

Příprava a charakterizace viskoelastických vlastností hydrogelů na bázi želatiny a alginátu

Mariia Nikiforova

Bakalářská práce
2025



Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně
Fakulta technologická

Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně
Fakulta technologická
Ústav technologie tuků, tenzidů a kosmetiky

Akademický rok: 2024/2025

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(projektu, uměleckého díla, uměleckého výkonu)

Jméno a příjmení: **Mariia Nikiforova**
Osobní číslo: **T22102**
Studijní program: **B0711A130009 Materiály a technologie**
Specializace: **Biomateriály a kosmetika**
Forma studia: **Prezenční**
Téma práce: **Příprava a charakterizace viskoelastických vlastností hydrogelů na bázi želatiny a alginátu**

Zásady pro vypracování

Mechanické vlastnosti jsou důležitým faktorem ovlivňujícím funkci buněk i celých tkání. Syntetické biomateriály v podobě polymerních sítí, zejména pak hydrogelů, nacházejí díky své podobnosti měkkým tkáním (vysoký obsah vody, porozita) a možnosti kontrolované změny mechanických vlastností široké uplatnění v tkáňové biomimetice. Měkké tkáně (kůže, vazivo, chrupavky) ale i jednotlivé buňky, podobně jako hydrogely, vykazují viskoelasticitu, tj. časově závislé chování na pomezí mezi pevnou (elastickou) a kapalnou (viskózní) látkou. Díky tomu jsou viskoelastické látky schopny odolávat deformaci a disipovat energii, což se projevuje jako relaxace napětí a krípkové chování. Viskoelastické vlastnosti se nejčastěji stanovují z reologických měření, kdy je vzorek staticky či dynamicky namáhán a měřena jeho odezva (deformační, napěťová). Viskoelastické vlastnosti materiálů lze rovněž s výhodou modelovat a mít tak možnost předpovědět jejich chování za odlišných podmínek.

V rámci bakalářské práce bude studována viskoelastická hydrogelů na bázi želatiny a alginátu a možnosti úprav jejich mechanických vlastností. Získaná data budou interpretována na základě jednoduchých viskoelastických modelů.

- Provedte rešerši na dané téma
- Reologická/mechanická analýza vybraných hydrogelů
- Popis experimentálních dat pomocí vhodných viskoelastických modelů
- Diskuze získaných výsledků a formulace závěrů práce

Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**

Seznam doporučené literatury:

1. Havránek, A. *Úvod do bioreologie*. 1. vyd., Karolinum, 2007, ISBN: 978-80-246-1445-8.
2. Tang, S.C., et al. (2021) "Dynamic covalent hydrogels as biomaterials to mimic the viscoelasticity of soft tissues." *Progress in Materials Science*, 120.
3. Oftadeh, R., et al. (2018). "Biological connective tissues exhibit viscoelastic and poroelastic behavior at different frequency regimes: Application to tendon and skin biophysics." *Acta Biomaterialia* 70: 249-259.
4. Holt, B., et al. (2011). "Designing polyHEMA substrates that mimic the viscoelastic response of soft tissue." *Journal of Biomechanics* 44(8): 1491-1498.
5. Holt, B., et al. (2008). "Viscoelastic response of human skin to low magnitude physiologically relevant shear." *Journal of Biomechanics* 41(12): 2689-2695.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Robert Moučka, Ph.D.**
ÚFMI

Datum zadání bakalářské práce: **17. února 2025**
Termín odevzdání bakalářské práce: **16. května 2025**

L.S.

prof. Ing. Roman Čermák, Ph.D.
děkan

Ing. Lucie Urbánková, Ph.D.
ředitel ústavu

PROHLÁŠENÍ AUTORA BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

Beru na vědomí, že

- odevzdáním bakalářské práce souhlasím se zveřejněním své práce podle zákona č. 111/1998 Sb., v platném znění bez ohledu na výsledek obhajoby;
- bakalářská práce bude uložena v elektronické podobě v univerzitním informačním systému a bude dostupná k nahlédnutí;
- jedno vyhotovení bakalářské práce v listinné podobě bude ponecháno Univerzitě Tomáše Bati ve Zlíně k uložení;
- na moji bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb. o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon) ve znění pozdějších právních předpisů, zejm. § 35 odst. 3;
- podle § 60 odst. 1 autorského zákona má Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně právo na uzavření licenční smlouvy o užití školního díla v rozsahu § 12 odst. 4 autorského zákona;
- podle § 60 odst. 2 a 3 mohu užít své dílo – bakalářskou práci – nebo poskytnout licenci k jejímu využití jen s předchozím písemným souhlasem Univerzity Tomáše Bati ve Zlíně, která je oprávněna v takovém případě ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které byly Univerzitou Tomáše Bati ve Zlíně na vytvoření díla vynaloženy (až do jejich skutečné výše);
- pokud bylo k vypracování bakalářské práce využito softwaru poskytnutého Univerzitou Tomáše Bati ve Zlíně nebo jinými subjekty pouze ke studijním a výzkumným účelům (tj. k nekomerčnímu využití), nelze výsledky bakalářské práce využít ke komerčním účelům;
- pokud je výstupem bakalářské práce jakýkoliv softwarový produkt, považují se za součást práce rovněž i zdrojové kódy, popř. soubory, ze kterých se projekt skládá; neodevzdání této součásti může být důvodem k neobhájení práce.

Prohlašuji, že

- jsem na bakalářské práci pracoval(a) samostatně a použitou literaturu jsem řádně citoval(a); v případě publikace výsledků budu uveden(a) jako spoluautor;
- odevzdaná verze bakalářské práce a verze elektronická nahraná do IS/STAG jsou obsahově totožné.

Ve Zlíně, dne

.....

podpis autora

ABSTRAKT

Hydrogely jsou jedinečné polymerní materiály, které dokáží zadržet značné množství vody, což je činí velmi atraktivními pro použití v různých průmyslových odvětvích, včetně medicíny, farmacie, kosmetiky a potravinářství. Práce se zabývá klasifikací, reologií a metodami přípravy hydrogelů a vlivem různých faktorů na reologické vlastnosti hydrogelů. Je uvedena stručná charakteristika hydrogelů na bázi želatiny a alginátu. Vzhledem k širokému uplatnění hydrogelů v různých oborech, včetně medicíny, farmacie, kosmetologie, zemědělství, potravinářství a ekologie, jsou rozebrány jednotlivé aplikace, jejich výhody a příklady použití.

Klíčová slova: hydrogely, reologické vlastnosti, způsoby výroby, odvětví použití.

ABSTRACT

Hydrogels are unique polymeric materials that can retain a significant amount of water, which makes them very attractive for use in various industries, including medicine, pharmaceuticals, cosmetics and food industry. The thesis considers the classification, rheology and methods of obtaining hydrogels, the influence of various factors on the rheological properties of hydrogels. A brief description of hydrogels based on gelatin and alginate is given. Given the widespread use of hydrogels in various fields, including medicine, pharmaceuticals, cosmetology, agriculture, food industry and ecology, each of the areas of application, their advantages and examples of use are considered.

Keywords: hydrogels, rheological properties, methods of obtaining, industries of use.

Na závěr své bakalářské práce bych chtěla poděkovat všem, kteří mě podporovali v této náročné, ale důležité fázi mého studia. Bez jejich pomoci a účasti by realizace této práce byla mnohem těžší.

Ráda bych poděkovala svému vedoucímu bakalářské práce Ing. Robertu Moučkovi, Ph.D. za jeho pomoc, rady, trpělivost a čas. Byla to velmi dlouhá a objemná práce. Vzhledem k tomu, že jsem zahraniční student, spousta věcí pro mě nebyla jednoduchá, ale můj vedoucí mě vždy podporoval a říkal, že všechno zvládneme! Převzal za mě a mou práci zodpovědnost, kterou splnil na 100 %. Moc děkuji!!!

Děkuji všem, kteří mě celé ty tři roky učili. Jste obrovští profesionálové a svou prací opravdu hoříte. Ukázali jste mi úplně jiný způsob studia, bylo bláznivé a zajímavé a poučné chodit na vaše předměty, kolik nových věcí jsem se naučila. Děkuji, že nikdo z vás k nám nebyl lhostejný, vždy jste byli připraveni pomoci, vysvětlit, podpořit a věřit si.

Univerzita ve Zlíně-jste nejlepší! Moc vám děkuji!

Další poděkování patří celé mé rodině, která mi dala tuto možnost studovat v zahraničí. Vždycky jste tu pro mě byli celé ty 4 roky. Velké poděkování patří také mým kamarádkám a kamarádům, kteří mě po celou dobu studia motivovali a podporovali a byli vždy připraveni mě vyslechnout. Děkuji svému drahému a oblíbenému příteli (již mému budoucímu manželovi). Kolikrát jsem to chtěla vzdát, ale ty jsi mě vždycky uklidnil a motivoval, abych pokračovala. Moc děkuji mým novým kamarádům v České republice, za přátelství, podporu a krásné chvíle během studia. Stali jste se pro mě novou rodinou. Doufám, že budeme v kontaktu i po mém odjezdu domů. Polina, Lera, Saša, Arina, budete mi moc chybět.

Česká republika mi ukázala úplně nový, dospělý život. Bez ní bych nebyla tím, kdo jsem dnes. Tady žijí úžasní lidé s otevřeným a velkým srdcem. Česká republiku, moc ti děkuji-byla jsi krásná a já budu na tuto dobu ještě dlouho vzpomínat.

OBSAH

ÚVOD.....	11
I TEORETICKÁ ČÁST	12
1 HYDROGELY.....	13
1.1 DEFINICE HYDROGELU	13
1.2 VLASTNOSTI HYDROGELŮ	13
1.3 KLASIFIKACE HYDROGELŮ	14
1.3.1 Chemické hydrogely	14
1.3.2 Fyzikální hydrogely	15
2.1 MECHANICKÉ VLASTNOSTI HYDROGELŮ	16
2.1.1 Modul pružnosti	16
2.1.2 Režimy deformace	16
2.1.3 Zkoušky mechanické únavy	17
2.1.4 Identifikace přechodných jevů	17
2.1.5 Ztrátový modul.....	17
2.1.6 Vliv vnějších faktorů a úprava mechanických vlastností hydrogelů	18
2.2 REOLOGIE HYDROGELŮ	19
2.2.1 Vliv teploty.....	19
2.2.2 Kyselé a zásadité podmínky	20
2.2.3 Iontová síla	20
2.2.4 Další faktory prostředí.....	20
2.3 METODY MĚŘENÍ MECHANICKÝCH A REOLOGICKÝCH VLASTNOSTÍ.....	21
2.3.1 Reometr a jeho princip měření	21
2.3.2 Měření v oscilacích	22
2.3.3 Creepová zkouška	23
2.3.4 Teplotní měření	24
2.3.5 Tlaková zkouška.....	24
2.3.6 Měření vodivosti	24
3 METODY PŘÍPRAVY HYDROGELŮ	26
3.1 CHEMICKÉ SÍŤOVÁNÍ	26
3.2 FYZIKÁLNÍ SÍŤOVÁNÍ.....	26
3.3 METODY ZMRAZOVÁNÍ A ROZMRAZOVÁNÍ	27
3.4 ELEKTROSTATICKÁ VÝROBA	27
3.5 KOMBINOVANÉ METODY	28
4 HYDROGELY NA BÁZI ŽELATINY A ALGINÁTU.....	29
4.1 VLASTNOSTI ŽELATINY A ALGINÁTU SODNÉHO	29
4.1.1 Alginát sodný	29
4.1.2 Želatina.....	31
4.2 KOMBINACE ŽELATINY A ALGINÁTU SODNÉHO.....	33

4.3	APLIKACE HYDROGELŮ	33
5	PRAKTICKÉ POUŽITÍ HYDROGELŮ	34
5.1	MEDICÍNA A FARMACIE	34
5.2	KOSMETOLOGIE.....	34
5.3	ZEMĚDĚLSTVÍ.....	34
5.4	POTRAVINÁŘSKÝ PRŮMYSL	35
5.5	EKOLOGICKÉ APLIKACE.....	35
II	PRAKTICKÁ ČÁST	37
6	CÍL PRÁCE	38
7	EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST	39
7.1	POUŽITÉ MATERIÁLY	39
7.2	PŘÍPRAVA VZORKŮ	39
7.2.1	Příprava vzorků želatiny.....	39
7.2.2	Příprava vzorků alginátů	40
7.2.3	Příprava kompozitu na bázi želatiny a částic Fe	43
7.3	PŘÍSTROJE A METODY	44
7.3.1	Reologická měření.....	44
7.3.2	Elektrická vodivost.....	45
7.3.3	Optická mikroskopie	45
7.4	DISKUZE VÝSLEDKŮ	47
7.4.1	Měření v oscilacích	47
7.4.2	Creep	48
7.4.3	Tepelné měření želatiny.....	50
7.4.4	Kinetika síťování alginátu	51
7.4.5	Tlaková zkouška želatiny	53
7.4.6	Vnitřní struktura želatiny plněné částicemi železa.....	55
7.4.7	Měření vodivosti želatiny	57
	ZÁVĚR.....	59
	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	60
	SEZNAM OBRÁZKŮ	72
	SEZNAM TABULEK.....	74
	SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK	75

ÚVOD

Hydrogely jsou jedinečné polymerní materiály, které jsou schopny zadržet velké množství vody, což je činí velmi vhodnými pro použití v široké škále aplikací. Podle druhu síťování se hydrogely rozdělují na fyzikální a chemické hydrogely. Chemické hydrogely vznikají díky kovalentním vazbám, díky čemuž jsou silné a stabilní. Fyzikální hydrogely jsou tvořeny slabými mezimolekulárními interakcemi, jako jsou vodíkové vazby, takže jsou méně pevné, ale mohou měnit strukturu v závislosti na podmínkách.

Testování mechanických vlastností hydrogelů je základním aspektem, který určuje jejich funkčnost a vhodnost pro konkrétní aplikace. Mezi hlavní parametry používané při těchto zkouškách patří pevnost v tlaku a tahu, pružnost, tažnost a odolnost proti deformaci. Hydrogely nacházejí široké uplatnění v medicíně, zejména v hojení ran a systémech podávání léků. Jednou z nejběžnějších aplikací je použití v obvazech pro hojení ran, které vytvářejí optimální podmínky pro hojení. A proto jejich mechanické vlastnosti musí odpovídat určitým požadavkům.

