční. Při oxidační (anodové) reakci přecházejí ionty z kovu do elektrolytu, zatímco elektrony zůstávají v kovu. Tento jev se označuje jako polarizace, dochází ke zpomalování průběhu koroze.



Redukční (katodová) reakce zajišťuje odstranění elektronů na katodě a tím zmenšení přitažlivých sil, což se označuje jako depolarizace. Katodová reakce spotřebovává elektrony vybíjením iontů vodíku nebo kyslíku rozpuštěného v elektrolytu. [37] [38]



**Obrázek 6: Princip elektrochemické koroze [36]**

Schopnost kovů přecházet do oxidovaného stavu a uvolňovat elektrony vyjadřuje tzv. Beketova řada kovů, která řadí kovy podle jejich elektrodového potenciálu vztaženého k vodíkové elektrodě. Podle tohoto postavení se kovy dělí na kovy neušlechtilé a ušlechtilé. Čím větší, resp. kladnější potenciál kov má, tím méně uvolňuje elektrony a je vůči korozi odolnější. Do této skupiny patří např. zlato nebo platina. Kovy se záporným potenciálem jsou méně ušlechtilé a jejich tendence ke korozi je velká. Vzhledem k tomu, že Beketova řada zanedbává vznik povrchových vrstev na povrchu kovů, které zpomalují korozi, není postavení v Beketově řadě příliš přesné a nemusí odpovídat skutečnosti. [37]

Li K Ca Na Mg Al Mn Zn Cr Fe Ni Sn Pb H <sub>2</sub> Cu Ag Hg Pt Au
<div style="display: flex; justify-content: space-between;"> <span>Neušlechtilé kovy</span> <span>Ušlechtilé kovy</span> </div>

**Obrázek 7: Beketova řada kovů (na levé straně kovy se záporným potenciálem, na pravé straně kovy s kladným potenciálem – mají menší tendenci uvolňovat elektrony). [36]**

## 5.2 Typy koroze

Na základě typu reakce, struktury materiálu a složení, může vznikat několik typů korozi, které se především liší svým vzhledem a místem působení. Existuje 8 základních typů, které se vyskytují nejčastěji.

- **Celková koroze**

Celková koroze bývá charakterizována chemickými nebo elektrochemickými reakcemi, které probíhají rovnoměrně po celém povrchu kovu. Koroze probíhá rovnoměrně a materiál

se postupně ztenčuje. Pro tento typ koroze je charakteristický velký úbytek celkové hmotnosti materiálu, který může vést k destrukci. Ačkoliv je tato koroze velmi častá, není řešení příliš náročné a relativně jednoduchými testy lze určit životnost materiálu. Řešením této koroze může být pasivace kovu nebo různé antikorozi nátěry. [39]

- **Mezikrystalová koroze**

Tento typ probíhá nerovnoměrně a způsobuje změny struktury kovu. Příčinou je chemická a strukturní nehomogenita ve struktuře korozivzdorných ocelí. Při zahřívání, např. svařování, dochází ke vzniku karbidů a oblastí ochuzených o chrom, v těchto místech je materiál náchylný na degradaci. Dochází k narušení struktury kovu a snižuje se pevnost bez viditelných známek koroze. [39]

- **Bodová koroze**

Jedná se o lokální napadení působící v místě, kde je porušena pasivní vrstva chránící kov před korozi. Tento typ způsobuje malé, ale hluboké důlky, které mohou být těžko pozorovatelné, proto je bodová koroze poměrně nebezpečná a těžko identifikovatelná. Tato koroze bývá způsobena reakcemi mezi pasivačními (hydroxylovými) a depasivačními (chloridovými) ionty. Depasivační ionty působí na pasivní vrstvu a v místě narušení může dojít ke vzniku zárodku důlku, který se postupně zvětšuje (může se šířit i horizontálně). Mezi hlavní parametry, které ovlivňují průběh, patří koncentrace depasivačních iontů, teplota a přítomnost oxidujících látek. [39] [40]

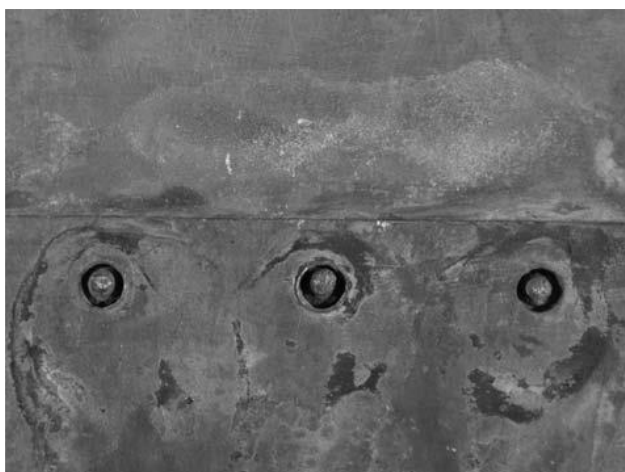


**Obrázek 8: Ukázka bodové koroze na korozivzdorné oceli [39]**

- **Galvanická koroze**

Galvanická koroze vzniká při spojení dvou různých kovů, které mají jiný potenciál. Rozdíl potenciálů je způsoben odlišnou ušlechtilostí kovů, která je popsána tzv. Beketovou řadou (obrázek 7). Podmínkou, aby mohla tato koroze probíhat, je přítomnost přímého kontaktu těchto materiálů nebo vodivé prostředí, ve kterém se nachází elektrolyt. Materiál, který je méně ušlechtilý, uvolňuje elektrony a funguje jako anoda. Naopak materiál, který je více ušlechtilý, pracuje jako katoda a uvolňuje ionty. Abychom předešli této korozi, materiály by měly být zvoleny tak, aby rozdíl jejich potenciálů byl co nejmenší. [39] [40]





**Obrázek 9: Galvanická koroze mezi ocelovými nýty a měděným plechem [40]**

- **Štěrbinová koroze**

Štěrbinová koroze je lokalizovaný typ koroze, který probíhá ve spárách mezi spoji, prasklinách, nekvalitními sváry atd. Vlivem malého uzavřeného prostoru není zajištěna dostatečná výměna mezi ionty ve štěrbině a vně štěrbiny, což způsobuje rozdílnou koncentraci iontů. Uvnitř štěrbiny dochází k rozpouštění kyslíku, ale vlivem malého prostoru není přísun kyslíku dostatečný a vnitřní povrch štěrbiny se stává anodou, na které dochází k oxidaci složek kovu. Při této reakci jsou uvolňovány elektrony, které jsou odváděny mimo štěrbinu - ústí štěrbiny tvoří katodu. [41]

## 6. PRAKTICKÁ ČÁST

Cílem této práce bylo vyzkoušet různé materiály a metody pro výrobu biodegradabilních materiálů. Biodegradabilní materiály se zdají být jako vhodný kandidát na zlepšení léčby poranění kostí. Jejich hlavní předností je kompatibilita s tělem (neobsahují žádné nepřirozené látky pro tělo) a také samovolná degradace (není potřeba sekundární chirurgický zákrok pro vyjmutí). Vzhledem k těmto vlastnostem jsou na ně kladeny relativně velké nároky a měly by splňovat tři základní požadavky:

- dostatečná pevnost, ale zároveň i pružnost
- rovnoměrná a dostatečně dlouhá degradace
- kompatibilita s lidským tělem

Pro tuto práci byly vybrány dvě metody. Obě metody využívají žíhání polymeru s práškovým kovem, rozdíl je v použití polymeru. Zatímco v první metodě je polymer použit jako nosná matrice, v druhé metodě je z polymeru vytvořené pojivo pro práškový kov. Pro první metodu bylo zapotřebí najít vhodný polymer a kapalinu, která by dokonale polymer smáčela. Ve druhé metodě bylo vytvořeno pojivo rozpuštěním polymeru v rozpouštědle. Při vyžhání vzorku dochází k vypálení polymerní matrice a sintrování práškového kovu do pevné podoby.

### 6.1 Pozorování procesu smáčení

Pro první metodu bylo zapotřebí najít vhodnou kombinaci polymerního materiálu a kapaliny, která by tento materiál dobře smáčela. Dobré smáčení je podmínkou dostatečného vsáknutí suspenze železa a kapaliny do materiálu.

K určení vhodné kombinace nosného materiálu a kapaliny bylo zapotřebí sledovat proces smáčení. Mezi zkoušené materiály patřily (obrázkový přehled materiálů je v příloze):

- Polyuretan (Bulpren)
- Polypropylen 45 g/m<sup>2</sup>
- Polypropylen 80 g/m<sup>2</sup>
- Polypropylen 500 g/m<sup>2</sup>
- Polyester 500 g/m<sup>2</sup>
- Polyester 300 g/m<sup>2</sup>
- Polypropylen Vyroubal textiles

Z jednotlivých materiálů byly vytvořeny vzorky o rozměru 2x2 cm, na které byly postupně aplikovány kapky jednotlivých kapalin – voda, benzín, toluen a pomocí kamery byl zaznamenáván proces smáčení. Zjištěné úhly smáčení jsou uvedeny v tabulkách 4-6.

**Tabulka 4: Zjištěné úhly smáčení při použití vody**

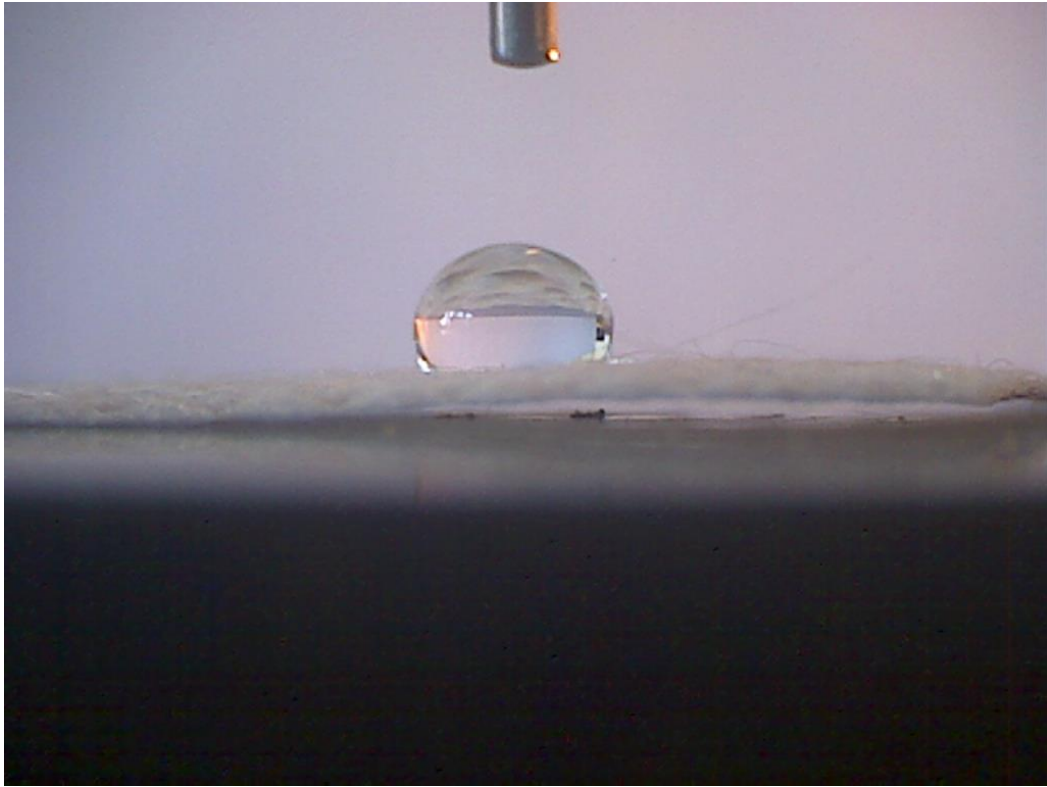
Kapalina	Voda	
Materiál	Úhel smáčení $\theta$ [°]	Poznámka
Polyuretan (Bulpren)	>90	Kapka zůstala na povrchu
Polypropylen 45 g/m <sup>2</sup>	>90	Kapka zůstala na povrchu
Polypropylen 80 g/m <sup>2</sup>	>90	Kapka zůstala na povrchu
Polypropylen Vyroubal textiles	50	Kapka se ihned vsákla
Polypropylen 500 g/m <sup>2</sup>	81	Po určité době se kapka vsákla
Polyester 500 g/m <sup>2</sup>	87	Po určité době se kapka vsákla
Polyester 300 g/m <sup>2</sup>	80	Po určité době se kapka vsákla

**Tabulka 5: Zjištěné úhly smáčení při použití benzínu**

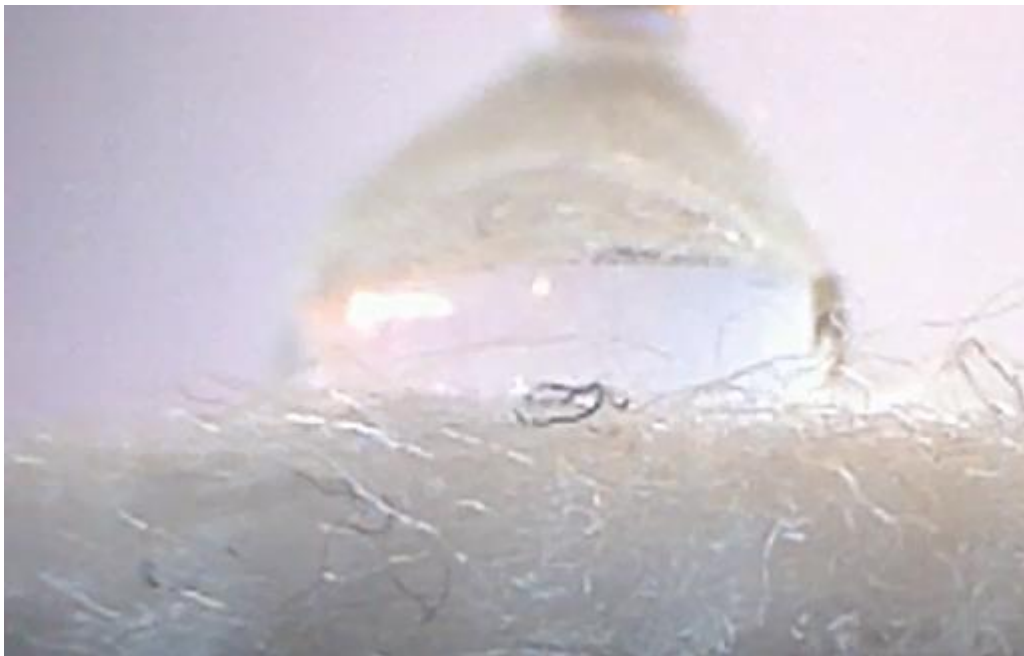
Kapalina	Benzín	
Materiál	Úhel smáčení $\theta$ [°]	Poznámka
Polyuretan (Bulpren)	-	Nevytvořila se kapka, ihned se vsáklo
Polypropylen 45 g/m <sup>2</sup>	-	
Polypropylen 80 g/m <sup>2</sup>	-	
Polypropylen Vyroubal textiles	-	
Polypropylen 500 g/m <sup>2</sup>	-	
Polyester 500 g/m <sup>2</sup>	-	
Polyester 300 g/m <sup>2</sup>	-	

**Tabulka 6: Zjištěné úhly smáčení při použití toluenu**

Kapalina	Toluen	
Materiál	Úhel smáčení $\theta$ [°]	Poznámka
Polyuretan (Bulpren)	-	Nevytvořila se kapka, ihned se vsáklo
Polypropylen 45 g/m <sup>2</sup>	-	
Polypropylen 80 g/m <sup>2</sup>	-	
Polypropylen Vyroubal textiles	-	
Polypropylen 500 g/m <sup>2</sup>	-	
Polyester 500 g/m <sup>2</sup>	-	
Polyester 300 g/m <sup>2</sup>	-	



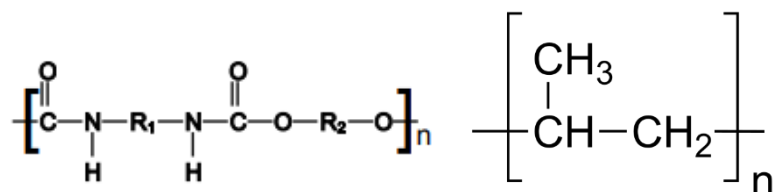
**Obrázek 10: Vytvořená kapka vody na materiálu polypropylen 80 g/m<sup>2</sup>**



**Obrázek 11: Vytvořená kapka vody na materiálu polypropylen 500 g/m<sup>2</sup>.**

Z pozorování bylo zjištěno, že voda byla schopná smáčet pouze polypropylen od Vyroubal textiles, nicméně tento materiál nebyl příliš pevný a pro další práci by nebyl vhodný. U dalších materiálů voda nejspíš způsobila rozpuštění hydrofobní vrstvy a kapka se vsákla.

U benzínu a toluenu nebyl se smáčením problém, v kombinaci s každým materiálem se kapka ihned vsákla. Vzhledem k tomu, že se benzín rychle vypařuje, jako nejvhodnější kapalina byl vybrán toluen, u kterého vypařování není tak rychlé. Jako nosný materiál byly díky své struktuře zvoleny polyuretan a polypropylen 500 g/m<sup>2</sup>. Nevýhodou polyuretanu je chemická vazba na kyslík, což by mohlo způsobovat vznik sloučenin s železem. PP ve své struktuře nemá vázaný žádný kyslík, proto šance na vytvoření sloučenin s železem by měla být menší.



Obrázek 12: Porovnání struktury PUR (vlevo) a PP (vpravo)

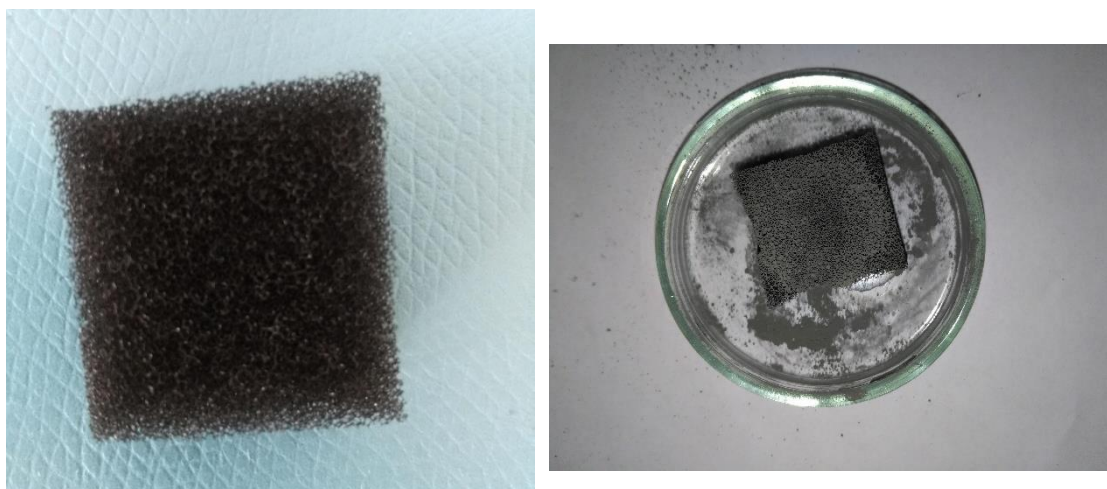
## 6.2 Příprava vzorků

Přípravu vzorků lze rozčlenit do dvou metod – první metoda využívající polymer jako nosnou matici a druhá metoda využívající polymer jako pojivo.

### Polymer jako nosná matrice

Tato metoda je založená na vsáknutí suspenze nebo pasty s práškovým železem do polymerní matrice, která by měla zajistit houbovitou strukturu železa po vyžhání. Kvůli podmínce dobrého vsáknutí bylo zkoumáno smáčení (kapitola 6.1), ze kterého se nejlépe osvědčil polyuretan a polypropylen (PP) 500 g/m<sup>2</sup> v kombinaci s toluenem.

Pro přípravu pasty i suspenze bylo naváženo 5 g práškového železa, které v kombinaci s toluenem vytvořily suspenzi nebo pastu. V případě suspenze bylo přidáno 5 ml toluenu, u pasty to byly 2 ml. Do těchto směsí byly následně vloženy vzorky polyuretanu a PP 500 g/m<sup>2</sup> a důkladně promíchány, aby co nejlépe nasákly směs do své struktury.

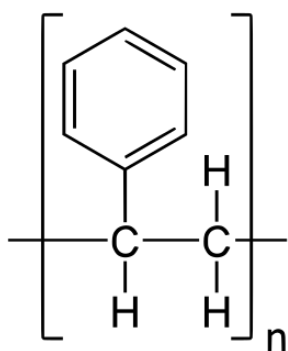


Obrázek 13: PUR pěna sloužící jako nosná matrice pro výrobu vzorků (vlevo). Vzorek na bázi polyuretanové pěny a suspenze železa (vpravo).

## Polymer jako pojivo

V této metodě byl jako polymer zvolen polystyren, protože při kombinaci s toluenem dojde k jeho rozpuštění a vzniku lepkavé směsi – pojiva. Výhodou polystyrenu je také to, že ve své struktuře neobsahuje vázaný kyslík, což by mělo omezit vznik sloučenin se železem.

Byl vytvořen zásobní roztok pojiva, který byl následně využit pro přípravu vzorků o různé procentuální koncentraci polystyrenu. Základ každého vzorku tvořily 3 g práškového železa, do kterého bylo podle procentuálního zastoupení polystyrenu přidáno potřebné množství pojiva. Vzniklá směs pojiva a práškového železa byla nalita do formy z polytetrafluorethylenu, který zabránil přilepení směsi na formu. Byly připraveny vzorky o 5%, 10% a 15% polystyrenu.



**Obrázek 14: Strukturní vzorec polystyrenu (vlevo), vzorek připravený na bázi polystyrenového pojiva - před vyžiháním (vpravo)**

Vytvořené vzorky byly vloženy do sušičky a při teplotě cca 55°C byly sušeny po dobu vypařování toluenu.

U vzorků, které byly tvořeny metodou - polymer jako nosná matrice - byl problém v ulpění železa ve struktuře matrice. Sušením docházelo k vypaření toluenu a železo se uvolňovalo ze struktury nosného materiálu. Použití pasty nebylo vhodné, protože díky své hustotě se nedostala dostatečně do vzorku a většina železa se při sušení uvolnila. Z tohoto důvodu nebyla pasta pro další vzorky použita. Druhá metoda díky pojivu zajistila vytvoření kompaktních vzorků.

## 6.3 Termická analýza

Pro zlepšení a optimalizaci procesu žhání podstoupily vybrané vzorky termickou analýzu na specializovaném pracovišti UACH.

Termická analýza umožňuje sledovat a vyhodnocovat probíhané reakce v látkách při ohřívání nebo ochlazování. Zahrnuje několik metod, přičemž se zpravidla provádí více metod v jednom měření a z jejich výsledku lze rozpoznat např. krystalizaci, tání, oxidaci nebo vypařování v látkách. Termické analýzy mohou být prováděny v tzv. dynamickém režimu, kdy je kontinuálně zvyšována teplota nebo v tzv. statickém režimu, kdy je sledována závislost hmotnosti na čase při konstantní teplotě.

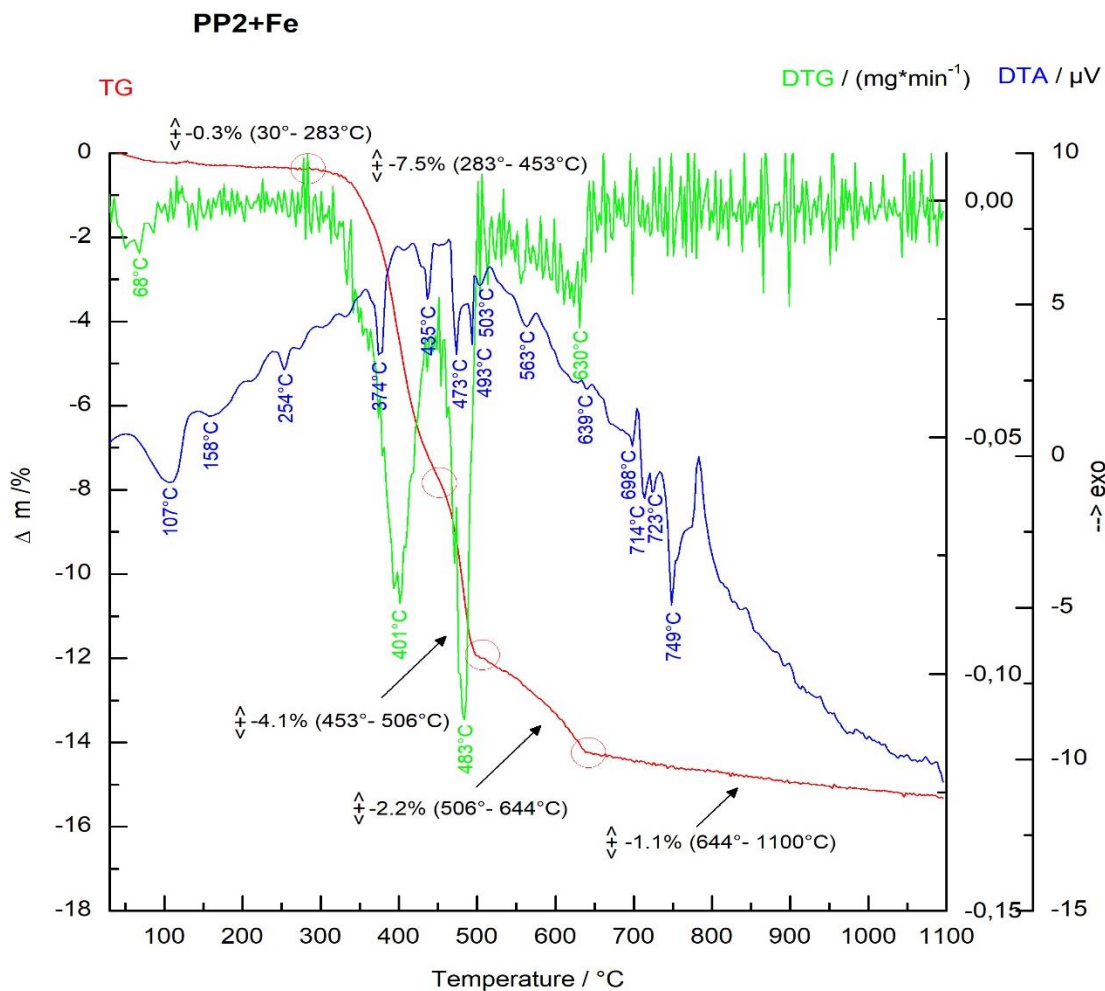
Mezi základní metody patří: [42]

- **Termogravimetrie** – TG – základní metoda, která udává závislost hmotnosti na teplotě nebo na čase
- **Derivační termogravimetrie** – DTG – uvádí rychlost změny na hmotnosti, používá se při nepřehledné termogravitační křivce
- **Diferenční termická analýza** – DTA – princip je založen na měření hmotnosti dvou vzorků – zkoumaného a referenčního

Mezi vybranými vzorky byly všechny druhy vzorků – polypropylen se suspenzí, polyuretan se suspenzí a 10% PS + Fe. Termická analýza byla provedena v zařízení Seteram při parametrech:

- počáteční teplota  $\vartheta_0 = 30^\circ\text{C}$
- růst teploty  $5^\circ\text{C}/\text{min}$
- konečná teplota  $\vartheta = 1\ 100^\circ\text{C}$
- argonová atmosféra

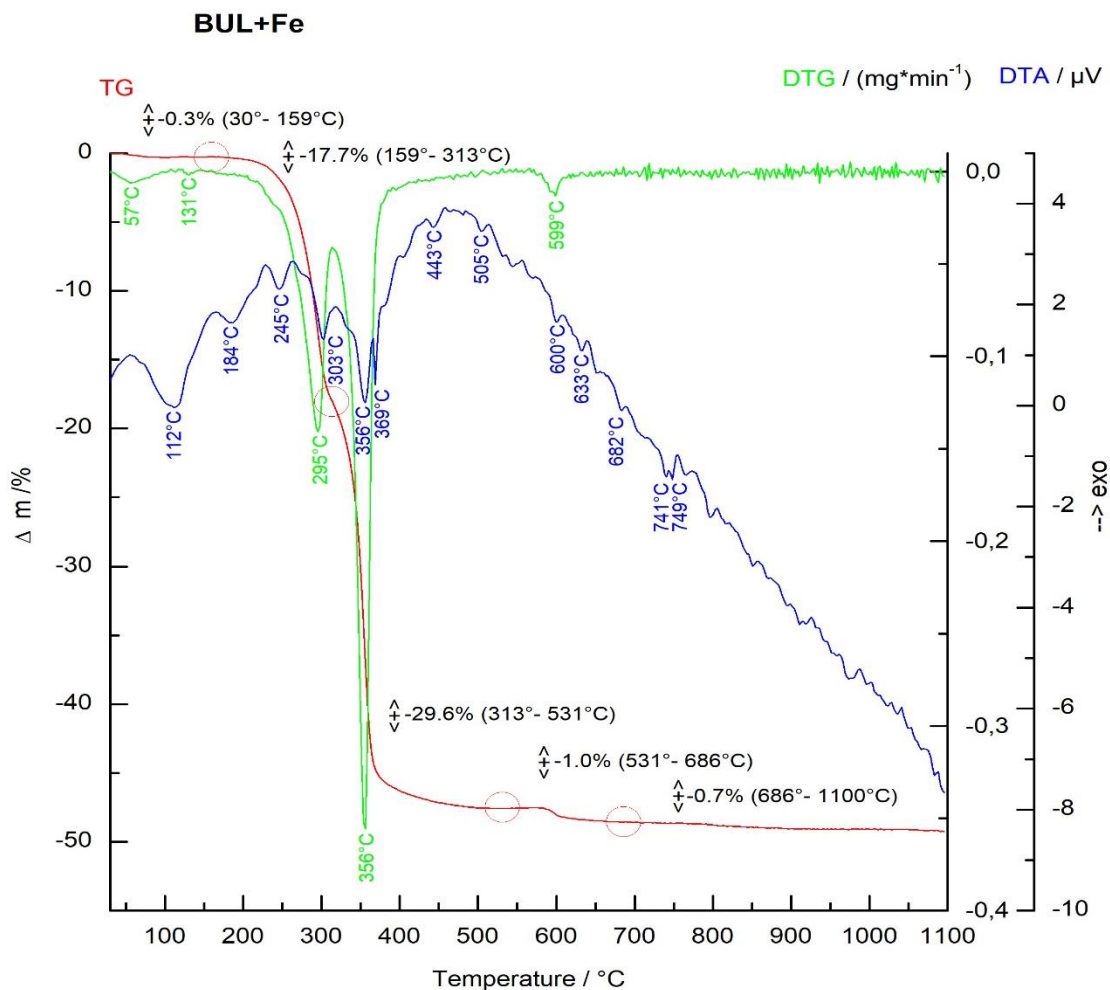
Výsledné grafy z termické analýzy jsou uvedeny na obrázku 15, 16 a 17.



**Obrázek 15: Termická analýza vzorku na bázi polypropylenu a suspenze železa**

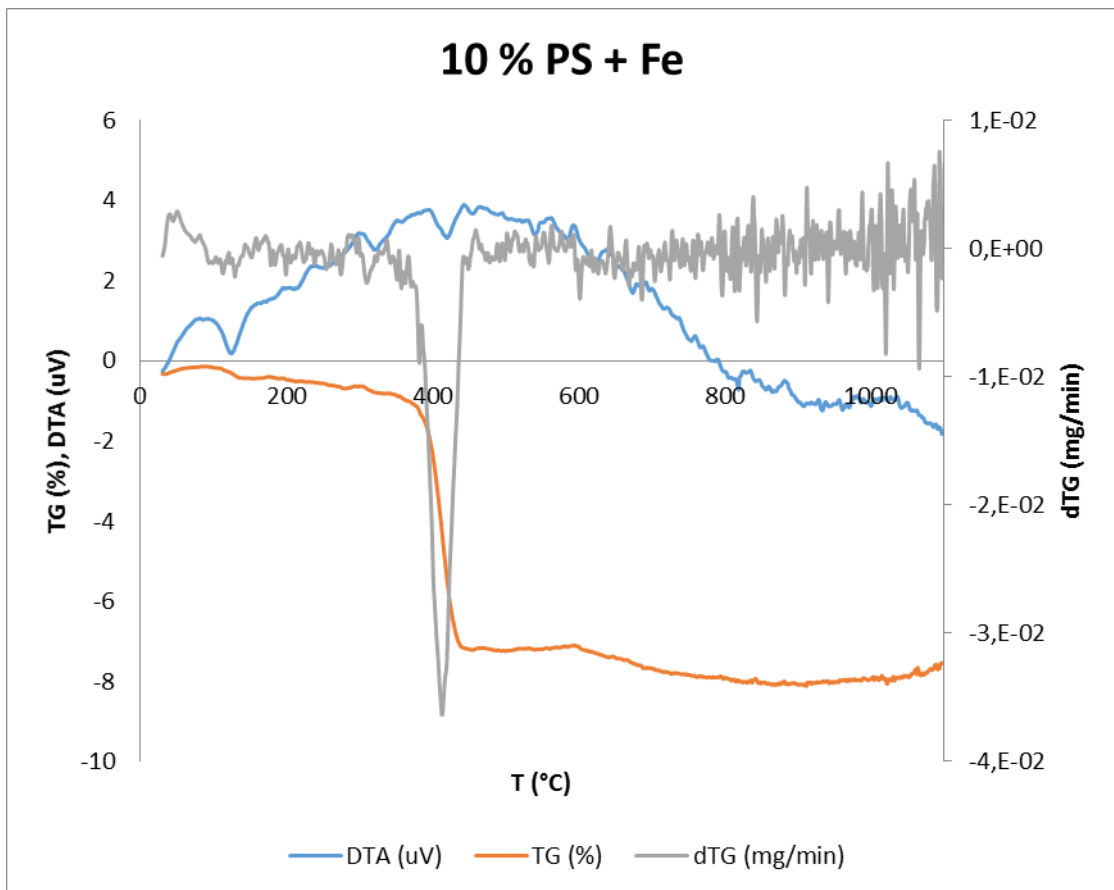
Výchozí navážka pro termickou analýzu byla 14,54 mg. Z průběhu křivky DTA a TG je zřejmé, že mezi teplotami cca 400-500°C dochází k maximu exotermním reakcím a zároveň k největšímu úbytku hmotnosti. Z tohoto pozorování lze usoudit, že při těchto teplotách dochází k vypálení polymerní matrice - polypropylen. Při dalším růstu teploty DTA klesá do záporných hodnot a úbytek hmotnosti se zmenšuje - v této oblasti dochází k sintrování železa na pevnou formu. Celkový úbytek hmotnosti u vzorku s polypropylenem byl cca 15,4 %.