Při studiu hydrogelů hraje důležitou roli reologie, která studuje, jak se materiály deformují a tečou pod vlivem vnějších sil. U hydrogelů, které mají složité mechanické vlastnosti, hrají reologické parametry klíčovou roli. Komplexní vnitřní struktura hydrogelů je příčinou toho, že se chovají jako viskoelastické materiály, to znamená, že vykazují jak elastické, tak viskózní vlastnosti.

Kombinace želatiny a alginátu sodného v hydrogelu umožňuje vytvářet materiály s lepšími mechanickými vlastnostmi a zvýšenou funkčností díky jejich schopnosti vytvářet složité trojrozměrné sítě. Želatina, jako přírodní polymer, má dobrou kompatibilitu s živými organismy, zatímco alginát sodný díky své schopnosti vytvářet gel s vápenatými ionty pomáhá při tvorbě stabilní sítě. Tyto materiály patří k nejperspektivnějším a mají využití v široké řadě oborů, včetně medicíny, farmacie, kosmetiky a potravinářského průmyslu. Polymerní systémy na jejich bázi mají unikátní fyzikální a chemické vlastnosti, které umožňují vytvářet biokompatibilní a biologicky odbouratelné výrobky, které jsou žádané v moderní vědě a průmyslu.

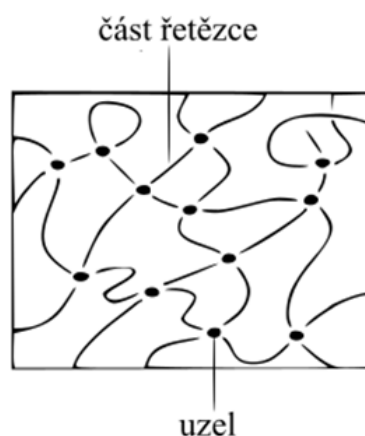
I. TEORETICKÁ ČÁST

1 HYDROGELY

Hydrogely na bázi želatiny a alginátu jsou perspektivní materiály, které se široce využívají v různých oblastech vědy a techniky. Díky svým unikátním vlastnostem, jako je vysoký stupeň bobtnání, biokompatibilita a rozložitelnost, jsou žádané zejména v medicíně a biotechnologiích [1].

1.1 Definice hydrogelu

Hydrogely jsou jedinečné polymerní materiály, které dokáží zadržet značné množství vody, což je činí velmi atraktivními pro použití v různých aplikacích. Tyto materiály se skládají ze sítí vysokomolekulárních sloučenin, které ve vodném prostředí vytvářejí trojrozměrné struktury se schopností absorbovat kapalinu a zvětšovat svůj objem (Obrázek 1) [2][3].



Obrázek 1 Struktura polymerního hydrogelu

(zdroj: [vlastní])

Z hlediska koloidní chemie a fyziky lze hydrogely charakterizovat jako kohezni disperzní systémy, v nichž je disperzním prostředím voda a dispergovanou fází jsou zesíťované polymerní řetězce. To umožňuje hydrogelům nejen zadržovat vodu, ale také s ní interagovat, což výrazně zvyšuje jejich schopnost zadržovat vodu. Voda uvnitř takových systémů není pouze „zachycována“ polymerní sítí, ale také interaguje s molekulami polymeru prostřednictvím vodíkových vazeb a dalších mezimolekulárních interakcí, což zvyšuje mechanickou pevnost a stabilitu hydrogelů [4].

1.2 Vlastnosti hydrogelů

Schopnost hydrogelů absorbovat vodu je velmi značná v závislosti na chemické struktuře polymeru a hustotě sítě mohou absorbovat od 10–20 % do několika tisíc procent vody

v poměru k jejich suché hmotnosti. Polyelektrolytové hydrogely, jako jsou alginátové nebo akrylátové hydrogely, tak mohou díky elektrostatickým interakcím mezi nabitými částmi polymerního řetězce a ionty v roztoku výrazně bobtnat, což je činí obzvláště užitečnými v biomedicině pro zadržování tekutin a řízené uvolňování látek [3][5].

Hydrogely si dokáží udržet mechanickou stabilitu i při vysoké hydrataci. Na rozdíl od jednoduchých gelů, které po nasycení ztrácejí svůj tvar nebo pevnost, si hydrogely zachovávají své vlastnosti díky své pevné trojrozměrné struktuře, kde polymerní řetězce interagují s molekulami vody a vytvářejí stabilní systém, který odolává mechanickému namáhání [6].

1.3 Klasifikace hydrogelů

Klasifikace hydrogelů je důležitým aspektem jejich studia, protože umožňuje systematizovat řadu jejich vlastností a aplikací. Hydrogely lze klasifikovat podle různých kritérií, včetně zdroje surovin, způsobu syntézy, struktury a vlastností [7].

1.3.1 Chemické hydrogely

První skupinou jsou „reverzibilní“ hydrogely, které představují systém, v němž se molekuly polymeru drží v síti díky interakcím mezi molekulami, iontovým a vodíkovým vazeb nebo hydrofobních sil [2][7].

Chemické hydrogely jsou tvořeny kovalentními vazbami, díky čemuž jsou velmi stabilní a trvanlivé. Jsou schopny odolat značnému mechanickému namáhání a zachovat si svou strukturu i v agresivních podmínkách prostředí. Mezi chemické hydrogely patří alginát, polyethylenglykol a hydrogely na bázi chitosanu. Alginátové hydrogely jsou na bázi alginátu a jsou zasíťovány gelováním vápenatými ionty. Polyethylenglykolové hydrogely jsou tvořeny polyethylenglykolem a síťovány reakcí s diisokyanáty. Hydrogely vznikající v důsledku interakce mezi alginátem a dvojmocnými kationty. Z hlediska velikosti mohou mít částice alginátového gelu velikost >1 mm (makro), 0,2 až 1000 nm (mikro) a $<0,2$ nm (nano). Jsou přírodní složkou, a jako takové velmi zajímavé pro biologické aplikace, protože mají dobrou biokompatibilitu, nejsou toxické, jsou biologicky rozložitelné a relativně levné. Příkladem takových hydrogelů jsou materiály používané v kontaktních čočkách, které si při dlouhodobém používání zachovávají svůj tvar a průhlednost. Tyto vlastnosti jsou také žádané například v biomedicině [2][8][9][10].

1.3.2 Fyzikální hydrogely

Naproti tomu fyzikální hydrogely vznikají na základě slabých mezimolekulárních interakcí, jako jsou vodíkové vazby a hydrofobní interakce. Tyto vazby jsou méně pevné a mohou se rozpadat při změně podmínek prostředí, například při změně pH, teploty nebo koncentrace iontů. Mezi fyzikální hydrogely patří hydrogely vytvořené na bázi pektinu, želatiny, polyvinylalkoholu. Tyto hydrogely jsou zesíťovány fyzikálními interakcemi, jako jsou vodíkové vazby, van der Waalsovy síly nebo elektrostatické interakce. Želatina je přírodní polymer získávaný z živočišného kolagenu k zesíťování dochází vratnou tepelnou gelací, kdy se zahříváním a ochlazováním vytváří trojrozměrná struktura. Pektinové hydrogely jsou síťovány ionty kovů-tento proces se nazývá iontové síťování. Fyzikální hydrogely mají tu důležitou výhodu, že se jejich vlastnosti mohou měnit pod vlivem vnějších faktorů, což činí tyto hydrogely obzvláště efektivními v systémech s potřebou řídit dobu degradace gelu nebo uvolňování účinných látek. Tyto vlastnosti jsou žádané například v kosmetických přípravcích, jako jsou pleťové masky, které poskytují dlouhodobý hydratační účinek nebo potravinářství (např. želé), a také v biomedicíně pro nosiče léčiv [7][8][11][12].

2 MECHANICKÉ A REOLOGICKÉ VLASTNOSTI HYDROGELŮ

Mechanické vlastnosti hydrogelů určují jejich působení na okolní prostředí. Mezi hlavní parametry, které se se testují, patří pevnost v tlaku a tahu, pružnost, tažnost a odolnost proti deformaci. Zatímco reologické vlastnosti popisují jejich tekutost a deformaci pod vlivem vnějších sil. Pochopení jejich mechanických a reologických vlastností umožňuje lepší porozumět jejich chování za různých podmínek a možnost předvídat jejich interakce [13].

2.1 Mechanické vlastnosti hydrogelů

Mechanické vlastnosti hydrogelů jsou klíčovým aspektem, který určuje jejich funkčnost a vhodnost pro konkrétní aplikace. Existuje několik základních metod měření mechanických vlastností, z nichž každá má své vlastnosti a může být vybrána v závislosti na konkrétních požadavcích na testování a charakterizaci materiálu [13].

2.1.1 Modul pružnosti

Modul pružnosti (G') popisuje schopnost hydrogelu zachovat si svůj tvar a odolávat deformaci při působení vnějších sil. Tento modul je ukazatelem tuhosti materiálu a určuje, do jaké míry může hydrogel po odstranění zátěže obnovit svůj původní tvar. Při vysoké hodnotě G' vykazuje hydrogel vysokou elasticitu, která mu umožňuje vrátit se po deformaci do původního stavu. Tato vlastnost je důležitá zejména v lékařských aplikacích, jako jsou obvazy pro hojení ran nebo nosiče léčiv, kde je nutné, aby se materiál rychle zotavil z mechanického namáhání a nadále plnil svou funkci [14][15].

Modul pružnosti závisí na různých faktorech, k nimž patří: Struktura polymerní sítě – čím je síť hustší a dobře zesíťovaná, tím je G' vyšší. Koncentrace polymeru – zvýšení koncentrace polymeru může vést k vyššímu modulu pružnosti, protože více polymerních řetězců zajišťuje větší tuhost. Teplota – rostoucí teplotou obvykle modul pružnosti klesá, protože polymerní řetězce jsou pohyblivější [11].

2.1.2 Režimy deformace

Deformace je změna tvaru nebo rozměrů tělesa působením vnějších sil. Mechanické vlastnosti hydrogelů se hodnotí pomocí standardních metod, jako je tlaková zkouška, tahová a zkouška v ohybu. Tahové deformace vznikají, když na materiál působí síly ve směru jeho osy a snaží se ho protáhnout. Napětí v materiálu v tomto režimu se nazývá tahové napětí. Pokud například na oba konce tyče působí opačné síly, materiál se roztáhne a jeho délka

se zvětší. V tomto případě se modul pružnosti vyjadřuje jako poměr tahového napětí a relativního natažení. Materiály s vysokým modulem pružnosti jsou odolné vůči natažení a mají nízkou deformaci. Mohou být použity jako nosiče léků, které musí odolávat tahovému namáhání, jako jsou biokompatibilní hydrogely. Deformace v tlaku jsou opačné než deformace v tahu. V tomto případě působí síly na materiál směrem k sobě a směřují k jeho zkrácení. Napětí v materiálu při tomto režimu se nazývá tlakové napětí. Modul pružnosti v tlaku je číselně stejný jako modul pružnosti v tahu, ale je důležité brát v úvahu, že některé materiály se mohou v tahu a v tlaku chovat jinak. Příklad: sloup zatížený v tlaku. Tlaková zkouška hodnotí odezvu hydrogelu na zatížení v tlaku, což je důležité zejména pro oblasti, kde je materiál vystaven tlakovým silám, například v biomedicínských aplikacích. K ohybové deformaci dochází, když na materiál působí síly směřující od osy materiálu a způsobují jeho deformaci. Při ohybu se jedna strana materiálu natahuje a druhá stlačuje. Napětí v materiálu při tomto režimu se nazývá ohybové napětí. Příkladem ohybové deformace je skelet implantátů, který musí odolávat ohybovým momentům při pohybu těla [6][16][17].

2.1.3 Zkoušky mechanické únavy

Zkoušky mechanické únavy umožňují zhodnotit odolnost hydrogelů vůči cyklickému zatěžování a jejich dlouhodobou stabilitu. To je důležité například pro lékařské aplikace, kde jsou hydrogely vystaveny dlouhodobému mechanickému zatěžování. Mechanická únava může způsobit degradaci materiálu, například ztrátu vody, změny pružnosti nebo rozpad polymerní struktury [18][19].

2.1.4 Identifikace přechodných jevů

Při mechanických zkouškách lze detekovat přechodné jevy, jako je relaxace napětí, změny viskoelasticity nebo strukturní přechody způsobené teplotou nebo hydratací. Takové procesy ovlivňují mechanickou reakci hydrogelu a mohou určit jeho použitelnost pro specifické aplikace, jako je biomedicínské nebo tkáňové inženýrství. Jako příklad lze uvést změnu tuhého stavu na pružný při změně teploty [20][21].

2.1.5 Ztrátový modul

Ztrátový modul (G'') charakterizuje ztrátu vnitřní energie v hydrogelu během deformace. Tento modul udává viskózní vlastnosti materiálu a ukazuje, jak hydrogel ztrácí energii při působení vnějších sil. Pokud má hydrogel vysokou hodnotu G'' , ukazuje to na jeho tendenci

chovat se při mechanickém působení jako kapalina. Je důležité si uvědomit, že ztrátový modul odráží schopnost hydrogelu tlumit mechanické vibrace a absorbovat energii. Tato vlastnost může být užitečná v aplikacích, kde je třeba zabránit poškození v důsledku nárazů nebo vibrací. Například hydrogely používané v materiálech pohlcujících nárazy nebo v ochranných povlacích musí vykazovat vysoké hodnoty G'' pro účinné rozložení zatížení. Poměr mezi elastickým a ztrátovým modulem pomáhá určit celkové chování hydrogelu a který z efektů v materiálu převažuje. Tento parametr se obvykle vyjadřuje pomocí tangenty úhlu mechanických ztrát ($tg \delta$), který se vypočítá jako poměr G'' ke G' [22][23][24].

$$tg \delta = \frac{G''}{G'} \quad (1)$$

Kde je δ fázový úhel a $tg \delta$ je měřítkem poměru ztrátové energie k energii uložené v materiálu [25].