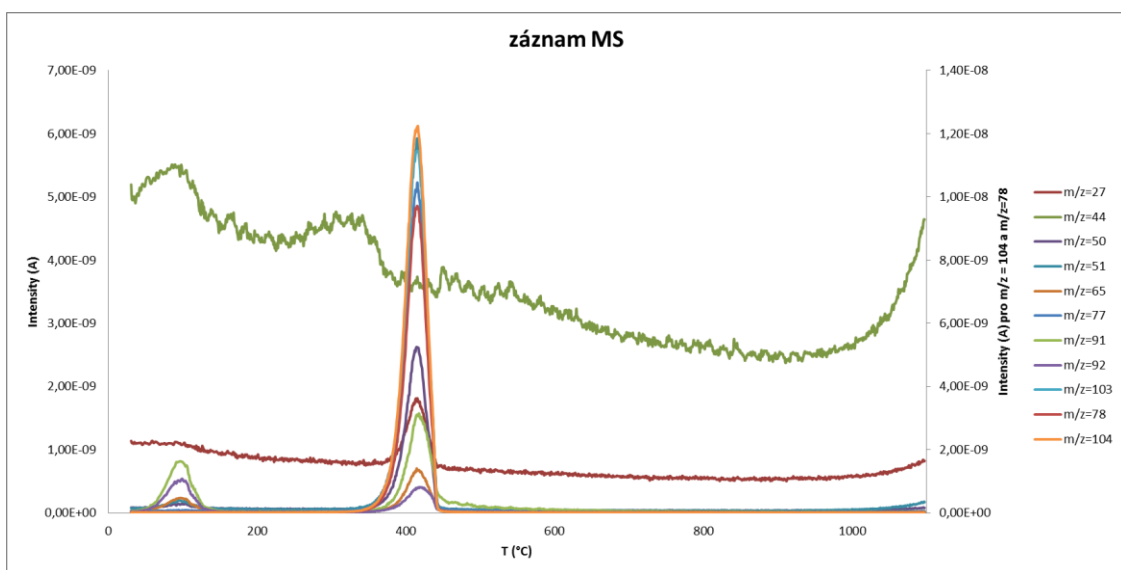
**Obrázek 16: Termická analýza vzorku na bázi polyuretanu a suspenze železa**

Termická analýza polyuretanu byla provedena s navázkou 6,16 mg. Křivka DTA roste do kladných hodnot, což je způsobeno žíháním polyuretanové matrice. Ke spálení polyuretanu dochází zhruba mezi 300-500°C, následuje sintrování železa na pevnou formu. V porovnání s průběhem PS a PP probíhá tento proces o něco bouřlivěji, což může být způsobeno navázaným kyslíkem ve struktuře polyuretanu. Celkový úbytek hmotnosti byl 47,3 %



**Obrázek 17: Termická analýza u vzorku s PS pojivem**

Navážka vzorku s PS byla cca 4 mg. Stejně jako u PP a PS v první fázi dochází k rozkladu polymeru. Maximum uvolněné energie a zároveň největší úbytek hmotnosti nastává při teplotě cca 400°C. Z křivky DTG lze zjistit, že změna v hmotnosti v závislosti na čase není tak rapidní jako u vzorku s PUR. Celkový úbytek hmotnosti je cca 7 % a tento úbytek je z převážné části tvořen vyžháním polystyrenu.



**Obrázek 18: Provedená hmotnostní spektrometrie u vzorku s PS**

U vzorku s PS byla provedena také hmotnostní spektrometrie (obrázek 18). Tato analytická detekuje nabitě ionty, které vznikají při ionizaci neutrálních molekul. Vzniklé ionty jsou rozděleny podle podílu hmotnosti a náboje ( $m/z$ ) a jsou zaznamenány jejich intenzity. Základní částí spektrometru jsou – iontový zdroj, hmotnostní analyzátor a detektor iontů. Iontový zdroj slouží k ionizaci molekul, nejrozšířenější je elektronová ionizace, u které ionizaci způsobuje dopadající paprsek elektronů. Hmotnostní analyzátor a detektor jsou součástí, které neovlivňují proces ionizace, ale podílí se na detekování a rozlišení iontů.

V hmotnostní spektrometrii jsou rozlišovány jednotlivé isotopy prvků. Isotopy jsou rozlišovány tzv. nukleonovým číslem (též hmotnostní číslo), které je dáno součtem protonů a neutronů v jádře daného nuklidu.

V prvním kroku byl výraznější rozklad toluenu ( $m/z = 92$ ,  $m/z = 91$ ), nepatrně docházelo i k rozkladu styrenu. Ve druhém kroku byla zaznamenána nejvyšší intenzita u styrenu. Zaznamenán byl také signál pro  $m/z = 44$ , což bývá často  $\text{CO}_2$  nebo  $\text{N}_2\text{O}$ .

Sledované byly také signály pro vodu ( $m/z = 17$ ,  $18$ ),  $\text{CO}$  ( $m/z = 28$ ) a  $\text{CH}_3$  ( $m/z = 15$ ), ale byly během měření konstantní. V tabulce 7 jsou uvedeny sledované signály pro spektrometrii.

**Tabulka 7: Sledované signály pro hmotnostní spektrometrii**

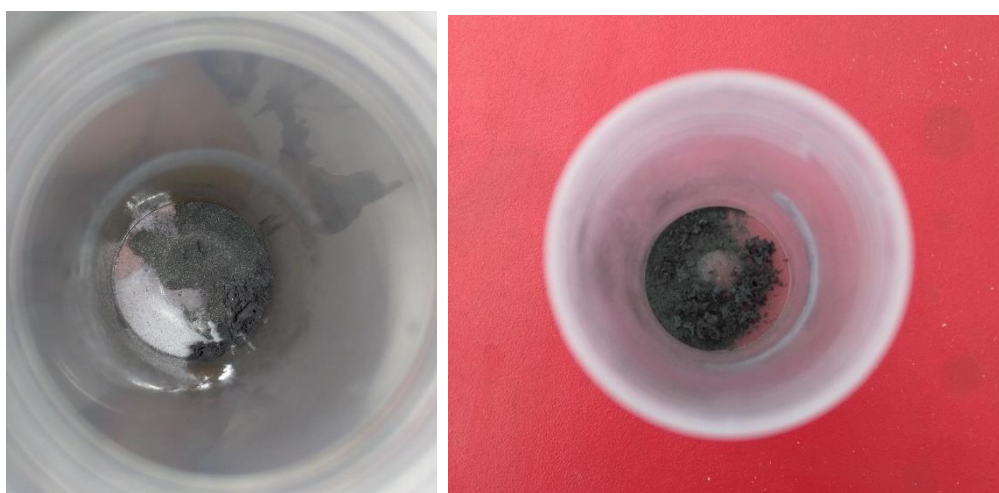
$m/z$	Rozklad látky	Pravděpodobný fragment
104	styren	$\text{C}_8\text{H}_8$ (mateřský ion)
103	styren	$\text{C}_8\text{H}_7$ (mateřský bez H)
77	styren	$\text{C}_6\text{H}_5$
78	styren	$\text{C}_6\text{H}_6$ benzen
51	styren	$\text{C}_4\text{H}_3$
50	styren	$\text{C}_4\text{H}_2$
27	styren	$\text{C}_2\text{H}_3$
92	toluen	$\text{C}_7\text{H}_8$
91	toluen	$\text{C}_7\text{H}_7$
65	toluen	$\text{C}_3\text{H}_3$

## 6.4 Žihání v muflové peci

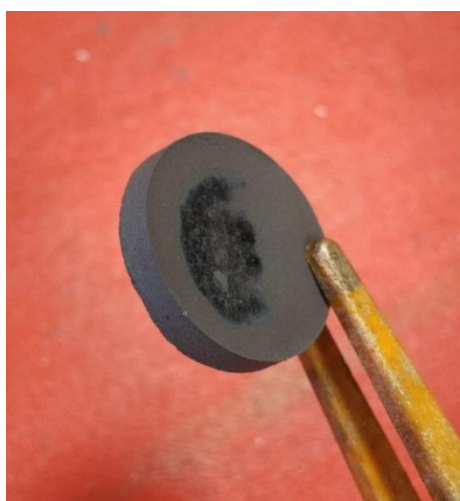
Pro zajištění dobré pevnosti vzorků a zároveň vypálení nosné matrice bylo zapotřebí provést žihání vzorků. Žihání bylo provedeno v Technickém ústavu požární ochrany pomocí laboratorní muflové pece (typ 018 LP - V s regulátorem Ht 603). Z důvodu dobrého vypálení polymeru a dostatečného vyžihání železa byl teplotní program rozčleněn na dvě části:

- Z provedených termických analýz bylo zjištěno, že vypálení polymeru probíhá zhruba při 400°C, proto na této teplotě byla provedena prodleva 2 hodiny.
- Následoval ohřev na teplotu 1 150°C a ponechání po dobu 15 minut tak, aby se železo dostatečně vyžihalo.

Růst teploty byl 5°C/minutu a po celou dobu byl udržován konstantní průtok argonu pecí na 3 l/minutu.



**Obrázek 19: Vyžihané vzorky s matricí PUR (vlevo) a PP (vpravo)**



**Obrázek 20: Vyžihaný vzorek s PS pojivem (skvrna je místo, kde byl vzorek pravděpodobně v kontaktu s korundovým kalíškem, ve kterém byl žihán)**

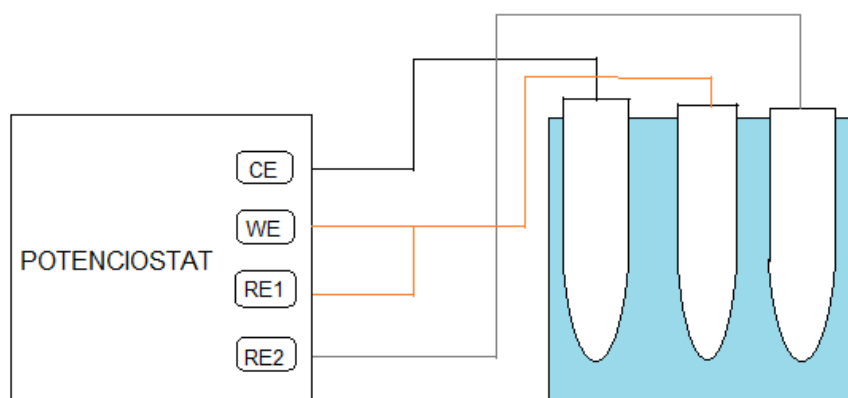
Vzorky s PUR a PP matricí byly po žíhání velmi křehké a nekvalitní. Z většiny vzorků zůstala pouze drť tvořená železem a zbytkem polymerních materiálů (obrázek 19). Pravděpodobně při vypálení polymerní matrice nebylo železo ještě dostatečně slinováno a nevytvořilo pevnou strukturu podobnou struktuře polymerní matrice.

Vzorky na bázi polystyrenového pojiva byly naopak po vyžhání velmi pevné, hutné a zachovaly si svůj tvar (obrázek 20). U většiny vzorků s PS byl zaznamenán nárůst hmotnosti po vyžhání.

## 6.5 Měření korozního potenciálu

Pro sledování degradability a vlivu tělních tekutin byly vyžhané vzorky vloženy do fyziologických roztoků stimulujících prostředí těla. Mezi fyziologickými roztoky byly - klasický NaCl roztok, Ringerův roztok a SBF (simulated body fluid, připravený podle [43]). Vzorky vložené do těchto roztoků byly udržovány při teplotě 37°C (tělesná teplota těla) a každý měsíc byly měřeny jejich korozní potenciály, úbytky hmotnosti a vodivosti roztoků.

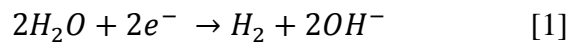
Měření proběhlo pomocí tříelektrodového systému, který se skládá z potenciostatu  $\mu$ AUTOLAB TYPE II a tří elektrod – pracovní, pomocné a referenční elektrody. Celkové zapojení systému je uvedeno na obrázku 21.



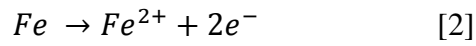
**Obrázek 21: Zapojení systému pro měření korozního potenciálu (WE je pracovní elektroda, na které je vzorek)**

Při elektrochemické korozi dochází nejen k anodické oxidaci kovu, ale také ke katodické redukci některé ze složky prostředí. Tyto reakce probíhají při tzv. korozním potenciálu  $E_{kor}$ , který se ustálí na hodnotě, při které se rychlost anodické reakce rovná rychlosti katodické reakce. Jak bylo zmíněno v kapitole 5, s rostoucím korozním potenciálem se také zmenšuje náchylnost ke korozi. Během koroze může docházet k ulpění korozních produktů na povrchu kovu – pasivace, která kovu poskytuje ochranu při korozi. [44]

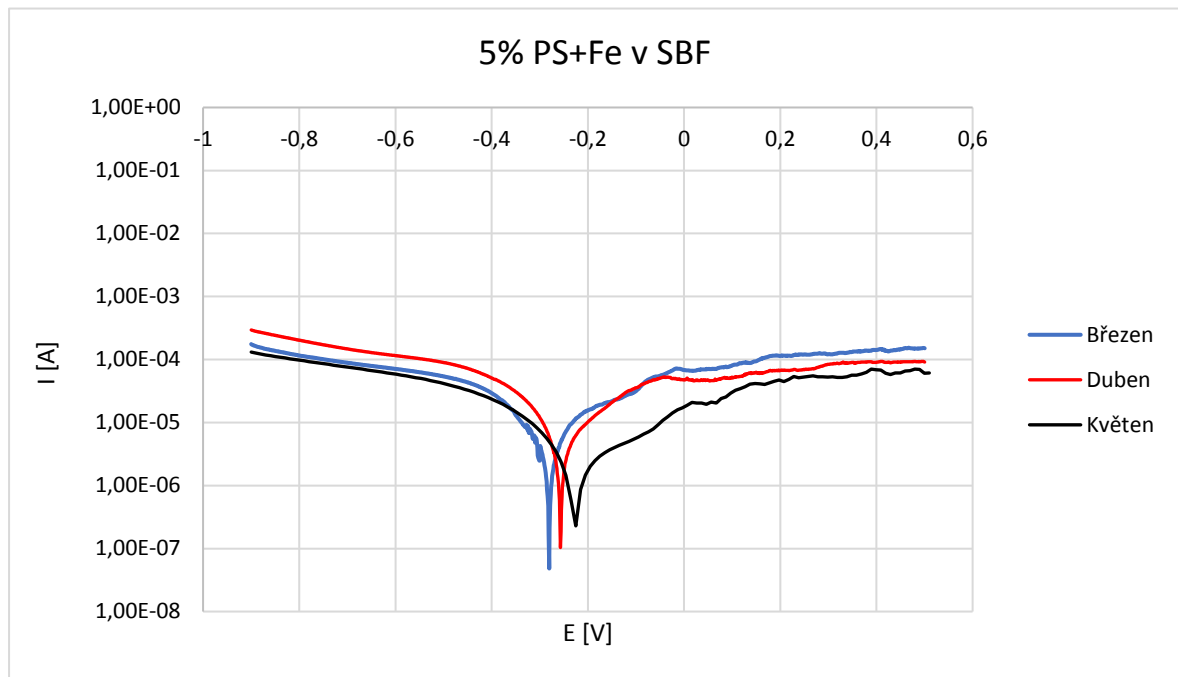
Výsledkem korozního měření jsou korozní křivky. Levá část popisuje reakce spjaté s roztokem – katodické reakce, může se jednat o vylučování vodíku nebo různých iontů z roztoku.



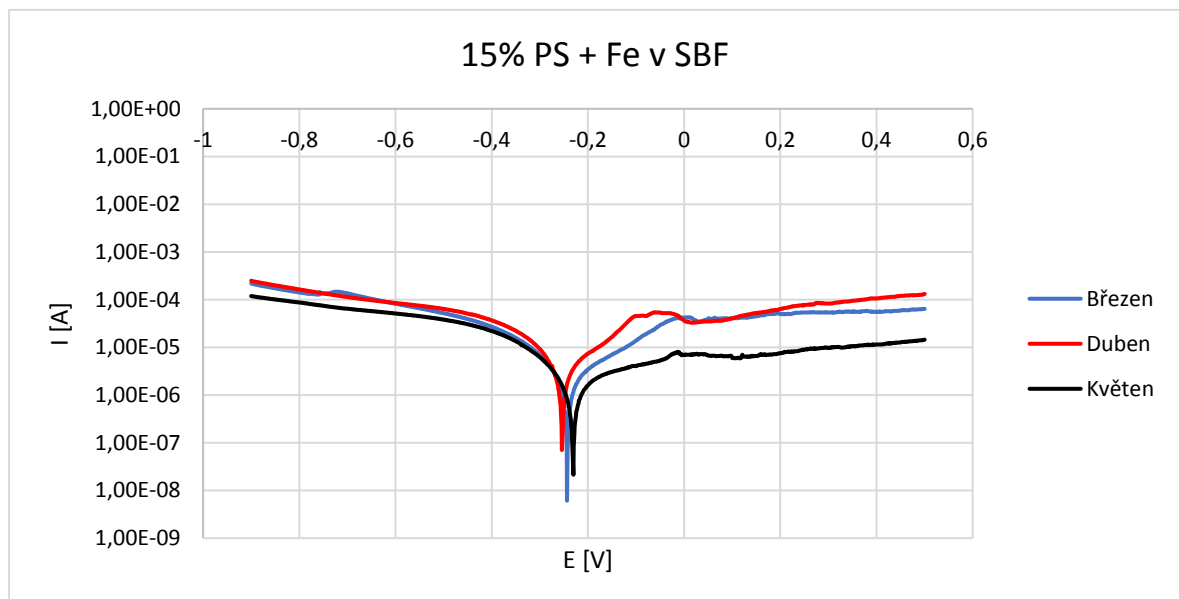
Pravá část odpovídá oxidaci kovu – anodické reakce, tj. vlastní korozi, kterou lze vyjádřit následující rovnicí:



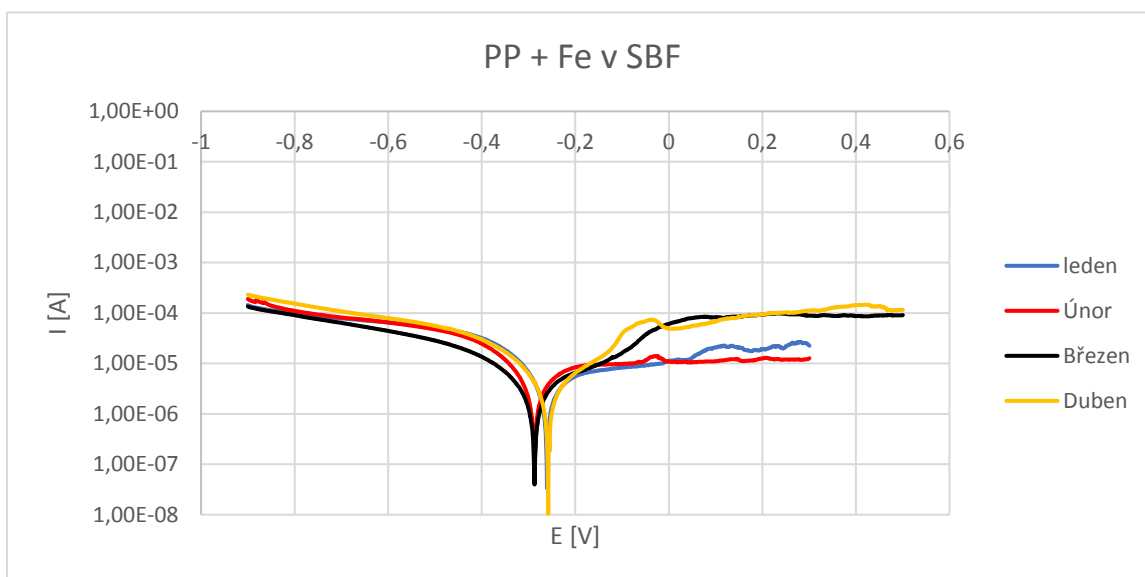
### Korozní potenciál v SBF



**Graf 1: Změna korozního potenciálu při působení SBF na vzorek 5% PS + Fe**



**Graf 2: Změna korozního potenciálu při působení SBF na vzorek 15% PS + Fe**



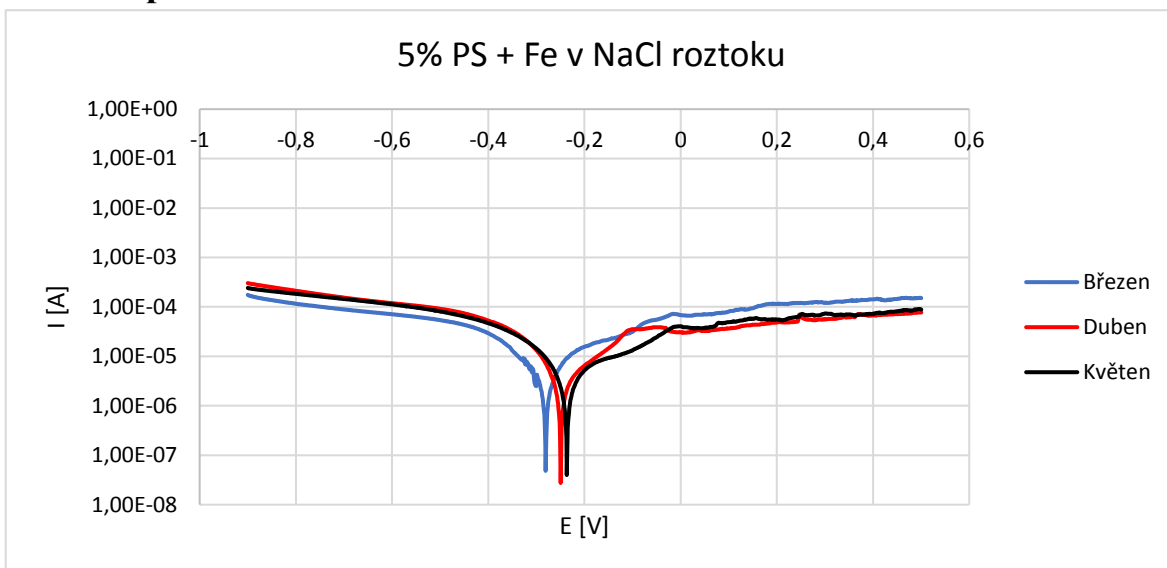
**Graf 3: Změna korozního potenciálu při působení SBF na vzorek PP + Fe**

Standardní roztoky jako NaCl nebo Ringerův roztok obsahují pouze některé ionty obsažené v tělních tekutinách, ale SBF obsahuje většinu těchto iontů a dokonale simuluje prostředí těla. Při vložení vzorků do SBF dochází vlivem iontů k chemickým reakcím, které mění složení a strukturu vzorku. Z grafu 1-3 je zřejmé, že u všech vzorků hodnota korozního potenciálu s dobou působení SBF rostla do kladných hodnot. Tento jev byl pravděpodobně způsoben vznikem korozních produktů, které ulpěly na vzorku a zpomalily průběh koroze. V SBF jsou obsaženy jak chloridové ionty, tak i ionty fosforečnanů, které výrazně ovlivňují stabilitu pasivní vrstvy. Zatímco chloridové ionty narušují pasivní vrstvu, fosforečnanové mají opačný vliv. Ačkoliv množství chloridových iontů je větší, v tomto měření se jejich vliv téměř neprojevil a konečný korozní potenciál byl u všech vzorků kladnější než počáteční - srovnání v tabulce 8. U vzorků na bázi PS to mohlo být způsobeno velmi hutnou strukturou, ve které se vytvořily oxidy železa, a přístup chloridových iontů k těmto místům nebyl dostatečný. [45] [46]

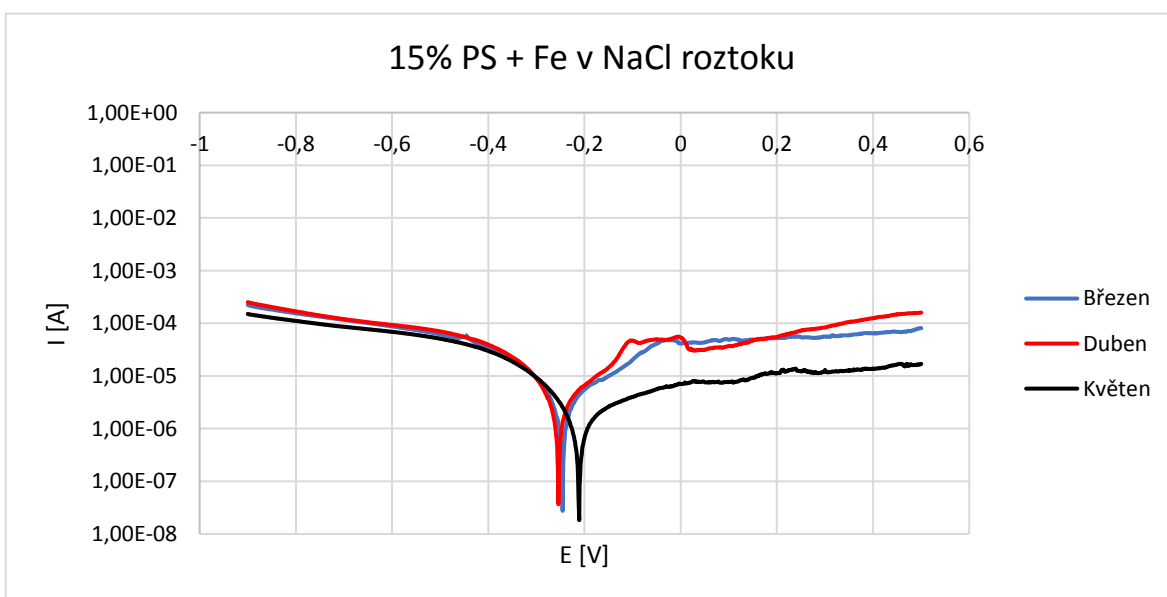
**Tabulka 8: Srovnání korozních potenciálů u vzorků v SBF**

	5% PS + Fe	15% PS + Fe	PP
<b>Počáteční <math>E_{corr}</math> [V]</b>	-0,2750	-0,2431	-0,2602
<b>Konečný <math>E_{corr}</math> [V]</b>	-0,2151	-0,2292	-0,2505

## Korozní potenciál v roztoku NaCl

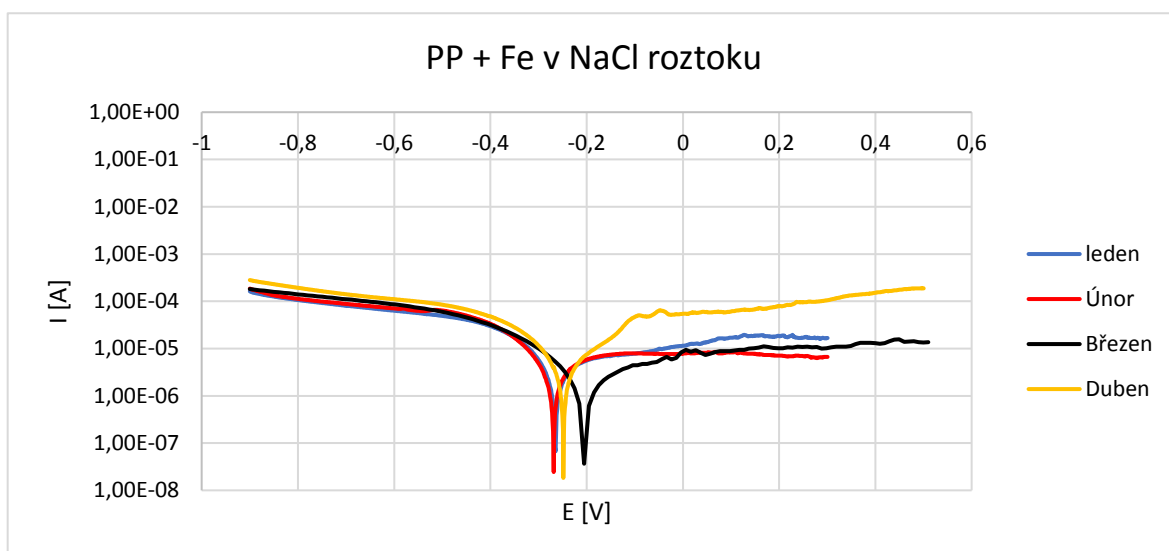


**Graf 4:** Změna korozního potenciálu při působení NaCl roztoku na vzorek 5% PS + Fe



**Graf 5:** Změna korozního potenciálu při působení NaCl roztoku na vzorek 15% PS + Fe





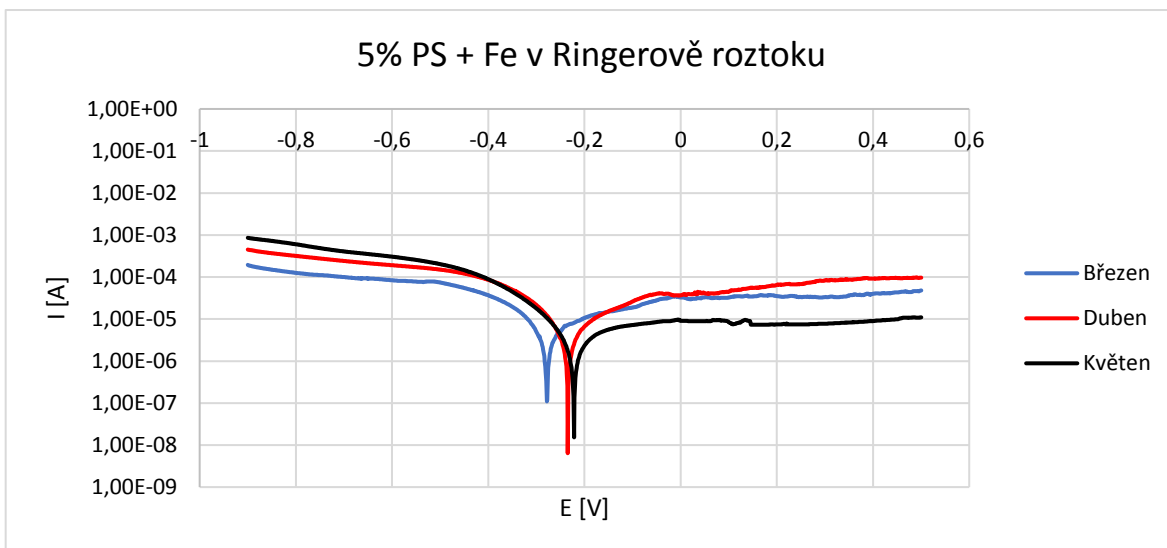
**Graf 6: Změna korozního potenciálu při působení NaCl roztoku na vzorek PP + Fe**

Roztok NaCl by měl díky přítomnosti chloridových iontů narušovat pasivní vrstvu vzniklou chemickými reakcemi a výrazně urychlovat proces koroze. Z grafu 5 a 6 lze vypočítat, že vliv chloridových iontů na pasivní vrstvu byl významný především v prvních měsících. Při delším působení roztoku na vzorek zřejmě docházelo k alkalizaci prostředí a vzniku nerozpustné pasivní vrstvy - korozní potenciál se posunul ke kladným hodnotám. [45] [46]

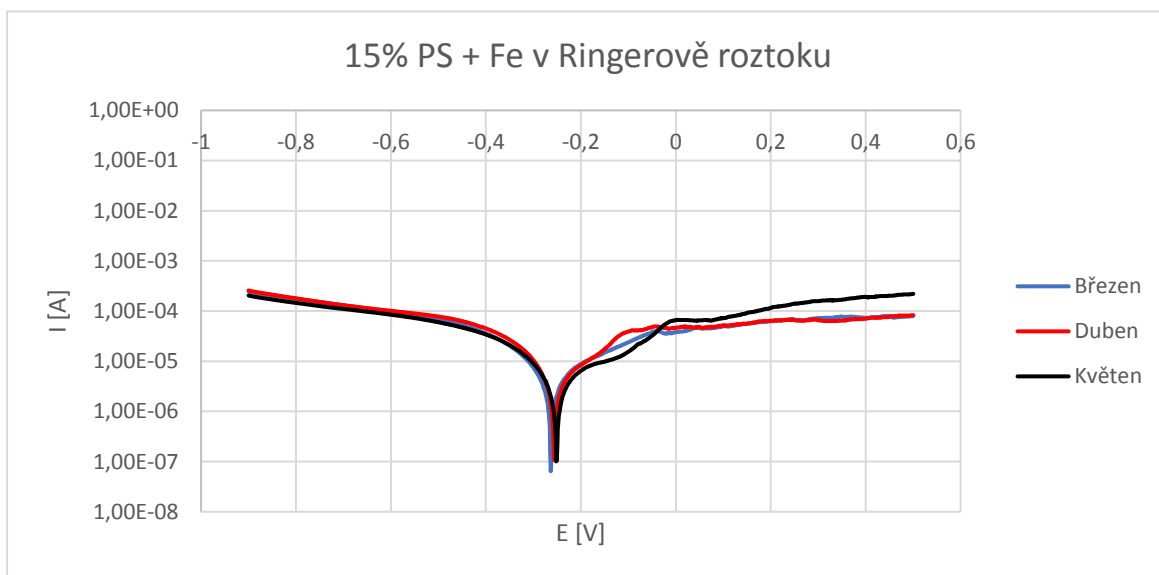
**Tabulka 9: Počáteční a konečný korozní potenciál vzorků v roztoku NaCl**

	5% PS + Fe	15% PS + Fe	PP
<b>Počáteční <math>E_{\text{corr}}</math> [V]</b>	-0,2705	-0,2452	-0,2644
<b>Konečný <math>E_{\text{corr}}</math> [V]</b>	-0,2313	-0,2100	-0,2484

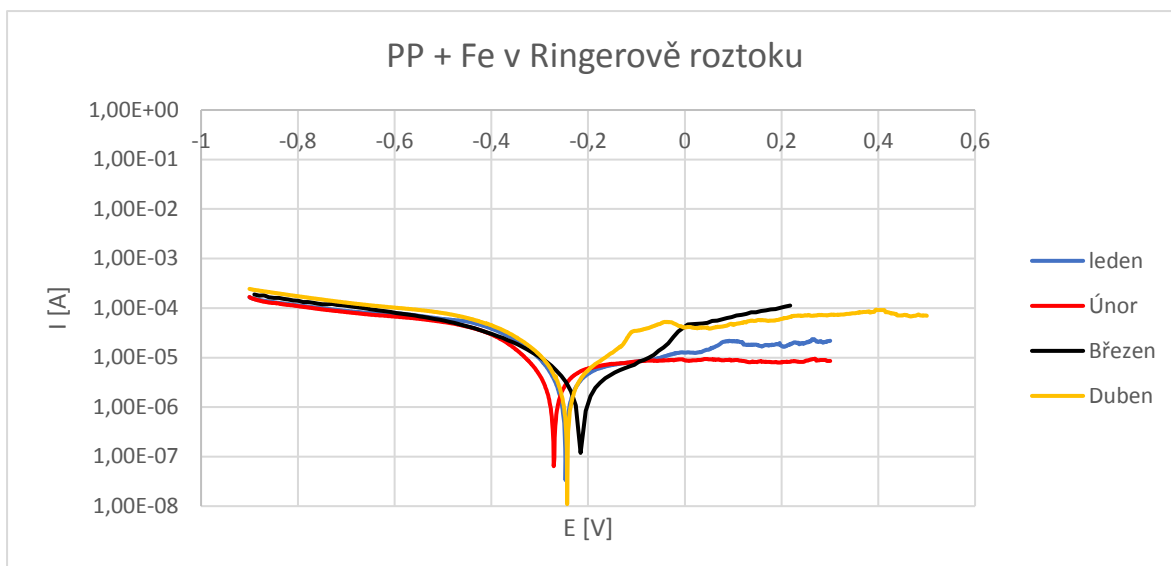
## Korozní potenciál v Ringerově roztoku



**Graf 7: Změna korozního potenciálu při působení Ringerova roztoku na vzorek 5% PS + Fe**



**Graf 8: Změna korozního potenciálu při působení Ringerova roztoku na vzorek 15% PS + Fe**



**Graf 9: Změna korozního potenciálu při působení Ringerova roztoku na vzorek PP + Fe**

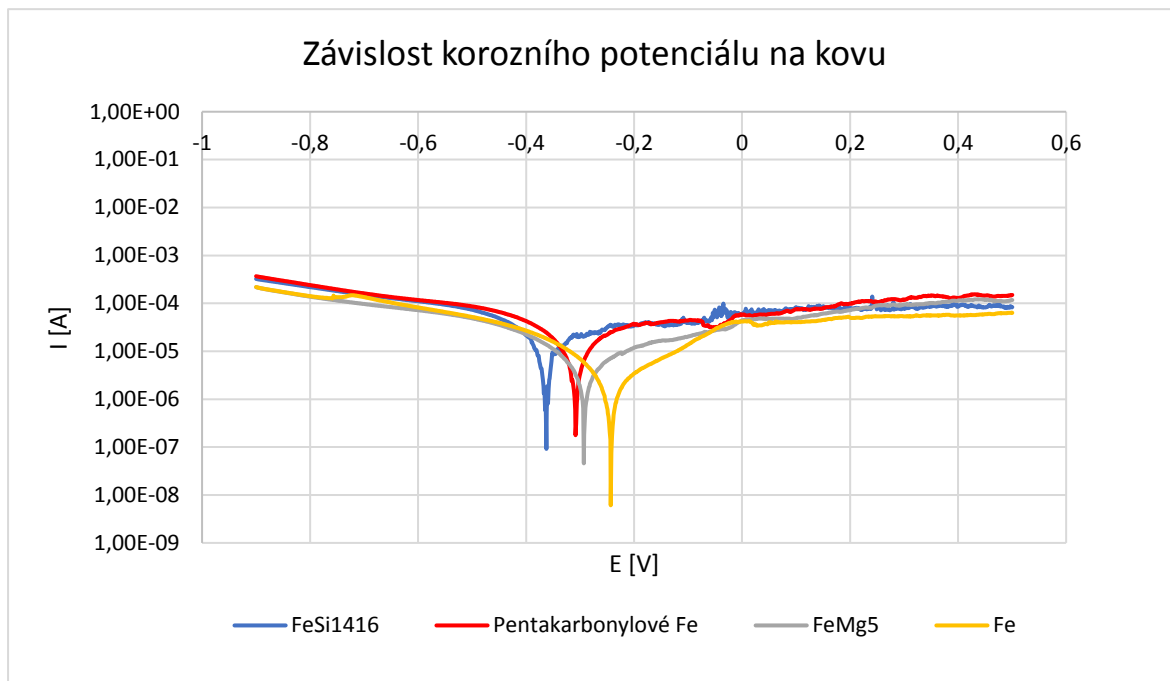
Naměřené korozní potenciály v Ringerově roztoku byly téměř podobné grafům naměřeným u vzorků v roztoku NaCl. U vzorků na bázi PS hodnota korozního potenciálu rostla směrem ke kladným hodnotám, což bylo s největší pravděpodobností způsobeno hutnou strukturou těchto vzorků (viz mikroskopické pozorování). U vzorku s 15 % PS byla změna korozního potenciálu menší než u vzorku s 5 % PS. Tento jev byl zřejmě způsoben větším obsahem pojiva, protože i u ostatních roztoků byla změna korozního potenciálu u vzorku s 15% PS menší než u vzorku s 5% PS. Vzorek na bázi PP měl po prvním měsíci korozní potenciál menší než při prvním měření. Zmenšení korozního potenciálu mohlo být způsobeno chloridovými ionty, které se podílely na uvolňování pasivní vrstvy. Při dalším působení došlo k alkalizaci roztoku a vytvoření nerozpustné pasivní vrstvy, která způsobila zvýšení korozního potenciálu ke kladným hodnotám. [45] [46]

**Tabulka 10: Počáteční a konečný korozní potenciál vzorků v Ringerově roztoku**

	5% PS + Fe	15% PS + Fe	PP
<b>Počáteční <math>E_{corr}</math></b>	-0,2740	-0,2634	-0,2463
<b>Konečný <math>E_{corr}</math></b>	-0,2217	-0,2452	-0,2367

Z dlouhodobého hlediska by korozní potenciál nejspíš pokračoval směrem ke kladným hodnotám, tj. snižovala by se schopnost degradovat a nemuselo by dojít k dokonalému rozložení vzorku. Z tohoto důvodu je důležitá schopnost regulovat degradační proces. Jednou z možností, jak ovlivnit korozní proces, je použití různých dopantů, které jsou schopny urychlit, případně zpomalit proces degradace. Pro zrychlení je vhodné použít neušlechtilé kovy, např. hořčík, zinek, které jsou náchylnější ke korozi, pro zpomalení se naopak využívají ušlechtilé, mezi které patří například titan.

Byly připraveny vzorky na bázi polystyrenu a různých druhů železa, tak aby se dala ověřit schopnost měnit korozní potenciál pomocí dopantů. Byly změřeny pouze počáteční korozní potenciály (bez vložení do roztoků), protože vzorky byly připraveny později. Naměření křivky jsou na grafu 10.



**Graf 10: Závislost korozního potenciálu na druhu železa**

Z naměřených křivek jsou zřetelné značné rozdíly u použitých želez. Nejmenší korozní potenciál měl vzorek s železem FeSi1416, naopak největší měl dle předpokladu vzorek s čistým železem. Posun korozního potenciálu do záporných hodnot byl pozorován také u pentakarbonylového železa a železa s 5 % hořčíku.

## 6.6 Pozorování dalších změn při působení roztoků

Působení fyziologických roztoků má vliv na změnu struktury a složení vzorků, proto byly váženy hmotnosti vzorků. První vážení proběhlo před vložením do fyziologických roztoků a vážení se opakovalo po měsíci. Vzorky byly před vážením zbaveny nečistot a vysušeny tak, aby navážená hmotnost byla skutečná hmotnost vzorku.

**Tabulka 11: Změna hmotnosti u vzorků při působení fyziologických roztoků**

Č.	Popis	Roztok	Leden - Únor	Únor - Březen	Březen - Duben	Duben - Květen
			$\Delta m$	$\Delta m$	$\Delta m$	$\Delta m$
1	PP+Fe	SBF	-0,0172	-0,0387	-0,0266	-0,0068
2	PP+Fe	RR	-0,0169	-0,0883	-0,0058	-0,0014
3	PP+Fe	NaCl	-0,0137	-0,0798	-0,0079	-0,0019
4	5% PS + Fe	SBF	-	-	0,0221	0,0267
5	5% PS + Fe	RR	-	-	0,1351	0,1548
6	5% PS + Fe	NaCl	-	-	0,1897	0,2520
7	15% PS + Fe	SBF	-	-	0,0351	0,0594
8	15% PS + Fe	RR	-	-	0,1093	0,1122
9	15% PS + Fe	NaCl	-	-	0,1975	0,0441

Podle nevážených hmotností, které jsou uvedeny v tabulce 11, největší úbytky hmotnosti byly zaznamenány u vzorků s polypropylenovou maticí. Zatímco u roztoků NaCl a Ringerova roztoku byl u těchto vzorků největší úbytek během prvních dvou měsíců, u SBF byl největší úbytek při 2. a 3. vážení. Prudký úbytek hmotnosti u NaCl a Ringerova roztoku byl pravděpodobně způsoben velkým obsahem chloridových iontů, které vytvořily silné agresivní prostředí a narušily strukturu vzorků. SBF obsahuje kromě chloridů také látky, které podporují tvorbu pasivní vrstvy a zpomalují korozi. Pravděpodobně díky přítomnosti těchto látek byl úbytek hmotnosti u vzorku č. 1 menší a pomalejší.

U vzorků s PS pojivem byl již při prvním vážení zaznamenán nárůst hmotnosti. Nárůst byl pravděpodobně způsoben hutnou strukturou vzorků, ve které ulpěly produkty korozního působení a zvýšily hmotnost vzorku. U vzorků vložených do SBF (č. 4 a 7) nebyl nárůst tak markantní, což bylo zřejmě způsobeno uvolněním oxidů železa do roztoku, které způsobily typické zbarvení roztoku (obrázek 22).



**Obrázek 22: Zbarvení SBF u vzorku č. 9 poukazuje pravděpodobně na uvolnění oxidů železa do roztoku**

Při chemických reakcích probíhajících mezi vzorkem a roztokem dochází k uvolňování iontů, které se podílejí také na změně vodivosti a pH roztoku. Změna vodivosti byla měřena pomocí zařízení inoLab\_IDS Multi 9420. Změna vodivosti je uvedena v tabulce 12.

**Tabulka 12: Změna měrné vodivosti jednotlivých roztoků**

č.	Popis	Roztok	Leden	Únor	Březen	Duben	Květen
			$\sigma$ [mS/m]	$\sigma$ [mS/m]	$\sigma$ [mS/m]	$\sigma$ [mS/m]	$\sigma$ [mS/m]
1	PP+Fe	SBF	19,82	19,05	20,50	20,70	20,90
2	PP+Fe	RR	15,79	16,06	16,20	16,54	16,60
3	PP+Fe	NaCl	10,57	11,01	11,50	11,62	11,72
4	5% PS + Fe	SBF	-	-	20,50	20,70	21,50
5	5% PS + Fe	RR	-	-	11,02	11,8	12,02
6	5% PS + Fe	NaCl	-	-	16,50	16,88	16,95
7	15% PS + Fe	SBF	-	-	19,40	19,57	21,10
8	15% PS + Fe	RR	-	-	11,06	11,20	11,35
9	15% PS + Fe	NaCl	-	-	16,00	16,09	16,15

U vzorků na bázi polypropylenu dochází k relativně lineárnímu nárůstu vodivosti, což je podpořeno i ubývajícím hmotností vzorku (tabulka 11). Vzorek degraduje a ionty železa se uvolňují do roztoku a zlepšují jeho vodivost.

U vzorků č. 5, 6, 8, 9 je mezi prvním a druhým měřením pozorováno zvýšení vodivosti, ale zvýšení vodivosti mezi druhým a třetím měřením je menší a lze předpokládat, že tento trend by pokračoval. Stagnace změny vodivosti by mohla být způsobena málo agresivním roztokem, který není schopen dostatečně degradovat vzorek a uvolňovat ionty do roztoku. Vzorky č. 4, 7 (PS + Fe v SBF) mají mezi druhým a třetím měřením téměř exponenciální nárůst vodivosti. Příčinou tohoto jevu je pravděpodobně uvolnění oxidů železa do roztoku, které způsobují typické zbarvení (obrázek 22).

**Tabulka 13: Naměřené hodnoty pH roztoků**

č.	Popis	Roztok	Březen	Duben	Květen
1	5% PS + Fe	SBF	7,65	7,87	7,45
2	5% PS + Fe	RR	6,45	10,70	10,78
3	5% PS + Fe	NaCl	6,97	11,05	11,15
4	15% PS + Fe	SBF	7,19	7,07	7,30
5	15% PS + Fe	RR	6,48	10,65	10,60
6	15% PS + Fe	NaCl	6,87	10,95	11,06

Souběžně s měřením korozního potenciálu bylo měřeno také pH jednotlivých roztoků. Počáteční hodnota SBF byla jak v případě vzorku č. 1, tak i vzorku č. 4 lehce zásaditá, ringerův roztok a roztok NaCl měly naopak  $\text{pH} < 7$ .

U SBF se během měření hodnota pH příliš neměnila a pohybovala se kolem počáteční hodnoty. Největší změna byla zaznamenána u vzorku 5 % PS + Fe mezi březnovým a dubnovým měřením, kdy se hodnota pH zvýšila na 7,87. Při dalším měření bylo zaznamenáno snížení na 7,45. Podobné výsledky vykazoval i vzorek 15 % PS + Fe v kombinaci s SBF.

U Ringerova roztoku a roztoku NaCl došlo mezi prvním a druhým měřením k alkalizaci, což bylo zaznamenáno velkým nárůstem pH. Alkalizace pravděpodobně způsobila snížení schopnosti chloridových iontů urychlovat korozi, a proto docházelo u vzorků k posunu korozního potenciálu do kladných hodnot.

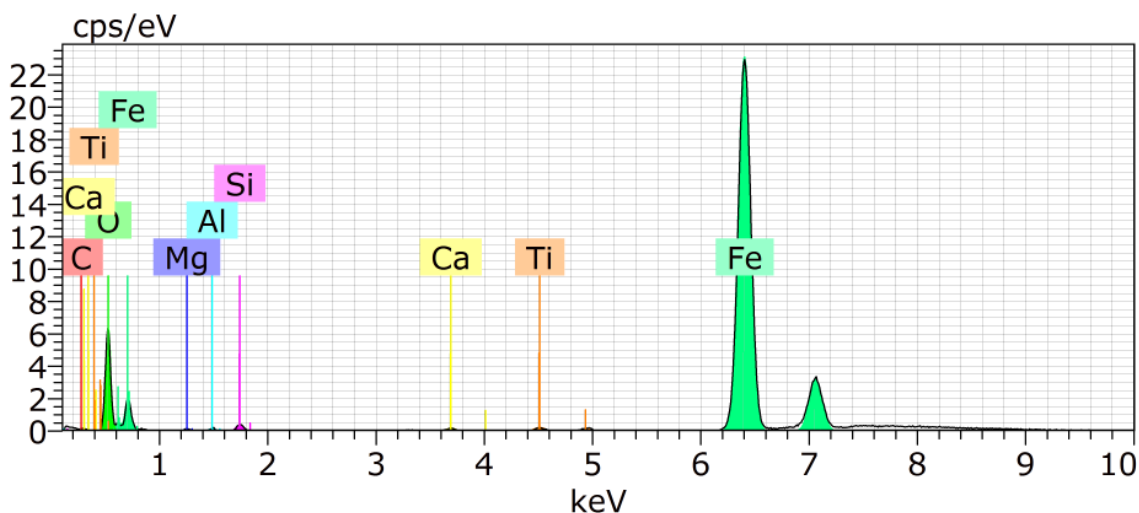
Měření pH bylo zahájeno v březnu, proto nelze z jistotou vyhodnotit vliv korozních reakcí na roztoky s polypropylenovými vzorky, které byly namáhány od ledna.

## 6.7 Mikroskopické pozorování a EDS

EDS je technologie, která slouží především jako přídatné zařízení k dalším metodám analýzy látek. Cílem je prokázání přítomnosti vytypovaného prvku, nebo provést spektrální analýzu a zjistit kvantitativní složení vzorku. Základ tvoří svazek primárních elektronů, které bombardují vzorek a vzniká rentgenové záření detekované energiově disperzním spektrometrem. Výstupem je spektrum četnosti RTG záření ve formě charakteristických píků, které odpovídají jednotlivým prvkům. Kvantitativní zastoupení prvků ve vzorku je dáno výškou těchto píků. [47]

EDS analýze byly podrobeny vzorky před namáháním ve fyziologických roztocích, tak aby bylo zjištěno složení těchto vzorků a dala se vyloučit přítomnost škodlivých látek.

## 6.7.1 Vzorek na bázi PUR + Fe



Obrázek 23: Spektrum prvků zastoupených ve vzorku polyuretan + Fe

Tabulka 14: Procentuální zastoupení prvků ve vzorku PUR + Fe

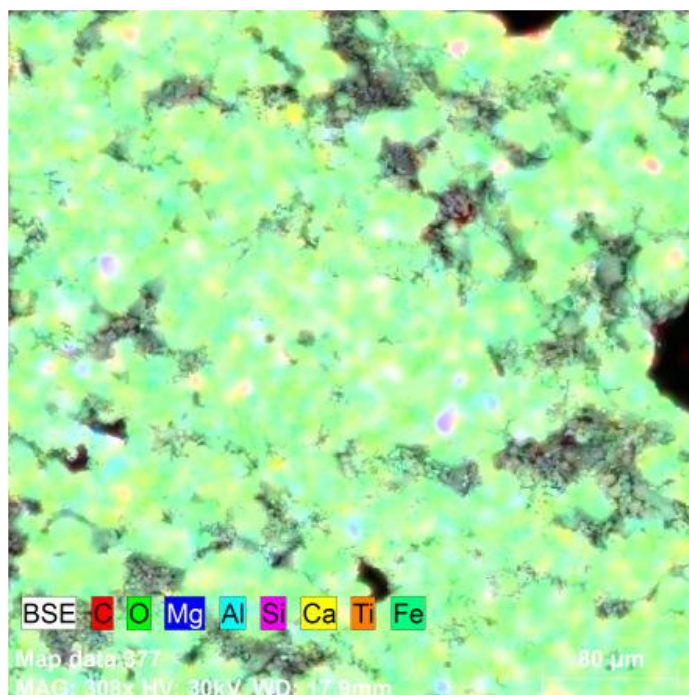
Spectrum: vz 165

Element	AN	Series	norm. C [wt.%]	Atom. C [at.%]	Error (3 Sigma) [wt.%]
Carbon	6	K-series	2,09	5,56	1,01
Oxygen	8	K-series	26,32	52,44	5,84
Magnesium	12	K-series	0,41	0,54	0,13
Aluminium	13	K-series	0,36	0,43	0,12
Silicon	14	K-series	0,86	0,98	0,15
Calcium	20	K-series	0,34	0,27	0,10
Titanium	22	K-series	0,41	0,27	0,10
Iron	26	K-series	69,21	39,51	3,21
Total:			100,00	100,00	

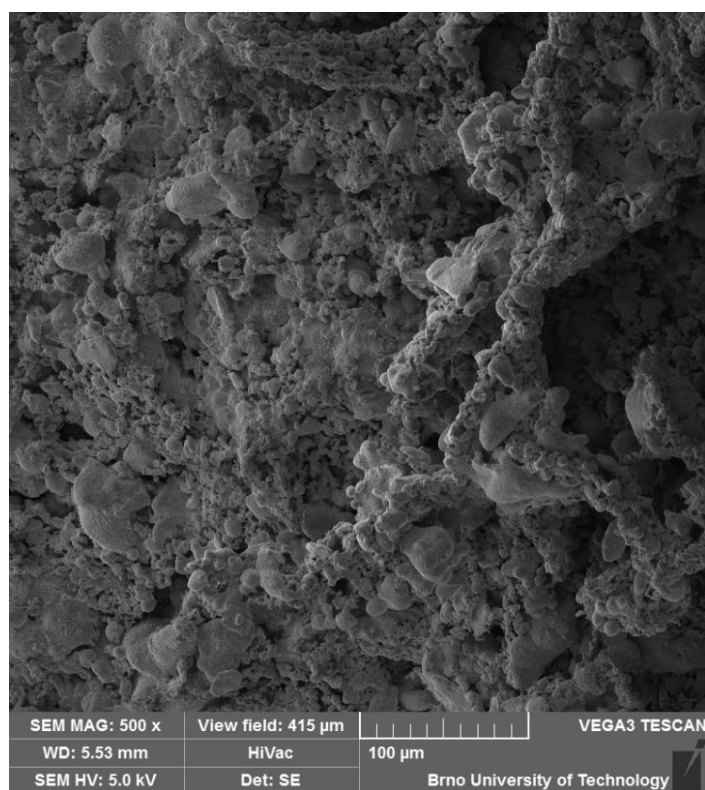
Z EDS analýzy vzorku na bázi polyuretanu bylo zjištěno, že kromě železa obsahuje relativně velké množství dalších prvků. Na obrázku 23 je zobrazeno spektrum prvků ve vzorku a v tabulce 14 je jejich procentuální zastoupení. Dle předpokladu nejvyšší zastoupení má železo, které tvoří téměř 70 %. Druhý nejhojnější prvek je kyslík, který pravděpodobně pochází z polyuretanové matrice, protože je obsažen v její struktuře (viz. obrázek 12). Stejně tak jako kyslík, je i uhlík obsažen ve struktuře polyuretanu a taktéž byl zaznamenán ve spektru. Další prvky jako titan, vápník, hořčík byly také zaznamenány, ale jejich zastoupení bylo menší než 1 %. Přítomnost těchto prvků mohla být způsobena nečistotou použitého železa nebo znečištěním při manipulaci se vzorky.