Pokud je $tg \delta < 1$, znamená to převahu elastických vlastností v materiálu, což znamená, že se hydrogel chová spíše jako pevná látka. V takovém případě materiál po odstranění zátěže dobře obnovuje svůj tvar, což jej činí vhodným pro použití v systémech, které vyžadují vysoký stupeň elasticity, jako jsou obvazy pro hojení ran nebo struktury, kde je důležité zachování tvaru. Pokud $tg \delta > 1$, převažují viskózní vlastnosti, což znamená, že se hydrogel chová spíše jako kapalina než jako pevná látka. Toto chování může být kritické pro aplikace, kde je vyžadován vysoký stupeň tekutosti a rozložení zátěže, např. v kosmetických přípravcích nebo systémech s řízeným uvolňováním účinných látek [27][28].

Moduly pružnosti a ztrátové moduly jsou tedy důležité vlastnosti hydrogelů, které umožňují výzkumníkům a vývojářům optimalizovat materiály pro konkrétní aplikace. Pochopení těchto parametrů pomáhá vytvářet účinnější hydrogely s danými vlastnostmi, což otevírá nové obzory pro jejich použití v různých oblastech vědy a techniky [26].

2.1.6 Vliv vnějších faktorů a úprava mechanických vlastností hydrogelů

Mechanické vlastnosti hydrogelů se liší v závislosti na podmínkách jejich syntézy, včetně koncentrace polymeru, podmínek síťování a přísad. Například zvyšující se koncentrace polymeru zvyšuje pevnost, ale snižuje elasticitu, a volba síťovacích činidel a reakčních podmínek ovlivňuje bobtnavé chování. K těmto změnám může docházet i během provozu, kdy jsou hydrogely používané v medicíně vystaveny fyziologickým podmínkám, které

ovlivňují jejich stabilitu. Vyvíjejí se nové metody syntézy a modifikace s cílem zlepšit mechanické vlastnosti a přizpůsobit hydrogely specifickým úkolům. Kombinací různých polymerů za účelem vytvoření hybridních hydrogelů lze zlepšit jejich vlastnosti, jako je pevnost, pružnost a zadržování vody. Pochopení a optimalizace mechanických vlastností hydrogelů je velmi důležité zejména pro inovativní vývoj v medicíně, regenerativní terapii a systémech s řízeným uvolňováním, kde je vyžadováno zadržování vody a mechanická stabilita. Současné pokroky zahrnují obvazy na hojení ran, injekční systémy a nosiče pro buněčnou terapii, což zdůrazňuje všestrannost a význam hydrogelů. Budoucí výzkum hydrogelů se zaměří na jejich funkcionalizaci a vývoj vícesložkových systémů přizpůsobitelných specifickým požadavkům různých oblastí, čímž se stanou důležitými materiály pro nové technologie [6][15].

2.2 Reologie hydrogelů

Reologie studuje, jak se materiály deformují a proudí pod vlivem vnějších sil. U hydrogelů, které mají složité mechanické vlastnosti, hrají reologické vlastnosti rozhodující roli. Hydrogely se chovají jako viskoelastické materiály, což znamená, že mají jak elastické, tak viskózní vlastnosti, což znamená, že jejich chování závisí na rychlosti a charakteru působícího zatížení. Mezi reologické vlastnosti gelů patří dynamická a plastická viskozita, tekutost, toxotropní efekt a míra jeho projevu, charakter typu toku. Existuje řada studií zabývajících se reologickými vlastnostmi hydrogelů [8][29].

2.2.1 Vliv teploty

Teplota je jedním z nejvýznamnějších faktorů ovlivňujících reologické vlastnosti hydrogelů. Se zvyšující se teplotou se molekuly polymeru začnou aktivněji pohybovat, což může vést ke snížení viskozity hydrogelu. Díky tomuto efektu se materiál stává tekutějším a pohyblivějším, což může být užitečné v některých aplikacích, jako jsou systémy s řízeným uvolňováním léčiv, kde je pro rovnoměrnou distribuci účinných látek vyžadována dobrá tekutost. Nad určitou teplotní hranicí se však hydrogelová struktura může začít rozpadat, což vede ke ztrátě její integrity a funkčnosti. Pro hodnocení vhodnosti hydrogelu pro biologické aplikace byla zjišťována jeho stabilita při různých teplotách a byla studována reverzibilita a tepelná degradace materiálu. Stabilita hydrogelu při různých teplotách byla posuzována z hlediska jeho viskoelastických vlastností, což je klíčový faktor pro jeho použití v prostředí, kde je možné střídání teplot. Dále byla zkoumána schopnost hydrogelu odolávat opakovaným cyklům zahřívání a ochlazování, což umožňuje posoudit jeho strukturální

celistvost a trvanlivost. Tyto studie jsou důležité pro pochopení chování hydrogelu v reálných aplikacích, kde změny teploty mohou významně ovlivnit jeho mechanické vlastnosti a funkčnost [30].

Snížení teploty může naopak vést ke zvýšení tuhosti hydrogelu. V tomto případě se molekuly stávají méně pohyblivými, což zvyšuje elasticitu a viskozitu materiálu. Toto chování může být kritické pro aplikace, kde je vyžadována vysoká pevnost a stabilita, jako jsou například zdravotnické prostředky používané při nízkých teplotách [31].

2.2.2 Kyselé a zásadité podmínky

Změny pH prostředí mají také významný vliv na vlastnosti hydrogelů, zejména na jejich bobtnavost a mechanické vlastnosti. Hydrogely na bázi polymerů obsahujících iontové skupiny mohou měnit své vlastnosti v závislosti na pH. Například v kyselém prostředí mohou některé hydrogely bobtnat, zatímco v alkalickém prostředí se mohou smršťovat. Tento jev je způsoben změnami v iontovém stavu polymerů a jejich schopnosti vázat se na molekuly vody. Změny pH mohou také ovlivnit interakci mezi polymerními řetězci a prostředím, což může vést ke změnám mechanických vlastností [9].

2.2.3 Iontová síla

Koncentrace iontů v roztoku, ve kterém jsou hydrogely umístěny, má také vliv na jejich reologické vlastnosti. Zvýšení koncentrace dvojmocných kationtů (např. Ca^{2+} , Mg^{2+}) může vést ke zvýšení pevnosti hydrogelu v důsledku tvorby pevnějších příčných vazeb mezi polymerními řetězci. Díky tomu jsou hydrogely stabilnější a méně náchylné k degradaci při vnějším mechanickém namáhání. Pokud však koncentrace iontů překročí určitou úroveň, může to vést k nadměrnému zesíťování a v důsledku toho ke snížení flexibility a pohyblivosti hydrogelu [32][33].

2.2.4 Další faktory prostředí

Kromě uvedených faktorů mohou vlastnosti hydrogelů ovlivňovat i další podmínky prostředí. Například zvýšená vlhkost vzduchu zlepšuje schopnost hydrogelů zadržovat vlhkost, takže jsou účinnější v prostředí, kde je vyžadována vysoká hydratace. Mechanické namáhání, například konstantní nebo cyklické působení, může změnit strukturu, pevnost a odolnost hydrogelů, což je důležité zejména pro jejich použití v dynamických aplikacích, jako jsou implantáty nebo systémy pro podávání léčiv. Kromě toho může přítomnost

vnějších chemických látek, jako jsou soli, rozpouštědla nebo jiné polymery, interagovat s polymerními řetězci hydrogelů a měnit jejich viskozitu a stabilitu [34][35][36].

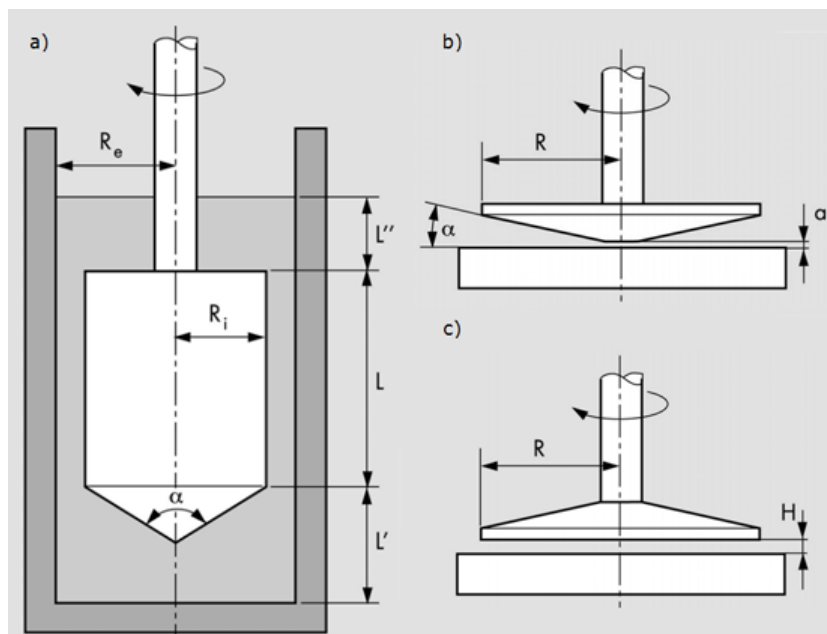
Vliv vnějších faktorů na reologické vlastnosti hydrogelů je tedy mnohostranný a složitý proces. Pochopení těchto vlivů umožňuje hydrogely optimalizovat pro konkrétní aplikace, což otevírá nové možnosti jejich využití v různých oblastech vědy a techniky. Výzkum v této oblasti pokračuje a očekává se, že další pokroky pomohou vyvinout účinnější hydrogely, které se dokáží přizpůsobit měnícím se podmínkám prostředí a splnit rostoucí nároky moderních technologií.

2.3 Metody měření mechanických a reologických vlastností

Mechanické a reologické vlastnosti hydrogelů, jako je pevnost, pružnost a viskozita, hrají klíčovou roli při jejich použití v biomedicině a tkáňovém inženýrství. K jejich měření se používají metody jako dynamická analýza, reometrie a tahové zkoušky.

2.3.1 Reometr a jeho princip měření

Reometr, který je uveden na obrázku 2, je přístroj používaný k měření viskozity a viskoelastických vlastností nenewtonských kapalin, jako jsou hydrogely. Reometr obsahuje stacionární a pohyblivou část, přičemž pohyblivá část rotuje při zvolené smykové rychlosti. Vysílaný točivý moment umožňuje stanovit viskozitu a další parametry, což je důležité pro analýzu reologických vlastností materiálů. V závislosti na typu geometrie měření mohou reometry používat soustředné válce pro kapaliny s nízkou viskozitou, kužel/desku pro rovnoměrné rozložení smykové rychlosti nebo desku/desku pro pasty a gely s vysokou viskozitou. Volba geometrie závisí na vlastnostech analyzovaného materiálu a požadované přesnosti měření [37][38].



Obrázek 2 Geometrie při reometrických měřeních: a) soustředné válce, b) kužel/deska, c) deska/deska

(zdroj: [38])

2.3.2 Měření v oscilacích

Měření v oscilacích představují nástroj pro studium viskoelastických vlastností hydrogelů, který umožňuje studovat jejich chování pod vlivem periodicky se měnícího mechanického namáhání, jako je deformace nebo napětí, při různých frekvencích a amplitudách. Během experimentu je stanoven komplexní modul (G^*), jehož velikost je dána jako:

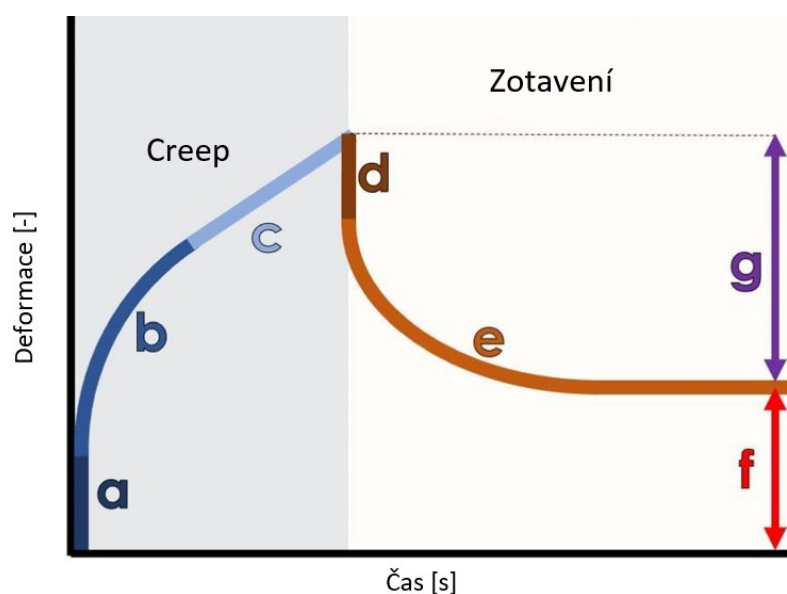
$$G^* = \sqrt{(G')^2 + (G'')^2} \quad (2)$$

Tento parametr umožňuje vyhodnotit elastické i viskózní vlastnosti materiálu [40]. Analýza závislosti na frekvenci ukazuje, jak hydrogely reagují na vibrace různého charakteru: při nízkých frekvencích převažuje elastické chování a při vysokých frekvencích převažuje viskózní chování, což je významné pro pochopení jejich chování za dynamických podmínek, jako je vstřikování nebo mechanické vibrace. Klíčovou roli hraje také závislost na teplotě: zvýšení teploty může vést ke snížení modulu pružnosti a zvýšení tokového chování materiálu. Tyto údaje pomáhají optimalizovat složení hydrogelů a výrobní metody pro specifické aplikace, jako je zvýšení elasticity u obvazů pro hojení ran. Měření se provádějí pomocí specializovaného zařízení zahrnujícího přesné senzory síly a posunutí a také lineární elektromagnetický motor, který vytváří kontrolované vibrace. Tato metoda je

důležitá pro hydrogely, které mají složitou strukturu kombinující vlastnosti pevné a kapalné látky. Analýzou výsledků je možné určit vlastnosti struktury, jako je stupeň zasíťování polymerní sítě a rozložení vody, a posoudit jejich vliv na mechanické vlastnosti materiálu [15][34][39].