Na obrázku 24 je provedeno mapování přítomných prvků ve vzorku.



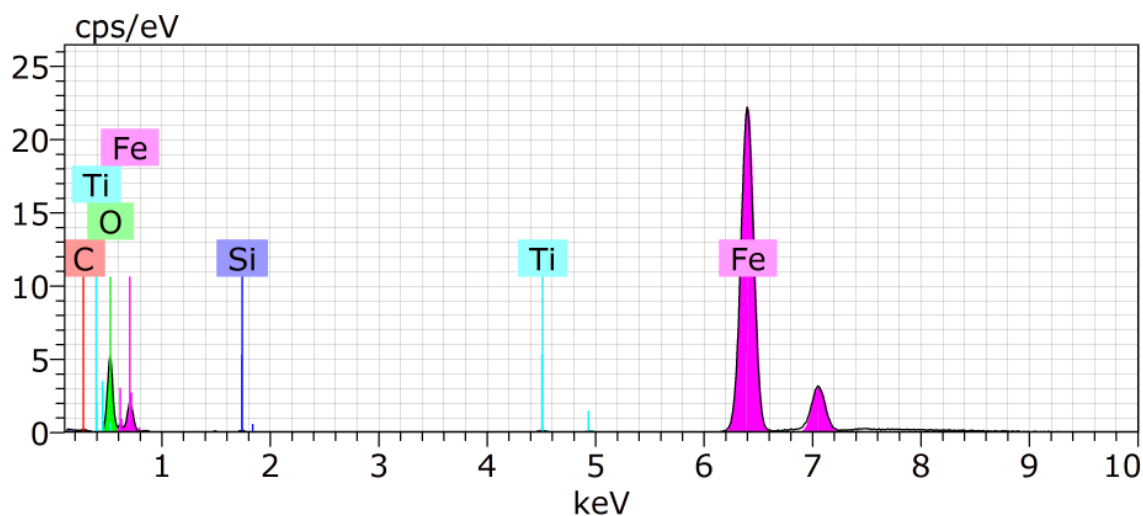


**Obrázek 24: Mapování prvků zastoupených ve vzorku PUR + Fe**



**Obrázek 25: Mikroskopický pohled na vzorek PUR + Fe - přiblížení 500x**

## 6.7.2 Vzorek na bázi PP + Fe



Obrázek 26: Spektrum prvků zastoupených ve vzorku polypropylen + Fe

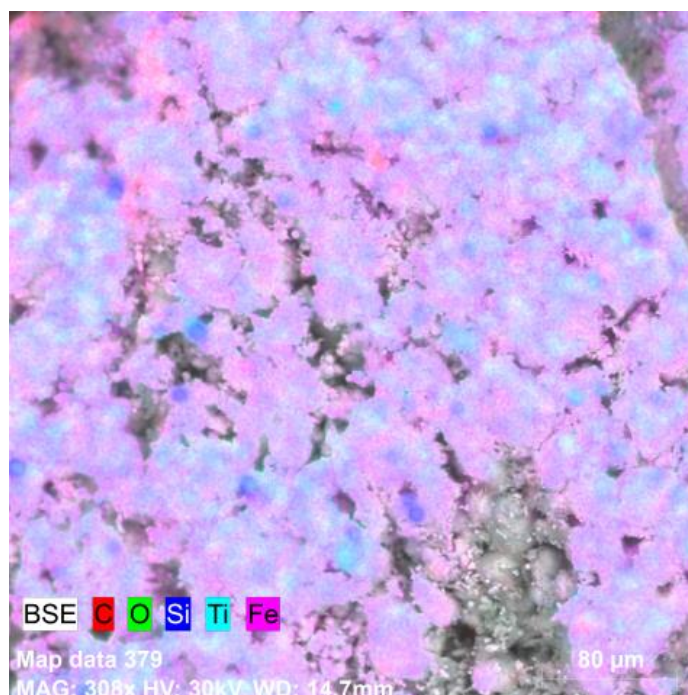
Tabulka 15: Procentuální zastoupení prvků ve vzorku PP + Fe

Spectrum: vz 167

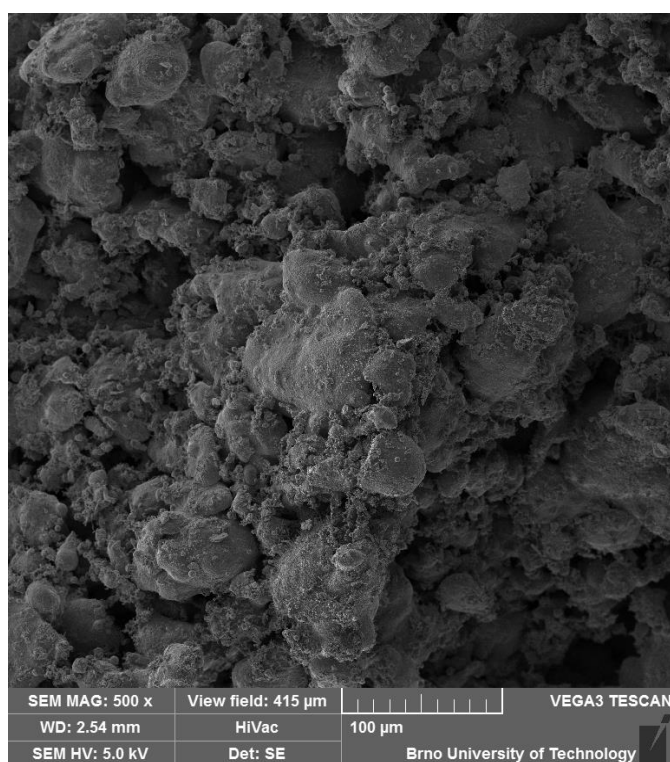
Element	AN	Series	norm. C [wt.%]	Atom. C [at.%]	Error (3 Sigma) [wt.%]
Carbon	6	K-series	3,65	9,81	1,60
Oxygen	8	K-series	23,91	48,18	5,94
Silicon	14	K-series	0,30	0,35	0,11
Titanium	22	K-series	0,31	0,21	0,10
Iron	26	K-series	71,82	41,45	3,70
Total:			100,00	100,00	

V porovnání s předchozím vzorkem (PUR + Fe) obsahuje vzorek na bázi polypropylenu méně stopových prvků. Největší zastoupení má železo, které tvoří 71,82 %, dále byla analýzou zjištěna přítomnost křemíku a titanu. Zastoupení těchto prvků bylo zřejmě způsobeno nečistotou železa. Ačkoliv polypropylen neobsahuje ve své struktuře kyslík, byl také zaznamenán. K navázání kyslíku mohlo dojít při manipulaci se vzorkem.

Na obrázku 27 je mapování prvků zastoupených ve vzorku.

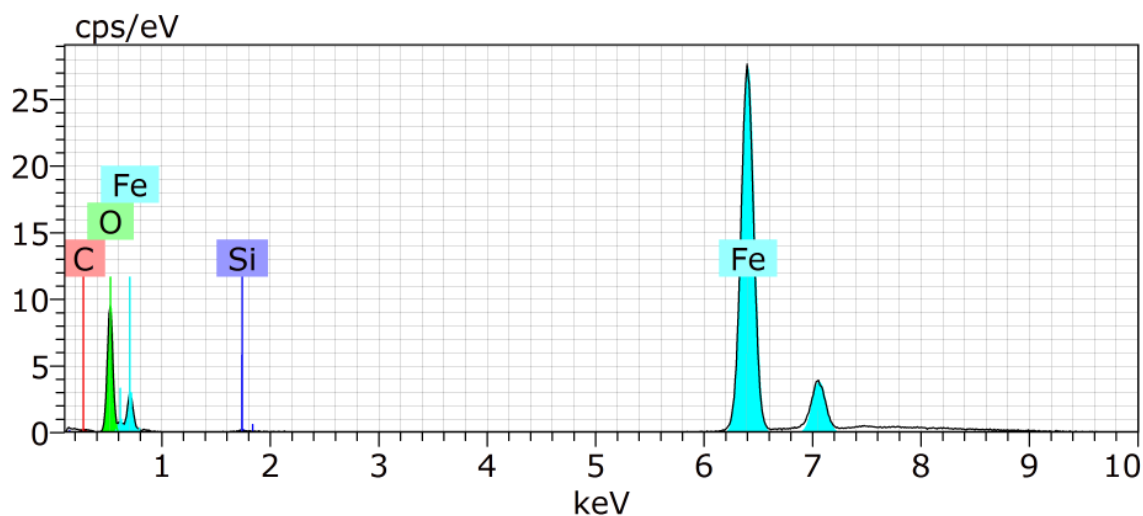


**Obrázek 27: Mapování prvků zastoupených ve vzorku PP + Fe**



**Obrázek 28: Mikroskopický pohled na vzorek PP + Fe - přiblížení 500x**

### 6.7.3 Vzorek na bázi PS + Fe



Obrázek 29: Spektrum prvků zastoupených ve vzorku polystyren + Fe

Tabulka 16: Procentuální zastoupení prvků ve vzorku PS + Fe

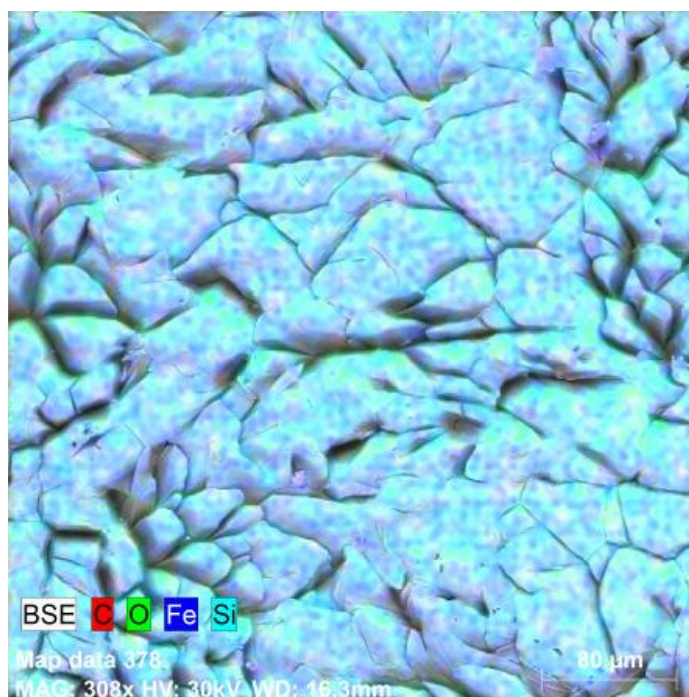
Spectrum: vz 166

Element	AN	Series	norm. C [wt.%]	Atom. C [at.%]	Error (3 Sigma) [wt.%]
Carbon	6	K-series	2,85	7,10	1,46
Oxygen	8	K-series	30,62	57,14	7,97
Silicon	14	K-series	0,39	0,41	0,12
Iron	26	K-series	66,14	35,36	3,66
Total:			100,00	100,00	

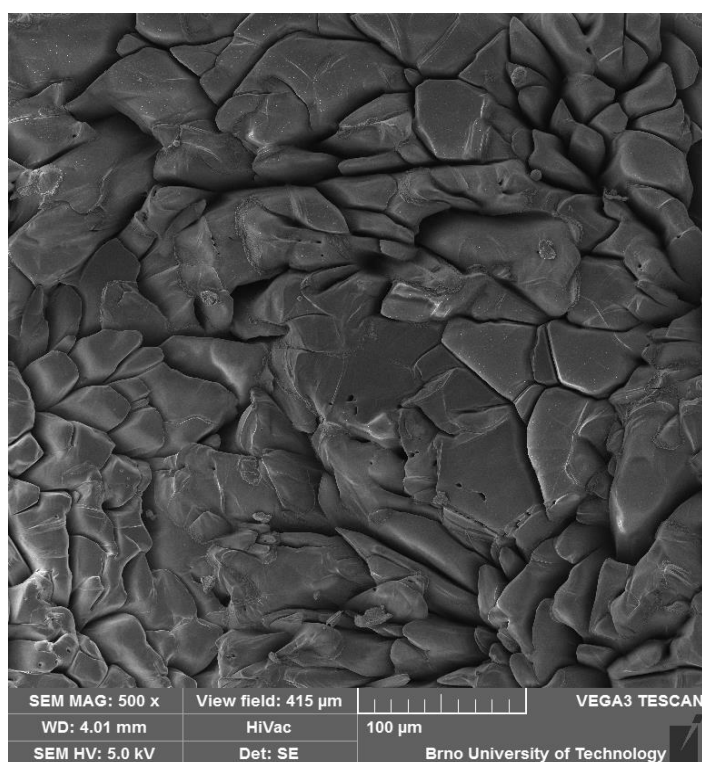
Provedenou EDS analýzou polystyrenových vzorků bylo zjištěno, že obsahuje nejméně vedlejších prvků. Bylo zaznamenáno železo tvořící 66,14 % vzorku a malé množství křemíku, které bylo pravděpodobně obsaženo v práškovém železu, protože byl zaznamenán i u dalších vzorků. Jelikož polystyren neobsahuje ve své struktuře chemicky vázaný kyslík a žihání probíhalo v inertní atmosféře, předpokládalo se, že nebude obsažen ve vzorku, ale přítomnost kyslíku byla také zaznamenána. Výskyt uhlíku je nejspíš způsoben zbytkem polystyrenové matrice.

Mapování je zobrazeno na obrázku 30. Z obrázku 31 se zdá být struktura hutnější než u předchozích vzorků, což také odpovídá větší pevnosti.





**Obrázek 30: Mapování prvků ve vzorku PS + Fe**



**Obrázek 31: Mikroskopický pohled na vzorek PS + Fe - přiblížení 500x**

# DISKUZE VÝSLEDKŮ

Výroba biodegradabilních materiálů zkoumaných v práci je založena na žíhání polymeru s práškovým kovem. Jako práškový kov bylo zvoleno železo, protože má dobré mechanické vlastnosti a také koroduje, což je důležité pro samovolnou degradaci. Výhodou je také možnost použít různé dopanty, které mohou změnit rychlost degradace, zlepšit pevnost a upravit jiné vlastnosti výsledného vzorku. Pro práci byly zvoleny dvě metody – polymer jako nosná matrice a polymer sloužící jako pojiva.

U první metody bylo důležité najít vhodnou kombinaci polymeru a kapaliny, která by dokonale tento polymer smáčela. Hledání vhodné kombinace probíhalo nanášením kapky vybraných kapalin – voda, benzín, toluen a sledováním procesu smáčení. Nejlepší smáčení měl benzín a toluen, ale kvůli rychlému vypařování benzínu byl pro další práci zvolen toluen v kombinaci s polyuretanem, nebo polypropylenem. Na základě těchto výsledků bylo možné připravit vzorky vytvořením suspenze toluenu a železa, do které byl polymer ponořen a mechanicky stlačován, tak aby se suspenze do matrice nasála. Vytvořené vzorky byly vysušeny.

Pro druhou metodu byl zvolen polystyren, který jednak neobsahuje ve své struktuře chemicky vázaný kyslík, ale také při kontaktu s toluenem dochází k rozpuštění a vytvoření pojiva, čehož bylo využito v této metodě. Do připraveného pojiva bylo přidáno práškové železo a směs byla vysušena v polytetrafluorethylenové formě.

Pro zlepšení vlastností vzorků byla provedena termická analýza, díky které bylo možné definovat teploty výpalu polymeru a žíhání práškového železa. Bylo zjištěno, že k největšímu úbytku hmotnosti dochází mezi 400-500 °C, kdy pravděpodobně dochází k vypálení polymeru. V těchto teplotách bylo zaznamenáno maximum exotermních reakcí a při dalším růstu teploty se hmotnost příliš neměnila. Největší rozdíl mezi jednotlivými vzorky byl v úbytku celkové hmotnosti, zatímco u vzorku s PUR byl celkový úbytek nejvyšší – 47,3 %, tak u vzorku s polystyrenovým pojivem byl úbytek nejmenší – 7,3 %.

Podle provedené termické analýzy byl nastaven proces žíhání. Při teplotě 400 °C byla zvolena prodleva 2 hodiny pro vypečení polymerní matrice a při teplotě 1 150 °C byla nastavena prodleva 15 minut pro vyžíhání práškového železa do pevné struktury.