2.3.3 Creepová zkouška

Creep je jev charakteristický pro materiály s viskoelastickými vlastnostmi, včetně hydrogelů. Tento proces spočívá v postupném zvyšování deformace materiálu při konstantním zatížení v průběhu času. U hydrogelů je creep způsoben jejich strukturou, která se skládá z polymerní sítě zadržující vodu. Při zatížení se voda v hydrogelu redistribuuje a polymerní síť se přeuspořádává, což vede ke změně tvaru materiálu. Creepová zkouška je metoda používaná k hodnocení mechanických vlastností hydrogelů, zejména jejich schopnosti odolávat dlouhodobému zatížení. Během zkoušky se sleduje deformace hydrogelu, aby bylo možné analyzovat jeho krátkodobou a dlouhodobou viskoelasticitu. Výsledky testu jsou zobrazeny jako funkce deformace v závislosti na čase (Obrázek 3) a poskytují informace o tom, jak různé poměry složek (v mém případě koncentrace želatiny a alginátu) ovlivňují schopnost hydrogelu udržet si při zatížení svůj tvar a pružnost. Tyto informace jsou důležité zejména pro aplikace tkáňového inženýrství, kde musí materiál zůstat stabilní při dlouhodobém mechanickém zatížení [40][41].



Obrázek 3 Závislost deformace na čase popisována pomocí Creepové křivky

(zdroj: [42])

Křivka tečení se skládá ze tří hlavních fází: okamžité pružné odezvy (a), viskózně zpožděné pružné deformace (b) a ustáleného viskózního toku (c). Po nástupu relaxační fáze se bod (d) vztahuje k bodu (a) a bod (e) k bodu (b), přičemž bod (f) představuje nevratnou viskózní deformaci a bod (g) vratnou elastickou deformaci. Každá fáze odráží specifické vlastnosti materiálu, jako je pružnost, tažnost a schopnost obnovy po deformaci [42].

2.3.4 Teplotní měření

Při studiu hydrogelů hraje významnou roli měření teploty, které umožňuje analyzovat jejich tepelnou stabilitu a fázové přechody. Reologická měření pomocí reometru, jako je analýza modulů pružnosti (G') a viskozity (G''), se používají ke stanovení bodu gelace, který odpovídá přechodu materiálu z kapalného do gelového stavu. Měření se provádí pomocí oscilačního napětí na vzorku a zaznamenáváním jeho odezvy při různých teplotách. Průsečík křivek G' a G'' udává rovnováhu mezi elastickými a viskózními vlastnostmi, což je kritický parametr pro charakterizaci hydrogelů. Studie také zdůrazňují význam hydratačních vlastností, kdy je během počátečních hodin pozorován rychlý nárůst hmotnosti, což ukazuje na vysokou absorpční schopnost materiálu. Tato pozorování přispívají k optimalizaci složení a struktury hydrogelů pro biomedicínské a jiné aplikace [40][41].

2.3.5 Tlaková zkouška

Tlaková zkouška je metoda používaná k hodnocení mechanických vlastností hydrogelů, jako je pevnost, deformace a pružnost. Při zkouškách jsou vzorky vystaveny vnějšímu tlaku, aby se změřila jejich odezva a stanovily klíčové parametry včetně modulu pružnosti, pevnosti v tahu a obnovy tvaru. Tato metoda je důležitá pro studium chování hydrogelů, které musí odolávat namáhání při zachování svých funkčních vlastností. Například hydrogely používané v biomedicínských prostředcích, jako jsou umělé chrupavky nebo měkké tkáně, musí mít vysokou odolnost proti deformaci, aby zůstaly funkční při stálém mechanickém namáhání. Tlakové zkoušky pomáhají nejen posoudit pevnostní charakteristiky materiálů, ale také určit jejich potenciál pro použití v různých aplikacích, kde je vyžadována kombinace pružnosti, trvanlivosti a odolnosti vůči namáhání [45][46].

2.3.6 Měření vodivosti

Měření vodivosti je metoda používaná k hodnocení elektrických vlastností materiálů, jako jsou hydrogely. Princip je založen na měření schopnosti materiálu provádět elektrický proud pod vlivem vnějších faktorů, jako je elektrické pole nebo mechanické napětí. V případě

želatinových hydrogelů a hydrogelů na bázi železa se vodivost může lišit v závislosti na jejich složení a struktuře. Například přídavek železa nebo jiných vodivých složek může výrazně zvýšit vodivost materiálu, čímž se materiál stane vhodným pro použití v senzorech nebo biomedicínských zařízeních. Měření vodivosti umožňuje posoudit elektrické vlastnosti materiálu, ale také pochopit, jak se chová za různých podmínek, což je důležité pro jeho další optimalizaci a použití v praktických aplikacích [47][48].

3 METODY PŘÍPRAVY HYDROGELŮ

Hydrogely jsou polymerní materiály, které jsou díky své jedinečné struktuře schopny pojmout velké množství vody. Existuje několik metod jejich výroby, které lze rozdělit na chemické, fyzikální a kombinované přístupy. Každá z těchto metod má své vlastní vlastnosti a použití.

3.1 Chemické síťování

Chemické síťování je proces, při kterém se polymerní řetězce spojují kovalentními vazbami a vytvářejí pevné a stabilní síť. Tato metoda umožňuje vytvářet hydrogely s vysokou mechanickou stabilitou a trvanlivostí, což je důležité zejména pro aplikace v lékařských a farmaceutických zařízeních. Jednou z metod síťování je polymerace volnými radikály, při níž volné radikály iniciují reakci síťování polymerů, což umožňuje vytvářet hydrogely s definovanými vlastnostmi, jako je pórovitost a rychlost uvolňování účinných látek. Další metodou je kopolymerizace, která zahrnuje smíchání dvou nebo více monomerů za účelem vytvoření polymerů s novými vlastnostmi. Kopolymery mohou kombinovat vlastnosti různých monomerů a vytvářet hydrogely s lepšími vlastnostmi. Akrylové hydrogely vyráběné volnou radikálovou polymerizací se široce používají v lékařských aplikacích, jako jsou systémy s řízeným uvolňováním léčiv. Tyto hydrogely se vyznačují vysokou stabilitou a trvanlivostí, díky čemuž jsou účinné pro podávání léčiv do těla. Takové polymerní systémy s řízeným uvolňováním bioaktivních látek se běžně používají k regulaci farmakokinetiky a umožňují cílené a dávkované podávání léčiv do těla [14][36].

3.2 Fyzikální síťování

Fyzikální hydrogely jsou tvořeny slabými mezimolekulárními interakcemi, jako jsou vodíkové vazby, hydrofobní interakce a iontové vazby. Tyto vazby jsou ve srovnání s kovalentními vazbami méně pevné, takže fyzikální hydrogely jsou citlivější na změny podmínek prostředí. Dynamická povaha fyzikálních hydrogelů umožňuje měnit své vlastnosti v závislosti na pH, teplotě a koncentraci iontů, což je činí vhodnými pro použití v regulovaných systémech. Proces vytváření fyzikálních hydrogelů je obecně jednodušší a méně nákladný než chemické metody. Například hydrogely na bázi alginátu sodného se tvoří v přítomnosti vápenatých iontů. Po přidání vápenatých iontů vytvoří alginát sodný gelovou strukturu za vzniku iontových vazeb, což umožňuje zadržet značné množství vody. Díky své biokompatibilitě a schopnosti zadržovat vlhkost se tyto hydrogely široce používají

v kosmetických a farmaceutických výrobcích, jako jsou obvazy na hojení ran a hydratační krémy [14][36].

3.3 Metody zmrazování a rozmrazování

Metody zmrazování a rozmrazování zahrnují zmrazení roztoku polymeru a následné rozmrazení, což vede k vytvoření porézní struktury. Výsledkem tohoto postupu jsou hydrogely s vysokou propustností a vynikajícími vlastnostmi zadržování vody. Voda v roztoku polymeru zmrzne a vytvoří krystalky ledu, které po rozmrazení zanechají v polymerní struktuře dutiny. Tyto dutiny poskytují hydrogelu schopnost zadržovat kapaliny a vyměňovat látky. Techniky zmrazování a rozmrazování se často používají k vytváření hydrogelů v regenerativní medicíně, například jako nosičů pro buněčnou terapii nebo materiálů podporujících hojení tkání. Hydrogely vytvořené touto metodou díky své porézní struktuře a schopnosti zadržovat živiny vytvářejí vhodné prostředí pro růst buněk. Příkladem je výroba hydrogelů z fibrinu, který se získává ze zmrazené plazmy. To umožňuje vytvářet náhražky kůže, které svou strukturou a funkcí lépe odpovídají lidské kůži. Kromě toho se takové hydrogely vyznačují lepšími mechanickými vlastnostmi a přispívají k úspěšné regeneraci hyalinní chrupavky [46][49].

3.4 Elektrostatická výroba

Elektrostatická sestava je založena na využití elektrostatických interakcí mezi nabitými polymerními řetězci k vytvoření hydrogelů. Tato metoda umožňuje vytvářet mnohovrstevné struktury s kontrolovanými vlastnostmi, což otevírá nové možnosti pro vývoj funkčních hydrogelů. Pomocí elektrického pole se nabitě molekuly polymerů spojují do vrstev a vytvářejí stabilní strukturu, přičemž každá vrstva může mít jiné vlastnosti, což umožňuje upravit hydrogel pro konkrétní aplikace. Elektrostatické sestavování se používá k vytváření funkčních hydrogelů schopných reagovat na změny prostředí, jako je pH nebo změny teploty. Takové hydrogely lze použít například jako nosiče pro podávání léčiv, které zajišťují řízené uvolňování účinných látek v závislosti na podmínkách, a tím zvyšují účinnost léčby. Jejich použití je založeno na jejich schopnosti výrazně bobtnat a měnit objem. Tato metoda našla široké uplatnění v systémech používaných k uvolňování inzulinu v reakci na zvýšenou hladinu glukózy. Glukóza difunduje do hydrogelu, uvolněný enzym způsobuje oxidaci glukózy a pokles pH a ionizaci aminoskupin hydrogelu. Stupeň bobtnání hydrogelu se zvyšuje a inzulin difunduje přes membránu do okolí [50][51][52].

3.5 Kombinované metody

Kombinované metody syntézy hydrogelů kombinují několik metod pro vytvoření materiálů s jedinečnými vlastnostmi. Tato metoda umožňuje využít výhody jednotlivých přístupů a odstranit jejich nevýhody. Například kombinací želatiny a alginátu pomocí kovalentních vazeb a iontových interakcí lze vytvořit hydrogely s lepšími mechanickými a funkčními vlastnostmi. Hydrogely na bázi biomateriálů, jako je škrob a sodná sůl karboxymethylcelulózy, mají vysokou absorpční kapacitu, obsahují přibližně 90 % vody a vyznačují se vysokou elasticitou podobnou elasticitě přírodních tkanin. Hydrogely vytvořené kombinovanými metodami lze použít v různých oblastech, včetně regenerativní medicíny, kde jsou důležité vlastnosti biokompatibility a řízeného uvolňování léčiv. To otevírá nové možnosti pro vývoj inovativních terapeutických přípravků, které mohou účinně interagovat s organismem [53][54][55].

Způsob výroby hydrogelů hraje klíčovou roli při určování jejich vlastností a funkčnosti. Každá metoda má své výhody a nevýhody a volba přístupu závisí na konkrétních požadavcích na konečný produkt. Pochopení těchto metod a jejich mechanismů umožňuje vývoj hydrogelů s lepšími vlastnostmi a jejich přizpůsobení konkrétním aplikacím, což značně rozšiřuje oblast jejich použití.

4 HYDROGELY NA BÁZI ŽELATINY A ALGINÁTU.

Hydrogely na bázi želatiny a alginátu sodného jsou slibnými materiály pro biomedicínské aplikace díky své biokompatibilitě, biodegradabilitě a schopnosti vytvářet struktury s kontrolovanými vlastnostmi. Želatina dodává pružnost a podporu buněčné adheze, zatímco alginát sodný poskytuje stabilitu a schopnost želírování.

4.1 Vlastnosti želatiny a alginátu sodného

Želatina a alginát sodný jsou klíčové přírodní polymery, které se díky svým unikátním vlastnostem široce používají k vytváření hydrogelů. Želatina, získaná z kolagenu, je vysoce biokompatibilní a schopná podporovat růst buněk, zatímco alginát sodný, získaný z hnědých řas, je vysoce stabilní a schopný gelovat v přítomnosti vápenatých iontů [56].

Tabulka 1 Srovnání vlastností želatiny a alginátu sodného

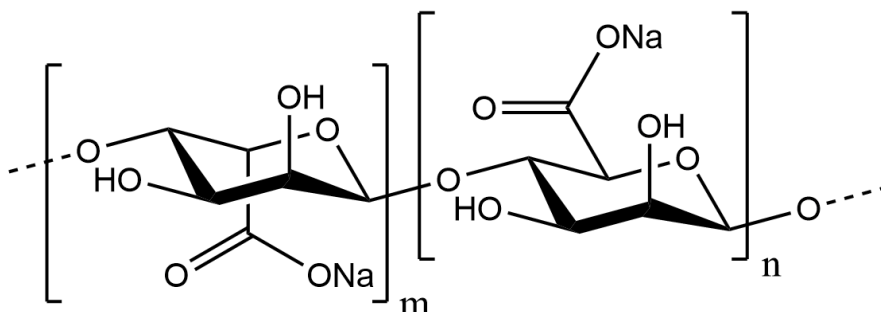
Vlastnosti	Želatina	Alginát sodný
Původ	Získává se z kolagenu (živočišné tkáně)	Získan z hnědých řas
Struktura	Polypeptidový řetězec	Lineární polysacharid
Rozpustnost	Rozpustná v horké vodě	Rozpustná ve vodě
Gelování	Tvoří gel při chlazení	Vytváří gel v přítomnosti Ca^{2+} a Ba^{2+}
Biokompatibilita	Vysoká	Vysoká
Biologická rozložitelnost	Ano	Ano
Elasticita	Dobrá	Střední
Aplikace	Lékařské a farmaceutické výrobky	Biomedicínské aplikace

(zdroj: [vlastní])

4.1.1 Alginát sodný

Algináty jsou přírodní polysacharidy široce rozšířené v buněčných stěnách hnědých řas. Tyto sloučeniny hrají důležitou strukturní roli v mořských rostlinách. Ročně se v průmyslovém rozsahu vyrobí přibližně 30 000 tun alginátů, což je méně než 10 % celkového množství syntetizovaného makroskopickými řasami in vivo. Nejpraktičtější využití mezi různými formami alginátů má alginát sodný (Na-alginát), který je díky svým unikátním vlastnostem široce využíván v různých průmyslových oborech. Struktura alginátu je uvedena na obrázku 4, z něhož je vidět, že tento polysacharid se skládá

z homopolymerních jednotek spojených 1,4-glykosidickou vazbou kyseliny β -D-mannuronové (M) a kyseliny α -L-gluronové (G), na kterých závisí fyzikálně-chemické vlastnosti a gelovací schopnost alginátu [57].



Obrázek 4 Struktura alginátu sodného

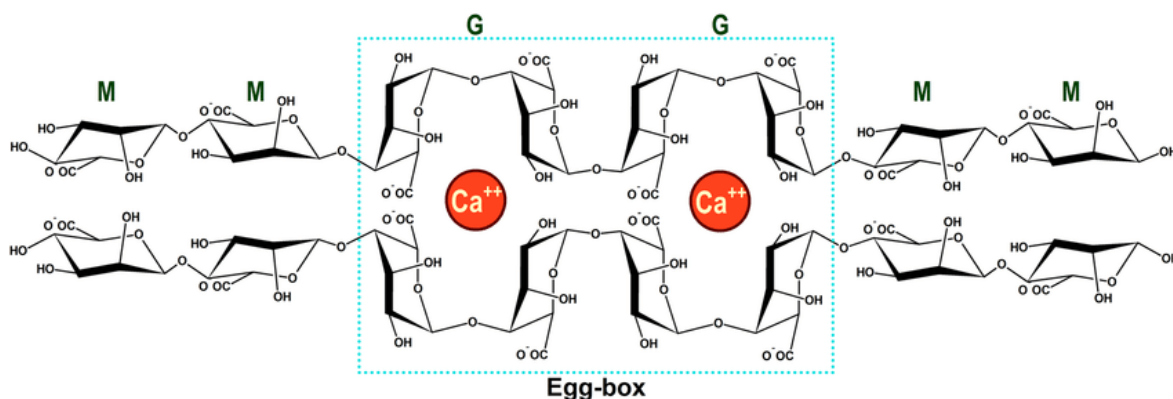
(zdroj: [58])

Alginát sodný je dobře rozpustný ve vodě a vytváří viskózní roztoky, což umožňuje jeho použití jako zahušťovadla. Nejdůležitější vlastností je však jeho schopnost vytvářet stabilní gely při interakci s dvojmocnými kationty, jako jsou Ca^{2+} a Ba^{2+} . K tomuto procesu dochází selektivní vazbou vápenatých iontů na místa kyseliny gluronové (bloky G), což vede k vytvoření trojrozměrné polymerní sítě. Pevnost vytvořeného gelu přímo závisí na délce G- bloků v molekule a jejich celkovém obsahu-čím více kyseliny gluronové v alginátu a čím delší jsou její řetězce, tím pevnější gel vzniká. Místa s kyselinou mannuronovou zároveň zajišťují pružnost a dynamiku struktury gelu [43][44].

Díky této gelotvorné schopnosti je alginát sodný oblíbeným materiálem pro tvorbu hydrogelů hojně využívaných v biomedicínských aplikacích. Kromě toho je alginát sodný vysoce hygroskopický, což mu umožňuje účinně zadržovat vodu a zvyšuje jeho funkčnost v hydrogelových formulacích [4][59].

Kinetika síťování závisí na koncentraci vápenatých iontů, teplotě a molekulové hmotnosti alginátu. Zvyšování koncentrace Ca^{2+} urychluje tvorbu gelu, ale nadměrné množství může vést k nadměrně husté a křehké struktuře. Důležitou roli hraje také teplota, protože vyšší teploty urychlují difúzi iontů, a tím i rychlost síťování. Obvykle se provádí při pokojové teplotě nebo při mírném zahřátí (do 100 °C). Důležitým parametrem je také molekulová hmotnost alginátu-delší řetězce tvoří pevnější gely. Optimalizace těchto parametrů umožňuje získat materiály s určitými vlastnostmi: určitou mechanickou pevností, propustností a stabilitou [43][44].

Alginátové hydrogely se připravují gelací, kovalentním nebo iontovým síťováním. Iontové síťování je nejčastější díky své jednoduchosti a mírným podmínkám provádění. Jako síťovací činidla se nejčastěji používají dvojmocné kationty, jako je chlorid vápenatý, který je netoxický a dostupný. Procesu iontového síťování se zúčastňují pouze bloky G alginátu s výhodnou prostorovou strukturou. Tento mechanismus je popsán modelem „egg-box“, jak je znázorněno na obrázku 5 [60][61].



Obrázek 5 Schéma struktury „Egg-box“ v alginátovém hydrogelu zesíťovaném vápenatými ionty

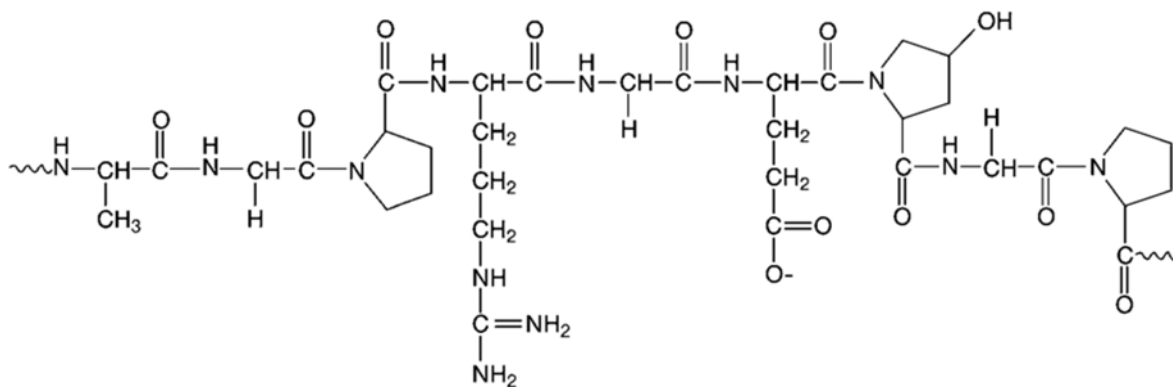
(zdroj: [61])

Model „egg-box“ popisuje mechanismus, při kterém se vápenaté kationty vážou na karboxylové skupiny kyseliny guluronové a vytvářejí mezi polymerními řetězci příčné vazby. To vytváří uspořádanou strukturu, která zajišťuje vysokou stabilitu a mechanickou pevnost hydrogelu. Pokud se k síťování používá chlorid vápenatý, je tento proces rychlý a efektivní, minimalizuje ztráty aktivních složek, jako jsou spory řas, a zajišťuje jejich rovnoměrné rozložení v částicích hydrogelu [4][61].

Hydrogely z alginátu sodného založené na principu „egg-box“ mají vysokou citlivost pH, což umožňuje řídit uvolňování účinných látek v závislosti na podmínkách prostředí. Například v kyselém prostředí karboxylové skupiny alginátu získávají protony, což vede k oslabení iontových vazeb a porušení struktury hydrogelu [14][59].

4.1.2 Želatina

Želatina je proteinový materiál získaný z kolagenu, který je zase hlavní strukturální složkou pojivových tkání zvířat, jako je kůže, kosti a chrupavky. Želatina se skládá z polypeptidových řetězců obsahujících různé aminokyseliny, jak je uvedeno na obrázku 6.



Obrázek 6 Chemická struktura želatiny

(zdroj: [62])

Želatina má schopnost vytvářet při rozpuštění ve vodě tepelně reverzibilní gely díky tvorbě trojrozměrné síťové struktury. K tomuto procesu dochází v důsledku interakce polypeptidových řetězců prostřednictvím vodíkových vazeb, hydrofobních kontaktů a Van Der Waalsových sil. Při ochlazení pod 35 °C dochází k částečnému obnovení trojitých spirál, což gelu dodává mechanickou stabilitu a pružnost. Mezi hlavní vlastnosti želatiny patří: vysoká biokompatibilita, která umožňuje bezpečnou interakci s buňkami těla, a biologická rozložitelnost, díky níž je materiál ekologicky čistý. Želatina má také dobrou pružnost a flexibilitu, což umožňuje její použití v různých formách a konfiguracích. Díky těmto vlastnostem je důležitou součástí při vývoji hydrogelů pro použití v tkáňovém inženýrství a regenerativní medicíně. Zvláště zajímavá je tepelná reverzibilita želatinových gelů, která umožňuje jejich vlastnosti snadno přizpůsobit konkrétním lékařským aplikacím [14][63].

Tyto vlastnosti želatiny lze využít v pokročilejších systémech, jako jsou magneticky aktivní hydrogely nebo magnetoreologické elastomery (MRE). Zavedení feromagnetických částic do elastomerních systémů umožňuje řídit jejich mechanické a elektrické vlastnosti pod vlivem vnějšího magnetického pole, což je slibné zejména pro vytváření adaptivních biomedicínských materiálů [76]. Další možnosti, které zdůrazňují efektivnost použití biopolymerů (včetně želatiny) jako matrice pro MRE díky jejich kompatibilitě s tkáněmi a možnosti modifikace vodivými přísadami. Integrace iontové vodivosti želatiny s magneticky citlivými součástmi by mohla vést k nové třídě „chytrých“ materiálů s dvojitou odezvou na elektrické a magnetické pole, což by mohlo rozšířit jejich využití v biosenzorech, řízených implantátech a měkké robotice [77].

4.2 Kombinace želatiny a alginátu sodného

Kombinace želatiny a alginátu sodného v hydrogelech umožňuje vytvářet materiály se zlepšenými mechanickými vlastnostmi a zvýšenou funkčností. Díky jejich schopnosti vytvářet složité trojrozměrné sítě: alginát zajišťuje strukturní pevnost díky zasíťování vápenatých iontů v modelu „egg-box“, zatímco želatina dodává materiálu pružnost a biokompatibilitu. Tyto struktury mají vysokou schopnost zadržovat vodu a stabilitu, díky čemuž jsou zvláště vhodné pro použití v aplikacích, kde je vyžadována mechanická integrita při vysoké hydrataci [14][57][61].

Jedním z nejdůležitějších aspektů této kombinace je schopnost řídit mechanické vlastnosti hydrogelu změnou poměru želatiny a alginátu. Například zvýšení koncentrace alginátu sodného zvyšuje tuhost materiálu, což může být užitečné při vytváření systémů pro strukturální podporu tkání. Zároveň vyšší obsah želatiny přispívá ke zlepšení elasticity a flexibility, což je důležité pro měkké tkáně. Díky tomu jsou kombinované hydrogely univerzálnější a umožňují jim přizpůsobit se specifickým potřebám, ať už jde o měkké, elastické nosiče pro dodávky léků nebo tvrdší rámy pro tkáňové inženýrství [24].

4.3 Aplikace hydrogelů

V regenerativní medicíně a tkáňovém inženýrství se kombinace želatiny a alginátu sodného používá při vytváření 3D matic pro kultivaci buněk. Tyto hydrogely mohou podporovat růst a proliferaci buněk a vytvářet podmínky co nejpodobnější přirozeným tkáním těla. Trojrozměrná struktura hydrogelu usnadňuje výměnu živin a metabolických odpadů z buněk, což zlepšuje životaschopnost a funkčnost buněk. Díky těmto vlastnostem se hydrogely na bázi želatiny a alginátu používají pro kultivaci buněk, modelování tkání a vývoj systémů pro transplantaci buněk a tkání. Tyto systémy mohou účinně napodobovat mikroprostředí přirozené tkáně, což zvyšuje úspěšnost jejich integrace do těla po implantaci [14][35].

Kromě toho je možné kombinované želatinové a alginátové hydrogely použít pro řízené uvolňování aktivních složek, například léčiv, kde je klíčová vlastnost upravit rychlost uvolňování těchto složek v závislosti na změnách teploty nebo pH prostředí. Univerzálnost těchto materiálů je také požadována v kosmetickém průmyslu k vytváření hydratačních přípravků a v potravinářském průmyslu jako želírující látky ke zlepšení textury a organoleptických vlastností výrobků [50][54].

5 PRAKTICKÉ POUŽITÍ HYDROGELŮ

Polymerní materiály nacházejí široké uplatnění v různých oblastech, včetně medicíny, farmacie, kosmetologie, zemědělství, potravinářského průmyslu a ekologie. V této kapitole se podrobně podíváme na každou z oblastí použití, jejich výhody a příklady použití.

5.1 Medicína a farmacie

Polymerní materiály mají širokou škálu aplikací v medicíně, zejména v hojení ran a systémech podávání léků. Jednou z nejběžnějších aplikací je použití v obvazech pro hojení ran, které vytvářejí optimální podmínky pro hojení. Tyto obvazy pomáhají udržovat vlhkost, což je zásadní pro regeneraci tkání [64].

Polymery se také používají v systémech řízeného uvolňování léků, což významně zvyšuje účinnost terapie. Například polymery obsahující chemoterapeutika mohou poskytnout dlouhodobé uvolňování účinných látek, což snižuje vedlejší účinky a zvyšuje cílenost léčby [50]. Polymerní materiály nacházejí uplatnění i v oftalmologii, například při výrobě měkkých kontaktních čoček, které poskytují vysokou úroveň pohodlí [65].

5.2 Kosmetologie

Polymerní materiály hrají v kosmetickém průmyslu významnou roli díky svým hydratačním a ochranným vlastnostem. Díky své schopnosti zadržovat vlhkost jsou ideální pro tvorbu krémů proti stárnutí, pleťových masek a tělových gelů. Například polymery obsahující extrakt z aloe vera a kyselinu hyaluronovou se běžně používají v hydratačních krémech, protože zlepšují strukturu pokožky a poskytují dlouhodobou hydrataci [66].