U vzorků na bázi polypropylenů a polyuretanů byla zjištěna značná nekonzistence v kvalitě vyžíhaných vzorků. Ve většině případů nemělo železo pevnou strukturu odpovídající polymerní matrici, ale bylo ve formě prášku, případně kombinace zbytků polymeru a železa. Nedokonalé vypečení u těchto vzorků mohlo být způsobeno různými příčinami. Jednou z těchto příčin mohl být velký rozdíl mezi teplotou vypálení polymerní matrice a žíháním železa. K vypálení polymerní matrice docházelo při teplotě, kdy železo nemuselo být dostatečně vyžíháno a nemělo pevnou strukturu, proto mohlo dojít k uvolnění železa z matrice. Příčinou by také mohlo být nedostatečně dlouhé a nerovnoměrné máčení polymerové matrice v suspenzi železa.

Na rozdíl od vzorků s PP a PUR měly polystyrenové vzorky dobrou kvalitu. Jejich tvar odpovídal tvaru před vyžíháním a byly hutné. Dobré vlastnosti byly potvrzeny také nárůstem

hmotnosti po sintrování, který byl pravděpodobně způsobem vyžeháním železa do pevné formy.

Připravené vzorky byly namáhány v různých roztocích stimulující prostředí v lidském těle. Mezi těmito roztoky byl standardní fyziologický roztok NaCl, Ringerův roztok a roztok popsáný v literatuře jako „simulated body fluid“, která by měla nejlépe napodobit prostředí těla. Hlavní sledované parametry byly změna korozního potenciálu, změna hmotnosti vzorku a změna vodivosti a pH roztoku.

U vzorků na bázi PP docházelo k největšímu úbytku hmotnosti během prvních měření, kdy pravděpodobně docházelo k uvolňování korozních produktů do roztoku. Při posledním měření byl úbytek nejmenší, což bylo pravděpodobně způsobeno alkalizací roztoku a neschopností rozpouštět produkty koroze. Výsledky měření korespondují s naměřeným korozním potenciálem, u kterého docházelo k posunu do kladných hodnot, tj. zmenšení schopnosti korodovat.

U vzorků s PS v kombinaci s Ringerovým roztokem a roztokem NaCl byl zaznamenán nárůst hmotnosti, který mohl být způsoben usazováním korozních produktů v hutné struktuře vzorku. U vzorku 5 % PS + Fe byl nárůst hmotnosti větší než u vzorku s 15 % PS. Pravděpodobně to bylo rozdílnou pórovitostí vzorků, která byla způsobena obsahem pojiva. V kombinaci s SBF byl nárůst hmotnosti o cca 0,1 g menší než u ostatních roztoků. Malý nárůst hmotnosti u SBF mohl být způsoben přítomností různých iontů, které umožnily uvolnění korozních produktů do roztoku při změně zbarvení SBF do rudo-hnědé barvy.

Pozorovatelné byly také změny v korozním potenciálu. U některých vzorků, především PP, docházelo během prvních měření k posunu korozního potenciálu do záporných hodnot a úbytek hmotnosti vzorků byl velký. Při dalším měření ale docházelo k posunu do kladných hodnot, což bylo zřejmě způsobeno pasivací kovu, která vedla ke zpomalení koroze.

V práci byla také ověřena schopnost ovlivnit průběh a rychlost koroze různými dopanty. Byly vybrány čtyři druhy železa, se kterými byly připraveny vzorky a změřen jejich korozní potenciál. Nejmenší korozní potenciál měl vzorek s železem FeSi1416, u kterého byl počáteční korozní potenciál cca -0,37 V (normální železo mělo korozní potenciál cca -0,24 V). V porovnání s normálním železem mělo menší korozní potenciál také pentakarbonylové železo a železo s 5 % hořčíku. Vzhledem k tomu, že vzorky byly připraveny později, nebyla možnost ověřit korozní potenciál při namáhání roztoky.

Měření korozního potenciálu a úbytku hmotnosti úzce souvisí se změnou pH a vodivosti roztoku. U vzorků s PP byl pozorován téměř lineární nárůst vodivosti, který byl daný uvolňováním kovu do roztoku. Kvůli pozdějšímu zahájení měření pH nebylo možné ověřit závislost korozního potenciálu, vodivosti a úbytku hmotnosti na změně pH.

U Ringerova roztok a roztok NaCl v kombinaci se vzorky PS + Fe byl pozorován nárůst vodivosti, který se zmenšoval. Zmenšování nárůstu vodivosti mohlo být způsobeno snižováním uvolněných korozních produktů do roztoku, protože hmotnost těchto vzorků rostla – docházelo k usazování produktů koroze na vzorku. Přitom docházelo také k silné alkalizaci prostředí, která bránila dalšímu rozpouštění.

U vzorků PS + Fe v kombinaci s SBF byly výsledky příznivější. Nárůst vodivosti se zvyšoval a také nárůst hmotnosti těchto vzorků byl ze všech polystyrenových vzorků nejmenší (nejmenší nárůst hmotnosti u vzorku PS + Fe v SBF byl 0,0221 g vs. nejmenší nárůst hmotnosti PS + Fe v NaCl/Ringerův roztok byl 0,1093 g). U SBF bylo pozorované také rudo-hnědé zbarvení, které bylo pravděpodobně způsobeno uvolňováním korozních produktů do roztoku. Simulated body fluid si během namáhání udržovala pH, které se pohybovalo kolem počáteční hodnoty. Schopnost udržet si pH je velmi důležitá, protože pak probíhá proces degradace vzorku po celou dobu rovnoměrně.

Pro ověření složení a struktury vzorků byla provedena energiově disperzní spektroskopie. Vzorek na bázi PUR + Fe obsahoval kromě železa velkou řadu dalších stopových prvků. Mezi těmito prvky byly například titan, vápník, křemík, hořčík a jejich zastoupení bylo menší než 1 %. Tyto prvky se do vzorku dostaly nejspíš při manipulaci, protože v ostatních vzorcích nebyly zaznamenány. Přítomnost hliníku mohla být způsobená reakcí mezi vzorkem a korundovým kalíškem, ve kterém byl žíhán.

U vzorku na bázi PP byl zaznamenán, kromě železa, titan a křemík. Křemík byl pravděpodobně obsažen v železu, protože jeho přítomnost byla u všech vzorků. Titanem mohl být vzorek kontaminován při manipulaci.

Vzorek s PS + Fe obsahoval nejméně stopových prvků, což mohlo být dáno jeho hutnou strukturou, do které se nedostaly stopové prvky jako v předchozích případech.

Ve všech vzorcích byla zjištěna přítomnost uhlíku, který byl pravděpodobně ve formě zbytku vyžíhaného polymeru. Ačkoliv polystyren a polypropylen neobsahuje ve své struktuře chemicky vázaný kyslík, tak i kyslík byl u všech vzorků zaznamenán. Pro minimalizaci obsahu kyslíku byly vzorky žíhány v inertní atmosféře, ale i přesto byl obsah kyslíku cca 20-30 %.

Při analýze EDS bylo provedeno také mikroskopické pozorování struktury jednotlivých vzorků. Nejhutnější strukturou se vykazoval vzorek na bázi polystyrenu, který měl také nejlepší mechanické vlastnosti, nicméně jeho pórovitost byla malá. Nejlepší podobnost kostní spongióze měly vzorky na bázi polypropylenu a polyuretanu, ale nevýhodou byla malá hutnost, která vedla k drobení vzorků.



# ZÁVĚR

Zadáním této bakalářské práce bylo seznámení se s materiály pro biodegradabilní kostní implantáty a rešerše literatury na toto téma. Práce je rozdělena na část teoretickou a část praktickou.

Pro návrh kostních implantátů je důležité znát anatomii kostí, proto byla v teoretické části vysvětlena stavba a funkce kostí. U kostí se setkáváme s velmi rozšířeným onemocněním – osteoporózou – které postihuje velké množství populace, tudíž i tato problematika nebyla v teoretické části opomenuta.

Vzhledem k tomu, že materiál pro biodegradabilní kostní implantáty musí být dokonale kompatibilní s lidským tělem, bylo zapotřebí se také zorientovat v látkách v organismu. Bylo zjištěno, že železo a řada dalších látek je tělu přirozená a ve vhodném množství tělu dokonce prospěšná.

V neposlední řadě byla také zmapována současná situace v oblasti implantátů a materiálů, ze kterých se tvoří. Bylo zjištěno, že v dnešní době se nejvíce využívají různé sloučeniny titanu, které mají dobré mechanické vlastnosti a jsou odolné proti korozi, ale mají také řadu nevýhod. Jednou z těchto nevýhod je nutný sekundární chirurgický zákrok pro vyjmutí různých dočasných fixátorů a také relativně velký rozdíl v Youngově modulu pružnosti mezi kostí a implantátem.

Posledním bodem teoretické části je popis procesu koroze a typy koroze. Znalost koroze a chování kovů z hlediska koroze je důležitá pro návrh vyváženého materiálu pro kostní implantáty. Materiál musí na jednu stranu korodovat rovnoměrně a doba koroze musí být přijatelně dlouhá, aby došlo k dostatečnému zahojení, ale na druhou stranu nesmí docházet k velkému a rychlému uvolňování materiálu do krevního oběhu.

V praktické části byly zkoumány materiály využívající žíhání polymeru s práškovým kovem. Během žíhání dochází k rozkladu polymeru a sintrování práškového kovu do pevné formy. První částí bylo najít vhodného polymeru, který by sloužil jako nosná matrice. Podle provedeného smáčení různých materiálů byla jako nejlepší kombinace vybrána polyuretan a toluen, nebo polypropylen a toluen. Pomocí toluenu a práškového železa byla vytvořena suspenze, ve které byly tyto materiály máčeny. Byly připraveny i vzorky využívající polystyren, který společně s toluenem vytvořil pojivo, do kterého bylo přidáno práškové železo.

Pro zlepšení procesu žíhání byla provedena termická analýza na specializovaném pracovišti Ústavu anorganické chemie AV ČR. Z termické analýzy bylo zjištěno, že k rozkladu polymeru dochází ve všech případech kolem 400-500 °C a u vzorku na bázi polyuretanu byl zaznamenán úbytek hmotnosti téměř 50 %. U vzorku s polystyrenovým pojivem byl úbytek hmotnosti nejmenší – cca 7 %.

Z naměřené termické analýzy byl optimalizován proces výpalu, u kterého byla při teplotě 400 °C provedena prodleva 2 hodiny pro vypálení polymeru a následně prodleva 15 minut při 1 150 °C pro sintrování železa. Vypálení vzorku proběhlo za průtoku argonu v muflové peci Technického ústavu požární ochrany. Vzorky na bázi PUR a PP měly po vypálení

značnou nekonzistenci v kvalitě. Většina těchto vzorků byla ve formě železného prášku nebo strusky složené ze zbytku polymeru a železa. Špatná kvalita těchto vzorků mohla být způsobena velkým rozdílem mezi vypálením polymeru a žiháním železa. V době, kdy docházelo k vypálení polymerní matrice, nemuselo být železo dostatečně žiháno a to mohlo vést k porušení struktury. Vzorky s polystyrenovým pojivem byly po žihání kvalitní a byl zaznamenán nárůst jejich hmotnosti.

Pro stimulaci chování vzorků v lidském těle byly vyžíhané vzorky vloženy do roztoku NaCl, Ringerova roztoku a simulated body fluid, které napodobují prostředí těla. Mezi namáhanými vzorky byly pouze vzorky s PP a PS, protože žádný z polyuretanových vzorků nebyl dostatečně kvalitní. U namáhaných vzorků byly následně měřeny úbytky hmotností a korozní potenciály, které popisují proces degradace. Jelikož koroze úzce souvisí s Ph a vodivostí roztoků, byly i tyto parametry zkoumány.

Z těchto provedených analýz bylo zjištěno, že u vzorků s polypropylenem dochází k úbytku hmotnosti během namáhání roztoky. Tento fakt byl také podpořen nárůstem vodivosti, který byl pravděpodobně způsoben uvolňováním produktů koroze do roztoku. S rostoucí dobou působení roztoků na vzorky docházelo také k alkalizaci roztoku a postupnému zpomalování koroze.

U vzorků na bázi polystyrenového pojiva docházelo naopak k růstu hmotnosti při namáhání roztoky. Růst byl nejspíš způsoben usazováním korozních produktů v hutné struktuře vzorků, které nebyl Ringerův ani NaCl roztok schopen odstranit, proto se také snižoval růst vodivosti.

Ze vzorků na bázi polystyrenu vykazovaly nejlepší výsledky vzorky v simulated body fluid. U těchto vzorků byl nárůst hmotnosti relativně malý (v porovnání se vzorky PS + Fe v roztoku NaCl, resp. Ringerově roztoku), což bylo zřejmě způsobeno uvolňováním produktů koroze do roztoku, který se zbarvil do rudo-hnědé barvy. Simulated body fluid si po dobu namáhání udržovala lehce alkalické pH.

Některé vzorky, převážně PP, vykazovaly během měření snížení korozního potenciálu směrem k záporným hodnotám, ale konečný korozní potenciály byly u všech vzorků větší, nebo stejné než počáteční. Zvýšení korozního potenciálu bylo způsobeno pasivací vzorku a vedlo to ke zpomalení procesu degradace. Ověřena byla také schopnost regulovat korozní potenciál pomocí různých dopantů. Nejmenší korozní potenciál (cca -0,37 V) vykazoval vzorek, který byl tvořen železem FeSi1416, u vzorku z běžného železa byl naměřen potenciál cca -0,24 V.

V neposlední řadě byla také provedena analýza EDS, ze které bylo zjištěno složení a mapování vzorků. Společně s EDS bylo provedeno také mikroskopické pozorování, díky kterému bylo možné zjistit strukturu vzorků.

V práci bylo zjištěno, že výroba biodegradabilních materiálů metodou žihání polymeru s práškovým kovem by byla možná, ale je zapotřebí dále pokračovat ve zkoumání vhodných kombinací, které zajistí ideální poměr mezi mechanickými a degradačními vlastnostmi materiálu. Vzorky na bázi polypropylenu a polyuretanu byly dobré z hlediska degradace a pórovitosti. Jejich struktura se blížila struktuře spongiózní kosti a teoreticky by mohla

umožnit prorůstání krevním řečištěm. U těchto vzorků byl také zaznamenán úbytek hmotnosti během působení roztoků, lze tedy říct, že docházelo k rozkladu vzorku. Na druhou stranu tyto vzorky měly špatné mechanické vlastnosti, nebyly pevné, drolily se a byla značná nekonzistence v jejich kvalitě. Dobrými mechanickými vlastnostmi disponovaly vzorky tvořené s pomocí polystyrenového pojiva, které zajistilo stálou a hutnou strukturu vzorku. Pravděpodobně kombinace polyuretanové, nebo polypropylenové matrice s nějakým pojivem by mohla vést ke vzniku ideální struktury vzorku. Dále by bylo zapotřebí najít vhodnou kombinaci práškových kovů, které by zajistily rovnoměrnou a dostatečně dlouhou degradaci vzorku.

# Literatura

- [1] Čihák, Radomír. *Anatomie I*. Praha : Grada, 2001. 978-80-247-3817-8.
- [2] VÍTEK, Milan. Fyziologie kostí. [Online] [Citace: 25. 11 2018.]  
<https://docplayer.cz/1943776-Fyziologie-kosti-milan-vitek.html>.
- [3] HANZLOVÁ, Jitka a Jan, HEMZA. *Základy anatomie pohybového ústrojí*. Brno : Masarykova univerzita, Fakulta sportovních studií, 2009.
- [4] *Základy anatomie pro bakalářské studium*. Praha : Anatomický ústav 3. lékařské fakulty Univerzity Karlovy, 2001.
- [5] PÁČ, Libor. *Anatomie pohybového systému člověka*. Brno : Masarykova univerzita, 2009. 978-80-210-4953-6.
- [6] KLENER, Pavel. *Vnitřní lékařství*. Praha : Galén, 2012. 978-80-7262-857-5.
- [7] Stavba krátkých a plochých kostí. *Patobiomechanika a Patokinesiologie*. [Online] [Citace: 25. 11 2018.]  
[http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/anatomie/kosti\\_stavba\\_ploche.php](http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/anatomie/kosti_stavba_ploche.php).
- [8] The structure and functions of bones. *IvyRose Holistic*. [Online] [Citace: 25. 11 2018.] [http://www.ivyroses.com/HumanBody/Skeletal/Skeletal\\_System.php](http://www.ivyroses.com/HumanBody/Skeletal/Skeletal_System.php).
- [9] FERDOUS HS., AFSANA F., QURESHI K. N., ROUF RSB. Osteoporosis: A Review. *Birdem Medical Journal*. 2015, Sv. 5, 1.
- [10] Abbaspour N, Hurrell R, Kelishadi R. Review on iron and its importance for human health. *Review on iron and its importance for human health*. [Online] [Citace: 2018. 11 30.] <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3999603/>.
- [11] Guggenheim, Karl Y. Chlorosis: The Rise and Disappearance of a Nutritional Disease. *The Journal of Nutrition*. 1995, 125.
- [12] Bhattacharya PT, Misra SR, Hussain M. *Nutritional Aspects of Essential Trace Elements in Oral Health and Disease: An Extensive Review*. [Online] 2016. [Citace: 30. 11 2018.] <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4940574/>.
- [13] SEDLÁČKOVÁ T., RACEK J. *Metabolismus železa a jeho regulace*. [Online] [Citace: 30. 11 2018.] <http://www.cskb.cz/res/file/KBM-pdf/2009/1-09/2009-1-Sedlackova.pdf>.
- [14] SEBASTIANI G., WILKINSON N., PANTOPOULOS K. *Pharmacological Targeting of the Hepcidin/Ferroportin Axis*. [Online] [Citace: 4. 12 2018.]  
[https://www.researchgate.net/publication/304990531\\_Pharmacological\\_Targeting\\_of\\_the\\_HepcidinFerroportin\\_Axis](https://www.researchgate.net/publication/304990531_Pharmacological_Targeting_of_the_HepcidinFerroportin_Axis).