Polymery se také hodně používají při kosmetických ošetřeních, jako je mezoterapie, kde slouží jako nosiče účinných látek. Například polymery na bázi kolagenu se používají ke zlepšení elasticity pokožky a snížení výskytu vrásek [67]. Kromě toho se polymerní materiály používají při výrobě pleťových masek, které mohou obsahovat vitaminy a rostlinné výtažky, které pronikají do pokožky a poskytují jí hydrataci a výživu. Například masky na bázi zeleného čaje mají antioxidační vlastnosti a pomáhají zlepšovat zdraví pleti [68].

5.3 Zemědělství

Polymerní materiály, zejména hydrogely na bázi polyakrylamidu a biopolymerů, se běžně používají v zemědělství, kde pomáhají zlepšit účinnost zavlažování a zadržování vlhkosti

v půdě. Aplikace polymerních hydrogelů pomáhá zlepšit schopnost půdy zadržovat vodu, což je důležité zejména v podmínkách období sucha. Když se polymery přidají do půdy, jsou schopny zadržovat vlhkost a postupně ji uvolňovat, což rostlinám poskytuje potřebnou vlhkost v obdobích, kdy ji nedostávají. To může významně zkrátit proces zavlažování a zvýšit výnosy plodin [69]. Příkladem úspěšného využití polymerů v zemědělství je vývoj polymerů na bázi polyakrylamidu. Tyto polymery mohou absorbovat vodu a bobtnat, čímž zvětšují objem půdy a vytvářejí zásobník pro uchovávání vlhkosti. Za těchto podmínek mohou zemědělci výrazně snížit množství spotřebované vody, což je důležitý faktor vzhledem ke klimatickým změnám a ubývajícím zásobám vody [70].

Polymery se používají také při produkci sadby, kde vytvářejí optimální podmínky pro kořenění. Polymery zadržují vlhkost a dodávají kořenům kyslík, což podporuje rychlý růst a růst rostlin. Zahradníci tak získávají silnější a zdravější rostliny, což následně vede k vyšším výnosům [71].

5.4 Potravinářský průmysl

Polymerní materiály hrají důležitou roli v potravinářském průmyslu, kde se používají ke zlepšení textury, konzervace a kvality výrobků. Biopolymerní vrstvy na bázi alginátů a chitosanu poskytují ochranu proti oxidaci a mikrobiálnímu poškození. Mohou se přidat do balení, aby se zabránilo vysušování a udržela se čerstvost [73]. Také hydrogely obsahující rostlinné polysacharidy, jako je agar-agar nebo pektin, lze použít k vytvoření konzistence podobné želé v dezertech, marmeládách a dalších potravinách, aby se zlepšila jejich chuť a textura [72].

Polymery lze také použít k vytváření umělých potravinářských výrobků. Například polymery se používají při vývoji nízkokalorických a odtučněných alternativ tradičních výrobků, jako jsou želé, cukrovinky a jogurty, což výrobcům umožňuje uspokojit potřeby spotřebitelů usilujících o zdravý životní styl. Další výhodou je možnost obohacovat potravinářské výrobky funkčními složkami, včetně vitaminů a probiotik, pomocí mechanismu řízeného uvolňování z polymerní matrice [72][73].

5.5 Ekologické aplikace

Polymerní materiály nacházejí širší uplatnění v ekologických projektech zaměřených na obnovu a ochranu životního prostředí. Používají se v systémech čištění odpadních vod, kde pomáhají zadržovat znečišťující látky a zlepšovat kvalitu vody. Zvláštní význam mají

hydrogely na bázi biopolymerů, které mohou selektivně absorbovat těžké kovy a další toxické látky, což je užitečné pro čištění průmyslových a zemědělských odpadních vod [75]. Kromě toho lze polymery využít při bioremediaci, kde slouží jako médium pro růst mikrobů, které podporují rozklad znečišťujících látek. To se stává zvláště důležité v případě znečištění půdy a vody, kdy je třeba obnovit ekosystémy [74].

Polymery se také široce využívají při úpravě zeleně a krajiny. Pomáhají zadržovat vlhkost v půdě a podporují růst rostlin v podmínkách s nedostatkem vody. Další výhodou je schopnost biologicky rozložitelných polymerů postupně uvolňovat živiny, což pomáhá obnovovat degradovanou půdu. To má význam zejména v oblastech s omezenými zdroji sladké vody [74][75].

Praktické aplikace hydrogelů na bázi želatiny a alginátu pokrývá širokou škálu oblastí, včetně medicíny, kosmetiky, zemědělství, potravinářského průmyslu a ekologie. Jejich jedinečné vlastnosti, jako je schopnost zadržovat vlhkost a přizpůsobovat se různým podmínkám, z nich činí cenné nástroje pro řešení moderních úkolů. V medicíně se hydrogely používají k hojení ran a podávání léků, v kosmetologii-pro hydrataci a péči o pleť. V zemědělství pomáhají zlepšit schopnost zadržování vody v půdě a v potravinářském průmyslu přispívají ke zlepšení textury produktů. Ekologické aplikace hydrogelů, jako je čištění odpadních vod a bioremediace, zdůrazňují jejich potenciál pro udržitelný rozvoj. Hydrogely obecně otevírají nové obzory pro inovativní řešení, což z nich činí důležitou součást moderních technologií a vědeckého výzkumu.

II. PRAKTICKÁ ČÁST

6 CÍL PRÁCE

Cílem této práce je připravit a charakterizovat hydrogelové filmy na bázi želatiny a alginátu v různých poměrech těchto složek a prozkoumat jejich viskoelastické vlastnosti pro potenciální využití v biomedicínských oborech, jako je regenerativní medicína. V rámci studie byly připraveny vzorky hydrogelů na bázi želatiny a dvou typů alginátu a následně byla provedena srovnávací analýza jejich mechanických vlastností se zaměřením na viskoelasticitu, která hraje klíčovou roli při určování funkčnosti a použitelnosti materiálů.

7 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

7.1 Použité materiály

Byly použity dva typy alginátu od Sigma Aldrich lišící se molární hmotností, a sice: ALG_1 : Sigma 201502 sodium Alginate 12–40 kDa, ALG_2 : Sigma 71238 Alginic acid sodium salt 100–200 kDa. Dále byla použita želatina izolovaná z hovězí kůže, síran vápenatý dihydrát ($CaSO_4 \cdot 2H_2O$) a částice (karbonylového) železa (Fe).

7.2 Příprava vzorků

7.2.1 Příprava vzorků želatiny

Byl připraven 20% hmotnostní roztok želatiny ve vodě podle vzorce 3. Vzhledem k objemu forem bylo pro přípravu použito 25 ml rozpouštědla, tj. vody. Voda byla pomalu přidávána k želatině za stálého opatrného míchání, aby nedošlo k vytvoření shluků. Po přidání želatiny směs důkladně promíchám, aby se želatina ve vodě rovnoměrně rozpustila. Následně byla směs vložena do vodní lázně a zahřátá na 50 °C. Při zahřívání je důležité udržovat teplotu pod bodem varu (maximálně 50–60 °C), aby nedošlo k narušení struktury želatiny a k nežádoucí denaturaci. Do směsi bylo vloženo magnetické míchadlo a rotace byla nastavena na 355 otáček za minutu. Směs byla míchaná po dobu přibližně 40 až 50 minut, dokud nedošlo k úbojnému rozpouštění želatiny. Po rozpouštění byla želatina odlita do formy (Obrázek 7), která odpovídala tvarem a velikostí tělískům pro reologická měření (disk o průměru 20 mm a tloušťce 2 mm). Vzorky byly ponechány vychladnout na laboratorní teplotu. Po 30 minutách byly připraveny k dalším testům (Obrázek 8).

Hmotnostní zlomek w použitý pro přípravu roztoku želatiny:

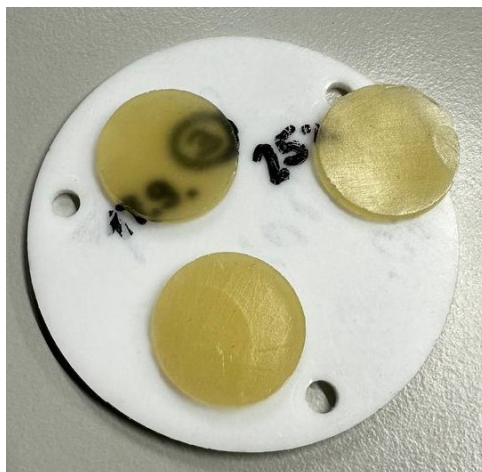
$$w = \frac{m_{\text{žel.}}}{m_{\text{žel.}} + m_{H_2O}} \quad (3)$$

Kde:

w = hmotnostní zlomek [%], $m_{\text{žel.}}$ = hmotnost želatiny [g], m_{H_2O} = hmotnost rozpouštědla [g].



Obrázek 7 Forma na želatinu

(zdroj: [vlastní])

Obrázek 8 Vzorky želatiny po ochlazení

(zdroj: [vlastní])

7.2.2 Příprava vzorků alginátů

Pro přípravu dvou alginátových roztoků s různými molárními hmotnostmi (ALG₁ 12–40 kDa a ALG₂ 100–200 kDa) byly použity následující postupy.

Nejprve byl připraven 2% roztok alginátu ve vodě. V tomto případě bylo použito 98 ml vody, aby byl dosažen požadovaný objem 100 ml pro 2% hmotnostní roztok. Do odměrné nádoby bylo odváženo 2 g alginátu. Voda byla následně pomalu přidávána k alginátu za stálého opatrného míchání, aby nevznikly shluky. Po přidání alginátu byla směs důkladně promíchána, aby se alginát začal rozpouštět. Tento proces může trvat několik minut. Poté byla směs umístěna do vodní lázně a zahřátá na 50 °C. Při zahřívání je důležité udržovat teplotu pod bodem varu (maximálně 40–50 °C), aby nedošlo k narušení struktury alginátu

a nežádoucí denaturaci. Následně bylo do směsi vloženo magnetické míchadlo a rotaci byla nastavena na 355 otáček za minutu. Směs byla míchána přibližně 2 hodiny, dokud nedošlo k úplnému rozpouštění alginátu.

Vzhledem k tomu, že alginát bude síťován pomocí dihydrátu síranu vápenatého ($\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$), byl připraven jeho roztok o koncentraci 1,2 hm. % ve vodě. Do odměrné nádoby bylo odváženo 2,1 g dihydrátu síranu vápenatého a přidáno potřebné množství vody, tak aby byl dosažen výsledný objem 10 ml.

Roztok dihydrátu síranu vápenatého byl připraven přidáním práškového síranu do vody. Jelikož se síran vápenatý špatně rozpouští, byla směs důkladně promíchána, aby se částice neslepily. Míchání bylo prováděno skleněnou tyčinkou až do rovnoměrného rozložení částic v roztoku. Připravený roztok byl následně uložen do uzavřené nádoby, aby se zabránilo jejímu vysychání nebo znečištění. Před každým dalším použitím byla směs novu promíchána.

Nakonec byl smíchán roztok alginátu s roztokem $\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ v požadovaném poměru. Pro tento úkol byl použit hotový alginát o koncentraci 100–200 kDa (ALG_2) a zásobní roztok dihydrátu síranu vápenatého. Dále byla k přípravě hydrogelů použita injekční stříkačka o objemu 6 ml, a destilovanou vodu.

Do první stříkačky byl naplněn alginát v objemu 3,6 ml (vypočteném na základě požadovaného poměru) tak, aby uvnitř nezůstaly žádné vzduchové bubliny. Do druhé stříkačky bylo přidáno 0,360 ml destilované vody a 0,040 ml roztoku dihydrátu síranu vápenatého, a tato směs důkladně promíchána.

Byly testovány různé poměry ředění vody a dihydrátu síranu vápenatého (5:1; 9:1; 12:1; 15:1). Za nejvhodnější byl vyhodnocen poměr 9:1 (voda: $\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$), který zajišťoval rovnoměrné gelování bez nadměrné tekutosti směsi.

Obě stříkačky byly následně spojeny pomocí speciální spojky LuerLockem (Obrázek 9). Roztoky byly v tomto uspořádání rychle promíchány a výsledná směs byla nanášena na předem připravenou skleněnou desku. Poté byla přikryta druhou deskou, přičemž vzdálenost mezi deskami zajištěna pomocí distanční prvky o tloušťce 2 mm.



Obrázek 9 Injekční stříkačky propojené pomocí LuerLocku

(zdroj: [vlastní])

Po zasítování tak vznikl vzorek alginátu o požadované tloušťce (Obrázek 10), ze kterého byl následně vyříznut disk o průměru 20 mm.



Obrázek 10 Alginát 2 (100–200 kDa) po zasítování

(zdroj: [vlastní])

Vzorek alginátu byl dodatečně ponecháván v roztoku CaCl_2 za účelem vyššího stupně sítování hydrogelu, a tím i pevnější struktury výsledného materiálu (Obrázek 11).