- [15] *Stopové prvky*. [Online] [Citace: 30. 11 2018.]  
[https://www.wikiskripta.eu/w/Stopov%C3%A9\\_prvky](https://www.wikiskripta.eu/w/Stopov%C3%A9_prvky).
- [16] Warner, Matthew J. a Kamran., Muhammad T. *Anemia, Iron Deficiency*. [Online] [Citace: 30. 11 2018.] <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK448065/>.
- [17] ČÍŽKOVÁ, S. *Horčík a jeho význam ve výživě*. Brno : Masarykova univerzita v Brně, Lékařská fakulta, 2009.
- [18] Jang Won Seo, Tae Jin Park. *Magnesium Metabolism*. [Online] [Citace: 1. 12 2018.] <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3894481/pdf/ebp-6-86.pdf>.
- [19] R., SWAMINATHAN. *Magnesium Metabolism and its Disorders*. [Online] [Citace: 4. 12 2018.]  
[https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1855626/pdf/cbr24\\_2p047.pdf](https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1855626/pdf/cbr24_2p047.pdf).
- [20] Erdman J., Macdonald I., ZEISEL H. *Present Knowledge in Nutrition*. United States : John Wiley and Sons Ltd, 2012. 9780470959176.
- [21] Bechná, Klára. *Měď a její pato/fyziologický význam v lidském organismu*. Hradec Králové : Karlova univerzita, farmaceutická fakulta v Hradci Králové, 2013.
- [22] ŠVAGERA Z., ŠIGUTOVÁ R. *E-klinická biochemie*. Praha : Univerzita Karlova.
- [23] MASOPUST J., PRŮŠA R. *Patobiochemie metabolických drah*. Praha : Univerzita Karlova, 2. lékařská fakulta, 1999. 8023845896.
- [24] CHEN P., BORNHORST J., ASCHNER M. *Manganese metabolism in humans*. místo neznámé : Front Biosci, 2018.
- [25] H., HERMAWAN. *Updates on the research and development of absorbable metals*. [Online] [Citace: 8. 12 2018.]  
[https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6068061/pdf/40204\\_2018\\_Article\\_91.pdf](https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6068061/pdf/40204_2018_Article_91.pdf).
- [26] SAINI M., SINGH Y., ARORA P., ARORA V., JAIN K. *Implant biomaterials: A comprehensive review*. [Online] [Citace: 7. 12 2018.]  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4295219/pdf/WJCC-3-52.pdf>.
- [27] *introduction to Titanium Alloys*. [Online] [Citace: 7. 12 2018.] <http://www.dierk-raabe.com/titanium-alloys/>.
- [28] T., HANAWA. *Research and development of metals for medical devices based on clinical needs*. [Online] [Citace: 7. 12 2018.]  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5099759/pdf/TSTA11661098.pdf>.
- [29] T., SUCHÝ. *KOMPOZITNÍ MATERIÁLY V MEDICÍNĚ*. [Online] [Citace: 7. 12 2018.] [http://www.csm-kompozity.wz.cz/tomas\\_suchy\\_kompozity.pdf](http://www.csm-kompozity.wz.cz/tomas_suchy_kompozity.pdf).

- [30] JAYASWAL G., DANGE S., KHALIKAR A. *Bioceramic in Dental Implants: A Review*. [Online] [Citace: 7. 12 2018.]  
[https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3453171/pdf/13191\\_2010\\_Article\\_2.pdf](https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3453171/pdf/13191_2010_Article_2.pdf).
- [31] D., RICKERT. *Polymeric implant materials for the reconstruction of tracheal and pharyngeal mucosal defects in head and neck surgery*. [Online] [Citace: 9. 12 2018.]  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3199816/pdf/CTO-08-06.pdf>.
- [32] Adrian J.T. Teo, Abhinay Mishra, Inkyu Park, Young-Jin Kim, Woo-Tae Park, Yong-Jin Yoon. *Polymeric Biomaterials for Medical Implants & Devices*. [Online] [Citace: 9. 12 2018.]  
[https://www.researchgate.net/publication/295097542\\_Polymeric\\_Biomaterials\\_for\\_Medical\\_Implants\\_Devices?enrichId=rgreq-4a89f287497426e97a60996c24102d50-XXX&enrichSource=Y292ZXJQYWdlOzI5NTA5NzU0MjtBUzo2MjQyMTA5NzYyMDY4NDhAMTUyNTgzNDkwMjY1Ng%3D%3D&el=1\\_x\\_3&\\_](https://www.researchgate.net/publication/295097542_Polymeric_Biomaterials_for_Medical_Implants_Devices?enrichId=rgreq-4a89f287497426e97a60996c24102d50-XXX&enrichSource=Y292ZXJQYWdlOzI5NTA5NzU0MjtBUzo2MjQyMTA5NzYyMDY4NDhAMTUyNTgzNDkwMjY1Ng%3D%3D&el=1_x_3&_).
- [33] ORIŇÁKOVÁ, ORIŇÁK, BUČKOVÁ a kol. Iron Based Degradable Foam Structures for Potential Orthopedic Applications. [Online] [Citace: 21. 4 2019.]  
<http://www.electrochemsci.org/papers/vol8/81212451.pdf>.
- [34] B. Liu, Y.F. Zheng and L. Ruan. *In vitro investigation of Fe<sub>30</sub>Mn<sub>6</sub>Si shape memory alloy as potential biodegradable*. Mater. Lett. 65 (2011) 540.
- [35] Lijie Zou, Fei Chen, Hao Wang, Qiang Shen, Enrique J. Lavernia and Lianmeng Zhang. *Influence of Porosity on Mechanical Behavior of Porous Cu Fabricated via De-Alloying of Cu–Fe Alloy*. Metals and Materials International, 10.1007/s12540-018-0168-6, 25, 1, (83-93), (2018).
- [36] Heublein B, Rohde R, Kaese V, et al. *Biocorrosion of magnesium alloys: a new principle in cardiovascular implant technology?* Heart 2003;89:651-656.
- [37] HAVLÍK, L. *Koroze slitin železa a způsoby jejich vyhodnocování*. Brno : Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2010.
- [38] *Corrosion handbook*. [Online] May, 2015. [Citace: 1. 5 2019.]  
[https://www.hilti.pt/medias/sys\\_master/h34/h30/9157274632222/Hilti\\_Corrosion-Handbook\\_EN.pdf](https://www.hilti.pt/medias/sys_master/h34/h30/9157274632222/Hilti_Corrosion-Handbook_EN.pdf).
- [39] FONTANA M.G., MITRA M.S. *The Eight Forms of Corrosion and Corrective Measures*. In Symposium on Industrial Failure of Engineering Metals & Alloys. 1953, Feb. 5-7.

- [40] NOVÁK, P. *Koroze kovů*. Praha : Vysoká škola chemicko-technologická v Praze, fakulta chemické technologie.
- [41] *Druhy koroze kovů*. Praha : Vysoká škola chemicko-technologická v Praze, Ústav kovových materiálů a korozního inženýrství.
- [42] KLOUŽKOVÁ A., ZEMENOVÁ P., KLOUŽEK J., PABST W. *Termická analýza*. [Online] 2018. [Citace: 13. 12 2018.]  
<http://tresen.vscht.cz/sil/sites/default/files/Termick%C3%A1%20anal%C3%BDza.pdf>.
- [43] GALÁNOVÁ, Z. *Biodegradabilní kostní implantáty*. Brno : Vysoké učení technické v Brně, fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2018.
- [44] GALÁNOVÁ, Z. *Biodegradable bone implants*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav elektrotechnologie, 2017. 102 s., 4 s. příloh. Diplomová práce. Vedoucí práce: doc. Ing. Marie Sedlaříková, CsC.
- [45] XIN Y., HU T., CHU P.K. *In vitro studies of biomedical magnesium alloys in a simulated physiological environment: A review*. Acta Biomaterialia. [Online] 2011.  
<http://www.cityu.edu.hk/phy/appkchu/Publications/2011/11.20.pdf>.
- [46] ZHEN Z., XI Ting-Fei, ZHENG Yu-feng. *A review on in vitro corrosion performance test of biodegradable metallic materials*. Transactions of Nonferrous Metals Society of China. [Online] 2013.  
<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1003632613627302>.
- [47] CAIS J. *Elektronová mikroskopie. Metalografie*. Praha : Centrum pro studium vysokého školství, v.v.i., 2015. 978-80-86302-67-6.

## Seznam obrázků

Obrázek 1: Makroskopická stavba kosti.....	11
Obrázek 2: Vnitřní uspořádání kosti. 1 - Haversovy lamely vytvářející osteón, 2 - vmezežené lamely, 3 - povrchové lamely, 4 - houbovitá kost [1] .....	11
Obrázek 3: Znázornění metabolismu železa v lidském organismu [15] .....	15
Obrázek 4: Znázornění $\alpha$ a $\beta$ struktury titanu. [27] .....	20
Obrázek 5: Znázornění stress shieldingu pro různé typy implantátů. [29].....	21
Obrázek 6: Princip elektrochemické koroze [36] .....	24
Obrázek 7: Beketova řada kovů (na levé straně kovy se záporným potenciálem, na pravé straně kovy s kladným potenciálem – mají menší tendenci uvolňovat elektrony). [36].....	24
Obrázek 8: Ukázka bodové koroze na korozivzdorné oceli [39] .....	25
Obrázek 9: Galvanická koroze mezi ocelovými nýty a měděným plechem [40].....	26
Obrázek 10: Vytvořená kapka vody na materiálu polypropylen 80 g/m <sup>2</sup> .....	29
Obrázek 11: Vytvořená kapka vody na materiálu polypropylen 500 g/m <sup>2</sup> . .....	29
Obrázek 12: Porovnání struktury PUR (vlevo) a PP (vpravo) .....	30
Obrázek 13: PUR pěna sloužící jako nosná matrice pro výrobu vzorků (vlevo). Vzorek na bázi polyuretanové pěny a suspenze železa (vpravo). .....	30
Obrázek 14: Strukturní vzorec polystyrenu (vlevo), vzorek připravený na bázi polystyrenového pojiva - před vyžiháním (vpravo) .....	31
Obrázek 15: Termická analýza vzorku na bázi polypropylenu a suspenze železa .....	33
Obrázek 16: Termická analýza vzorku na bázi polyuretanu a suspenze železa .....	34
Obrázek 17: Termická analýza u vzorku s PS pojivem.....	35
Obrázek 18: Provedená hmotnostní spektrometrie u vzorku s PS.....	35
Obrázek 19: Vyžihané vzorky s matricí PUR (vlevo) a PP (vpravo).....	37
Obrázek 20: Vyžiháný vzorek s PS pojivem (skvrna je místo, kde byl vzorek pravděpodobně v kontaktu s korundovým kalíškem, ve kterém byl žihán) .....	37
Obrázek 21: Zapojení systému pro měření korozního potenciálu (WE je pracovní elektroda, na které je vzorek) .....	38
Obrázek 22: Zbarvení SBF u vzorku č. 9 poukazuje pravděpodobně na uvolnění oxidů železa do roztoku .....	47
Obrázek 23: Spektrum prvků zastoupených ve vzorku polyuretan + Fe.....	49



Obrázek 24: Mapování prvků zastoupených ve vzorku PUR + Fe .....	50
Obrázek 25: Mikroskopický pohled na vzorek PUR + Fe - přiblížení 500x.....	50
Obrázek 26: Spektrum prvků zastoupených ve vzorku polypropylen + Fe .....	51
Obrázek 27: Mapování prvků zastoupených ve vzorku PP + Fe.....	52
Obrázek 28: Mikroskopický pohled na vzorek PP + Fe - přiblížení 500x .....	52
Obrázek 29: Spektrum prvků zastoupených ve vzorku polystyren + Fe.....	53
Obrázek 30: Mapování prvků ve vzorku PS + Fe .....	54
Obrázek 31: Mikroskopický pohled na vzorek PS + Fe - přiblížení 500x .....	54

## Seznam tabulek

Tabulka 1: Rozdělení železa v jednotlivých tkáních [14] .....	15
Tabulka 2: Procentuální zastoupení hořčíku v jednotlivých tkáních [19].....	16
Tabulka 3: Parametry vybraných sloučenin různých kovů [9].....	20
Tabulka 4: Zjištěné úhly smáčení při použití vody .....	28
Tabulka 5: Zjištěné úhly smáčení při použití benzínu.....	28
Tabulka 6: Zjištěné úhly smáčení při použití toluenu .....	28
Tabulka 7: Sledované signály pro hmotnostní spektrometrii .....	36
Tabulka 8: Srovnání korozních potenciálů u vzorků v SBF.....	40
Tabulka 9: Počáteční a konečný korozní potenciál vzorků v roztoku NaCl .....	42
Tabulka 10: Počáteční a konečný korozní potenciál vzorků v Ringerově roztoku .....	44
Tabulka 11: Změna hmotnosti u vzorků při působení fyziologických roztoků.....	46
Tabulka 12: Změna měrné vodivosti jednotlivých roztoků.....	47
Tabulka 13: Naměřené hodnoty pH roztoků .....	48
Tabulka 14: Procentuální zastoupení prvků ve vzorku PUR + Fe .....	49
Tabulka 15: Procentuální zastoupení prvků ve vzorku PP + Fe.....	51
Tabulka 16: Procentuální zastoupení prvků ve vzorku PS + Fe.....	53

## Seznam grafů

Graf 1: Změna korozního potenciálu při působení SBF na vzorek 5% PS + Fe .....	39
Graf 2: Změna korozního potenciálu při působení SBF na vzorek 15% PS + Fe .....	39
Graf 3: Změna korozního potenciálu při působení SBF na vzorek PP + Fe .....	40
Graf 4: Změna korozního potenciálu při působení NaCl roztoku na vzorek 5% PS + Fe .....	41
Graf 5: Změna korozního potenciálu při působení NaCl roztoku na vzorek 15% PS + Fe .....	41
Graf 6: Změna korozního potenciálu při působení NaCl roztoku na vzorek PP + Fe ...	42
Graf 7: Změna korozního potenciálu při působení Ringerova roztoku na vzorek 5% PS + Fe .....	43
Graf 8: Změna korozního potenciálu při působení Ringerova roztoku na vzorek 15% PS + Fe .....	43
Graf 9: Změna korozního potenciálu při působení Ringerova roztoku na vzorek PP + Fe .....	44
Graf 10: Závislost korozního potenciálu na druhu železa .....	45

## Seznam rovnic

[1] Rovnice katodického uvolňování vodíku z roztoku

[2] Anodická rovnice koroze železa

# Seznam příloh

Příloha 1 - Přehled materiálů .....	70
-------------------------------------	----

# Seznam symbolů a zkratk

## Zkratky:

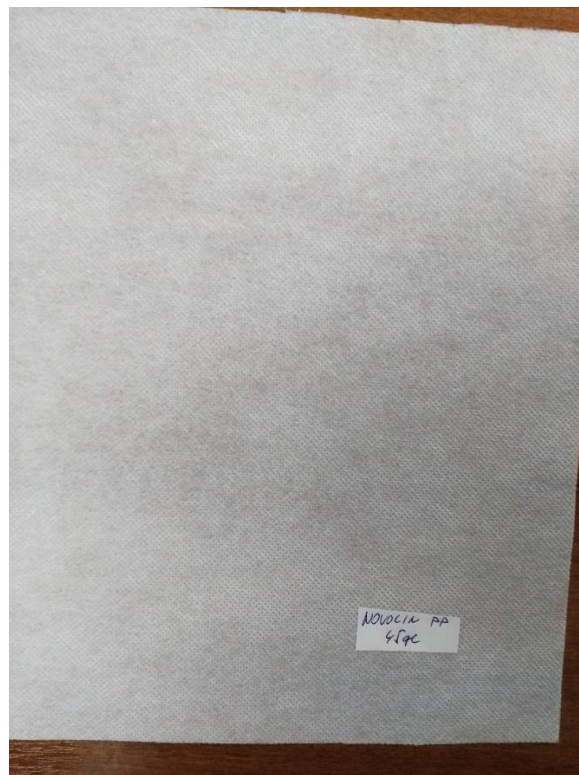
ATP	...	Adenosintrifosfát
SBF	...	Simulated body fluid
DDD	...	Doporučená denní dávka
TUPO	...	Technický ústav požární ochrany
UACH	...	Ústav anorganické chemie
MgSO <sub>4</sub>	...	Síran hořečnatý
TG	...	Termogravimetrie
DTG	...	Derivační termogravimetrie
DTA	...	Diferenční termická analýza

## Příloha 1 - Přehled materiálů

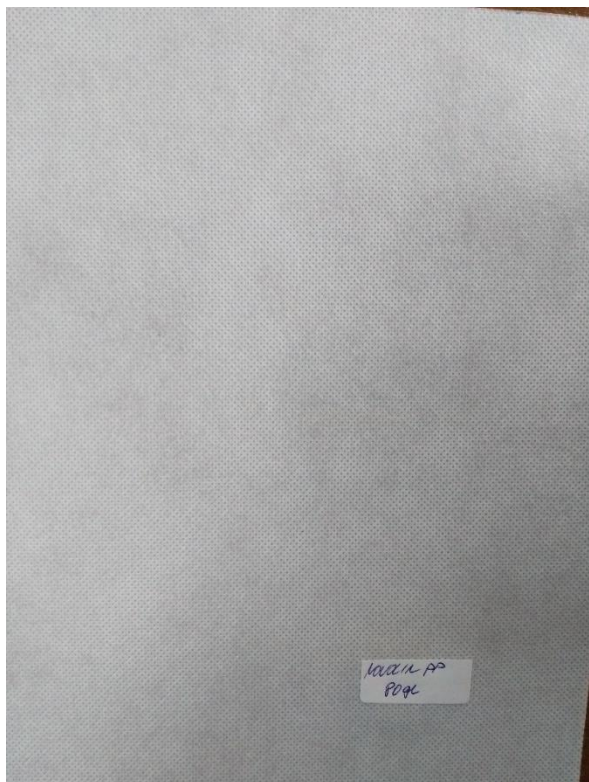
**PUR (Bulpren)**



**PP 45 g/m<sup>2</sup>**



## PP 80 g/m<sup>2</sup>



## PP Vyroubal textiles



**AGROTEX GTX500 PP B**



**AGROTEX GTX500 PES S**





**Polyester 300 g/m<sup>2</sup>**