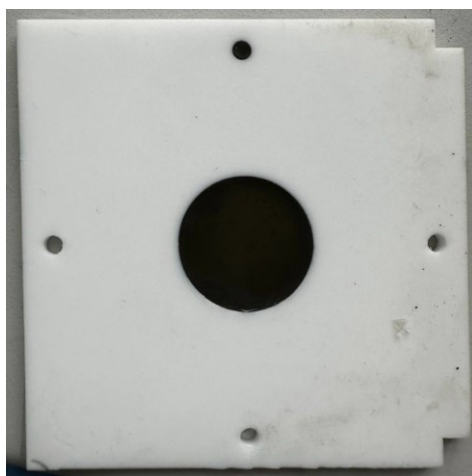


Obrázek 11 Alginát 2 (100–200 kDa) dosítovaný pomocí chloridu vápenatého

(zdroj: [vlastní])

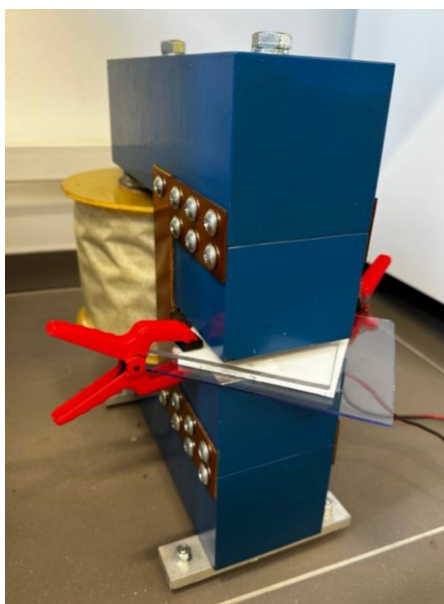
7.2.3 Příprava kompozitu na bázi želatiny a částic Fe

Pro tento experiment byla použita připravená želatina z předchozího úkolu (7.2.1) a železo. Do roztoku želatiny v kapalně fázi (při teplotě 50 °C) byly přidány částice železa v koncentraci $w = 1,2 \text{ hm. \%}$. Celá směs byla důkladně promíchána pomocí skleněné tyčinky. Takto připravená směs byla odlita do formy ve tvaru disku a z obou stran zakryta deskami (Obrázek 12). Dokud byl tato směs stále v tekutém stavu (před ztuhnutím), byla vložena do magnetického pole realizovaného elektromagnetem (Obrázek 13).



Obrázek 12 Želatina + částice železa odlité do formy

(zdroj: [vlastní])



Obrázek 13 Orientace částic železa v želatině ve vnějším magnetickém poli elektromagnetu

(zdroj: [vlastní])

7.3 Přístroje a metody

7.3.1 Reologická měření

Měření byla provedena na rotačním reometru Anton Paar MCR 502 (Anton Paar, Rakousko) (Obrázek 14) za použití geometrií deska-deska, kdy byla použita zdrsňená horní geometriemi D-PP15 o průměru 20 mm (Obrázek 15). Na tomto reometru byla provedena následující měření: oscilační, creep, teplotní a časová (studium kinetiky síťování), která jsou blíže specifikována dále v diskuzi výsledků.



Obrázek 14 Reometru Anton Paar MCR 502

(zdroj: [vlastní])

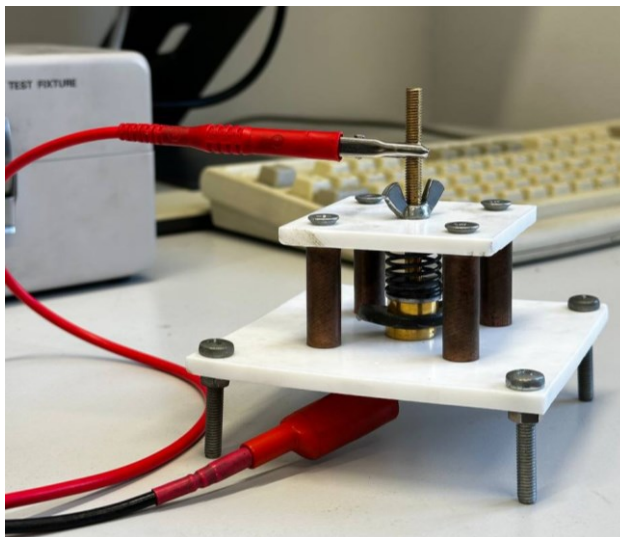


Obrázek 15 Použitá geometrie-deska/deska

(zdroj: [vlastní])

7.3.2 Elektrická vodivost

Elektrická vodivost byla stanovena z volt-ampérové závislosti naměřené pomocí programovatelného elektrometru Keithley 6517 B ve dvoubodovém uspořádání. Vzorek byl uchycen mezi dvěma elektrodami, jak je znázorněno na obrázku 16.



Obrázek 16 Uchycení vzorku při měření stejnosměrné vodivosti dvoubodovou metodou

(zdroj: [vlastní])

7.3.3 Optická mikroskopie

Struktura vzorku želatiny s částicemi železa byla zkoumána pomocí optického digitálního mikroskopu Leica DVM2500. Vzorky byly umístěny na zdroj podsvícení (Obrázek 17) a pozorovány při zvětšení až 400x.

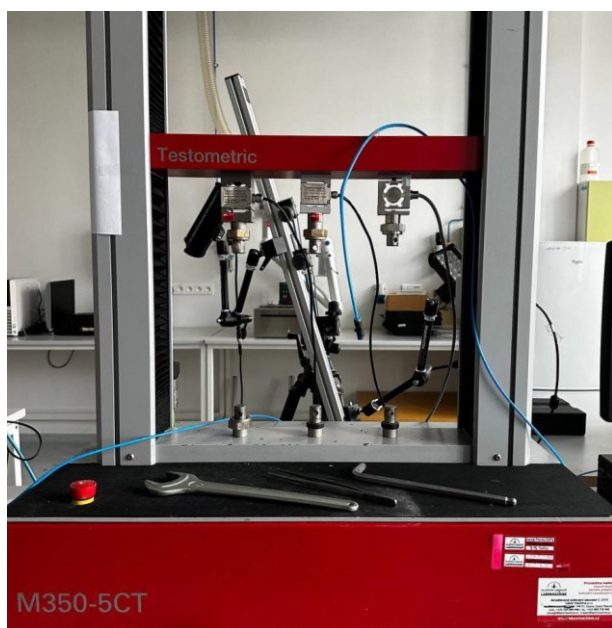
7.3.4 Mechanické měření - Tlaková zkouška

Mechanické testování bylo provedeno na univerzálním trhacím stroji Testometric M350-5CT (Obrázek 18). Zkouška probíhala při laboratorní teplotě a byla zaměřena na měření tlakových vlastností vzorku želatiny o koncentraci 20 %. Vzorek měl průměr 20 mm a výšku 8 mm. Zkouška v tlaku byla provedena při rychlosti 5 mm/min bez předpětí. Data byla zaznamenána a vyhodnocena pomocí softwaru přístroje. Schéma uspořádání vzorku je uvedeno na obrázku 19.



Obrázek 17 Optický mikroskop Leica

(zdroj: [vlastní])



Obrázek 18 Trhací přístroj používaný pro tlakovou zkoušku

(zdroj: [vlastní])



Obrázek 19 Uspořádání (čelisti a vzorek) tlakové zkoušky

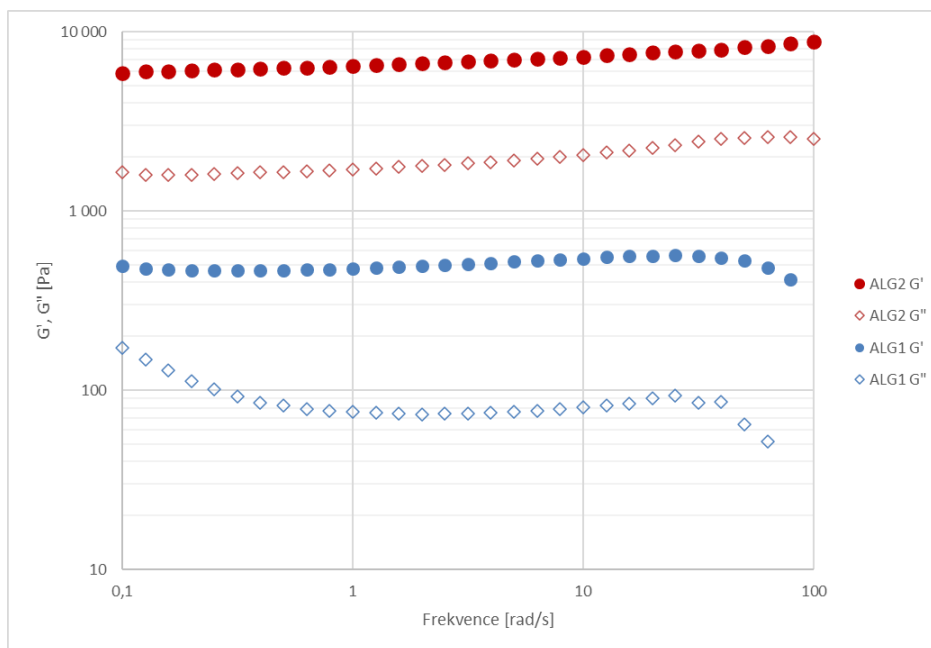
(zdroj: [vlastní])

7.4 Diskuze výsledků

Grafické závislosti získaných výsledků jsou dále diskutovány po jednotlivých použitých metodách ve vztahu k vlastnostem připravených materiálů. U každé metody byl analyzován její vliv na strukturu a mechanické vlastnosti vzorků s ohledem na konkrétní experimentální podmínky.

7.4.1 Měření v oscilacích

Pro dynamické frekvenční měření komplexního modulu pružnosti ve smyku G^* ve frekvenčním rozsahu 0,1 až 100 rad/s byla použita geometrie deska-deska a amplituda smykové deformace byla $\gamma_0 = 0,5 \%$. Měření byla prováděna při laboratorní teplotě. Pro každý poměr byla měření opakována třikrát.



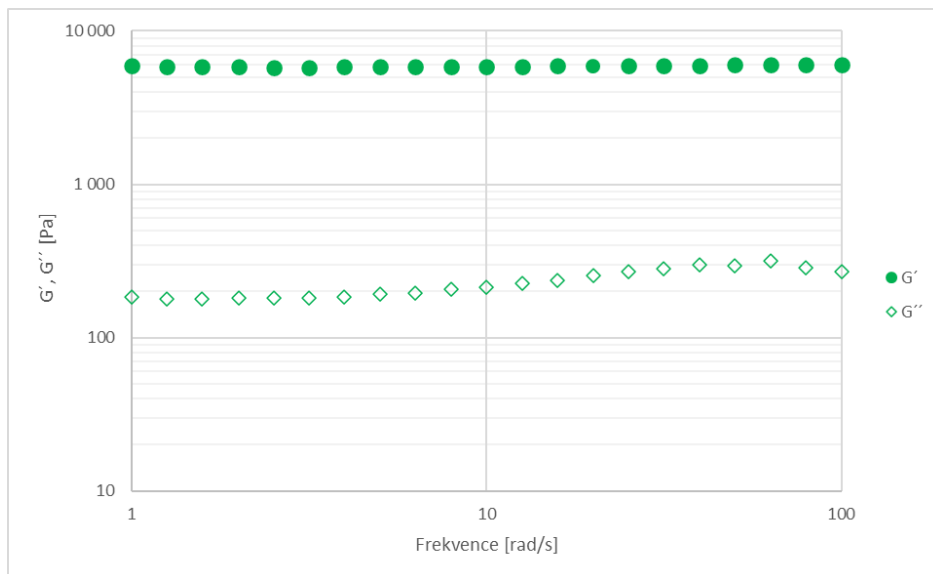
Obrázek 20 Graf výsledky oscilačních reologických měření pro oba zkoumané algináty

(zdroj: [vlastní])

Z naměřených dat je vidět (Obrázek 20), že vzorek alginátu ALG_2 má tužší strukturu gelu, protože jeho modul pružnosti G' je přibližně třikrát vyšší než modul viskozity G'' . To znamená, že materiál se chová spíše jako elastické těleso než jako kapalina s pružným povrchem.

Podobný elastický charakter má i alginát ALG_1 , ale jeho moduly ($G' = 500$ Pa) a G'' jsou mnohem nižší než u alginátu ALG_2 ($G' = 7000$ Pa). Vzhledem k tomu, že koncentrace

alginátu a síťovadla ($\text{CaSO}_4 \cdot 2 \text{H}_2\text{O}$) jsou v obou případech stejné, je rozdíl ve vlastnostech pravděpodobně způsoben rozdílnou molekulovou hmotností polymerů: ALG_1 má nižší molární hmotnost (12–40 kDa) a ALG_2 má vyšší molární hmotnost (100–200 kDa).



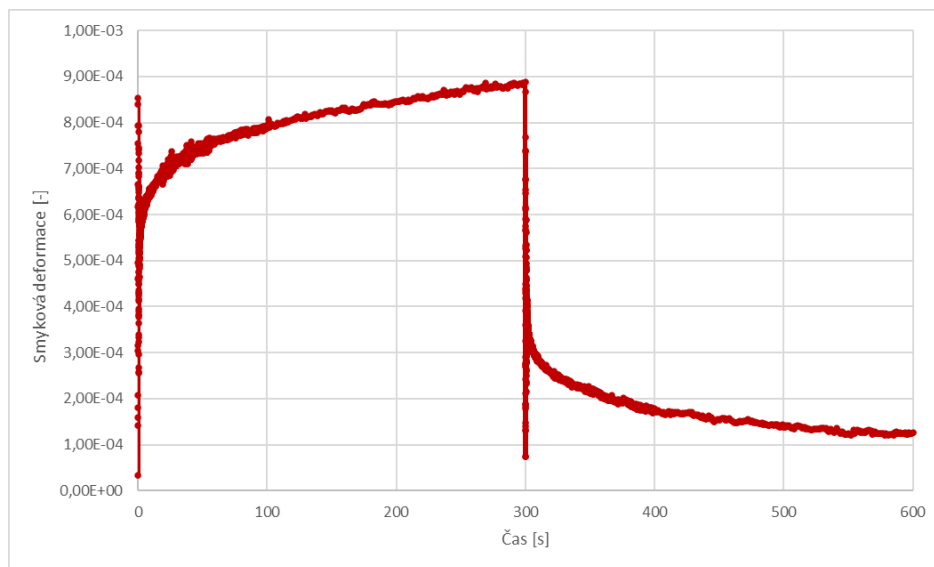
Obrázek 21 Graf výsledky oscilačních reologických měření pro želatinu

(zdroj: [vlastní])

Vzorek s 20% želatiny se svými elastickými vlastnostmi blíží ALG_2 , ale jeho modul pružnosti je ještě vyšší, což ukazuje na tužší gelovou strukturu (Obrázek 21).

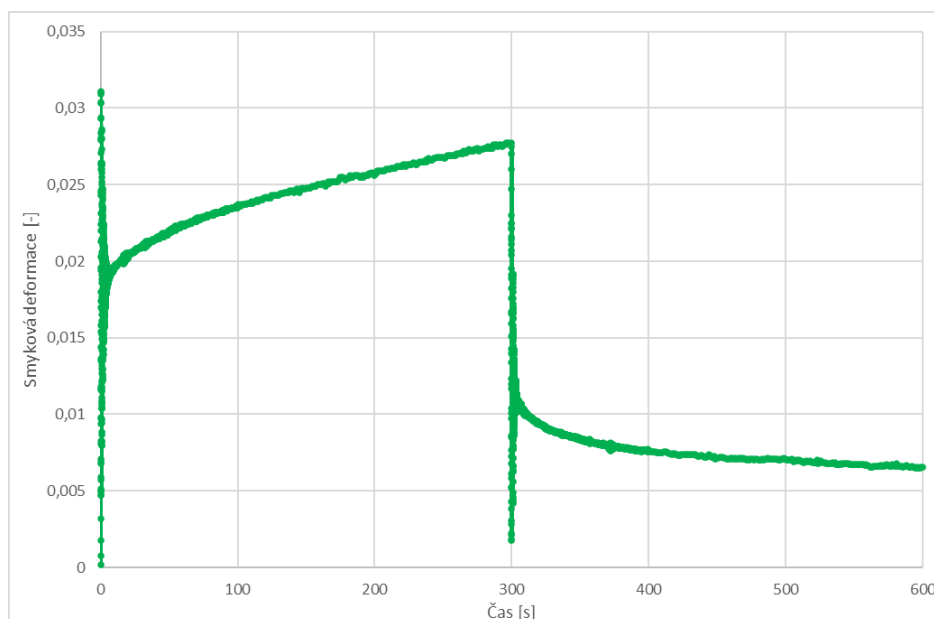
7.4.2 Creep

Analýza creepových křivek ukázala významné rozdíly v mechanické odezvě zkoumaných vzorků, které jsou způsobeny odlišnostmi jejich molekulární struktury a mechanismy tvorby sítí. Hlavní zákonitosti zjištěné při srovnávací analýze deformační kinetiky alginátů (ALG_1 , ALG_2) a želatiny jsou uvedeny níže.



Obrázek 22 Graf creep testa-Alginát 2 (100–200 kDa), který reagoval s $\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$

(zdroj: [vlastní])

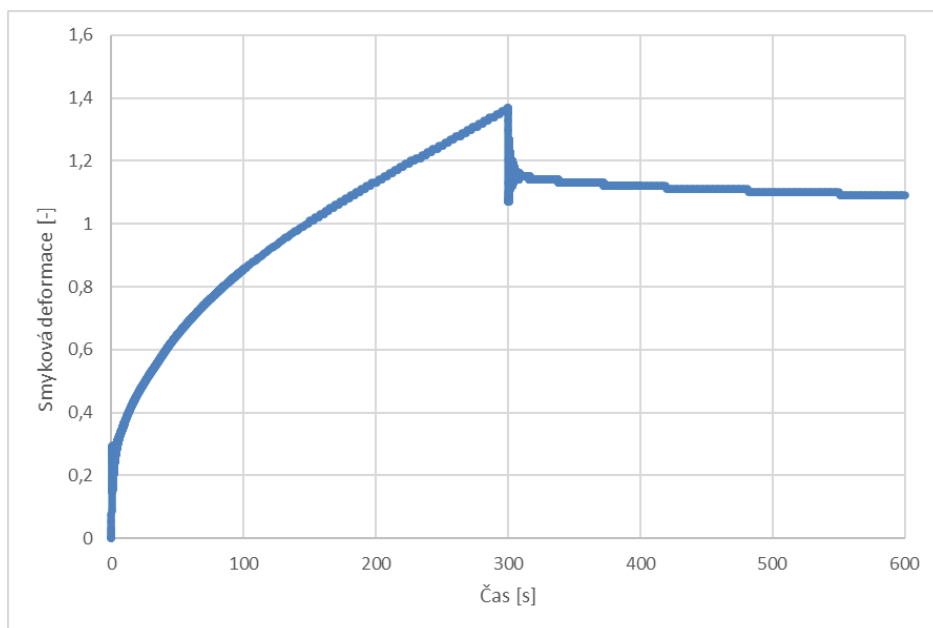


Obrázek 23 Graf creep testa-želatina

(zdroj: [vlastní])

Křivky creepu ALG_2 (Obrázek 22) a želatiny (Obrázek 23) jsou kvalitativně podobné: nemají zásadní rozdíly ve tvaru. V obou případech dochází k výraznému momentálnímu skoku deformace (přibližně 75% celkové deformace během zkoušky) ihned po aplikaci zatížení. Po něm následuje postupný nárůst deformace (vlastní creep), který přechází v tažnou (nevratnou) deformaci. Vysoký podíl pružné složky je viditelný i při odlehčování:

většina deformace zmizí okamžitě nebo postupně a zůstane pouze asi 20 % maximální hodnoty.



Obrázek 24 Graf creep testu-Alginát 1 (12–40 kDa), který reagoval s $\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$

(zdroj: [vlastní])

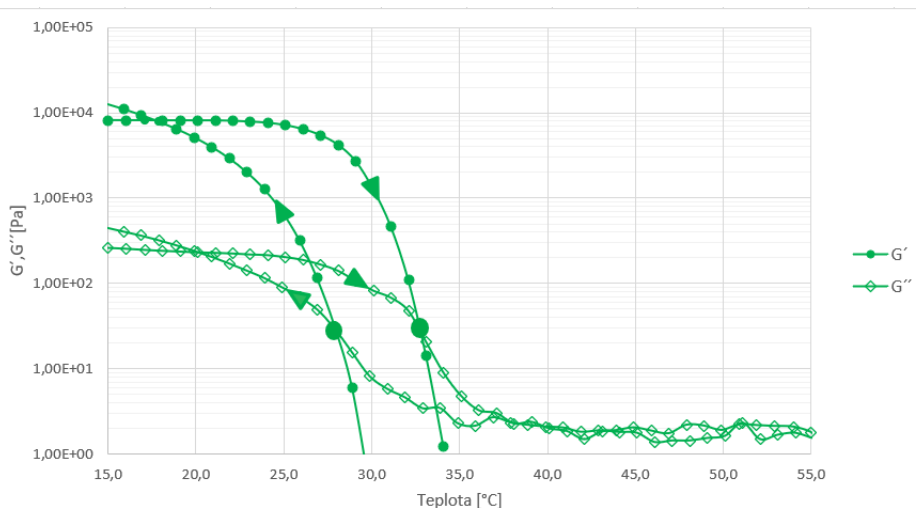
Naproti tomu křivka ALG_1 (Obrázek 24) vykazuje mnohem menší okamžitou deformaci a výraznou viskózní složku, kdy deformace roste rychleji (strměji) než u želatiny a ALG_2 . Po odstranění zátěže (v čase $t = 300$ s) zmizí pouze malá část deformace (přibližně 1/5). ALG_2 se deformuje pomaleji, což ukazuje na stabilnější síťovou strukturu díky vyšší molekulové hmotnosti. Tento vzorek se chová pružněji a projevuje větší odolnost proti deformaci při dlouhodobém zatížení. U ALG_1 dochází k nevratné deformaci rychleji v důsledku jeho nižší molekulové hmotnosti a nižší hustoty sítě. To způsobuje, že materiál snadněji podléhá nevratným tvarovým změnám při zatížení.

Srovnání: ALG_2 a želatina se vzhledem ke své vysoké molekulové hmotnosti deformují pomaleji a v jejich chování převažuje elastická složka. Naproti tomu ALG_1 vykazuje výrazně vyšší nevratnou deformaci. Tyto výsledky jsou v dobré shodě s oscilačními měřeními.

7.4.3 Teplotní měření želatiny

Teplotní měření zahrnuje sledování tepelné stability a teploty fázového přechodu hydrogelů. Teplota tvorby gelu byla definována jako průsečík modulů G' a G'' (elastického a viskózního), který odpovídá přechodu z kapalného stavu do gelu. Měření byla prováděna

v oscilačním režimu při frekvenci 1,59 Hz (10 rad/s) v teplotním rozsahu od 15 do 55 °C. V grafu (Obrázek 25) je vynesena závislost obou smykových modulů v závislosti na teplotě, přičemž rychlost zahřívání a ochlazování byla 1 °C/min.



Obrázek 25 Graf teplotní měření želatiny (ohřev/chlazení označeno šipkami)

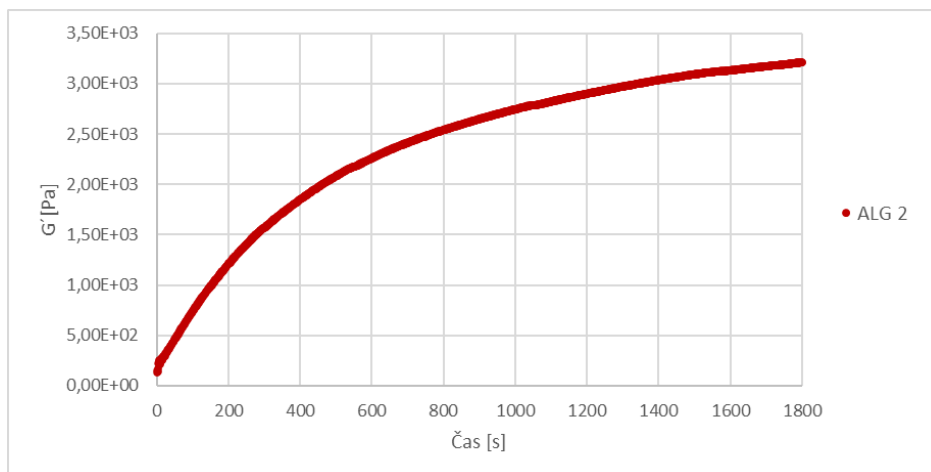
(zdroj: [vlastní])

Při zahřátí z 15 na 55 °C zůstal modul pružnosti G' želatiny konstantní (8000 Pa) až do 23 °C, pak velmi rychle klesl v důsledku rozpadu mezimolekulárních vazeb mezi řetězci želatiny. Průsečík (v grafu na obrázku 25 označen kolečkem) elastického a ztrátového modulu, značící „roztavení“ gelu, je tak během ohřevu dosažen při teplotě 33 °C. Z praktického hlediska je vzorek želatiny bez větších změn mechanických vlastností použitelný maximálně do 25 °C. Při zpětném chlazení roztaveného vzorku želatiny je průsečíku modulů, tj. bodu gelace, dosaženo při nižší teplotě, a to cca 28 °C.

Teplotní měření nebylo provedeno u alginátů, protože chemická síť (na rozdíl od fyzikálního síťování želatiny) je slabě závislá na teplotě.

7.4.4 Kinetika síťování alginátu

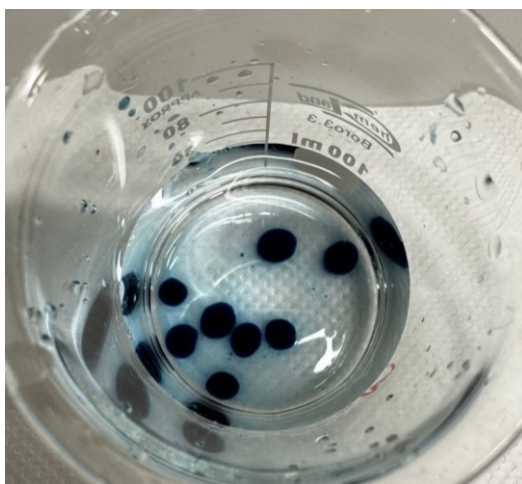
Při procesu síťování se mění vlastnosti gelu, jako je viskozita nebo pevnost, což lze pozorovat na grafu jako změnu hodnoty v závislosti na čase. Kinetika síťování byla sledována během oscilačního měření ($\omega = 1$ rad/s, amplituda smykové deformace 1 %, v čase po dobu 30 min), umožňují odhadnout kinetiku síťování podle nárůstu modulu pružnosti G' (Obrázek 26), který závisí na koncentraci síranu vápenatého a molekulové hmotnosti alginátu.



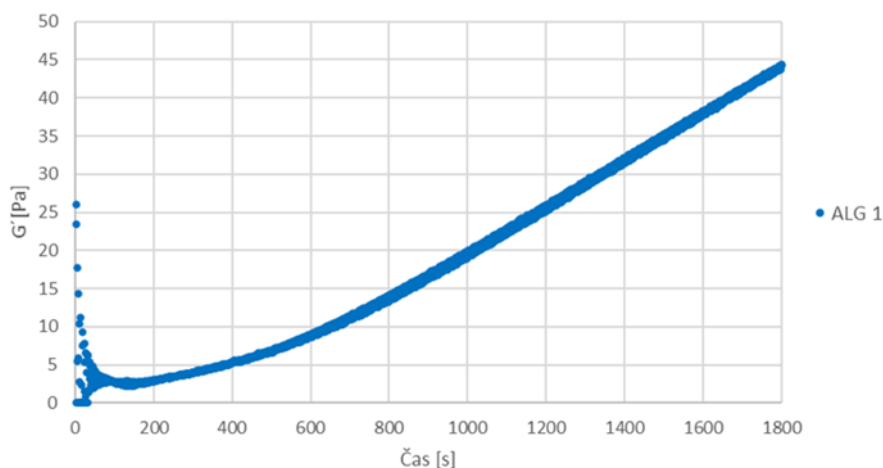
Obrázek 26 Graf kinetika síťování-Alginát 2 (100–200 kDa), který reagoval s $\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$
(zdroj: [vlastní])

U alginátu ALG_2 (100–200 kDa) bylo pozorováno postupné zpomalování rychlosti tvorby gelu: počáteční rychlost růstu modulu byla 5 Pa/s a po 30 minutách klesla na 0,5 Pa/s. Tento nárůst je způsoben postupným vznikem polymerní sítě ALG_2 během reakce mezi ALG_2 a vápenatými ionty $\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$. Reakce probíhá poměrně rychle, ale vápenaté ionty nejsou tak snadno dostupné jako například v CaCl_2 , kde vzorek zesílí téměř okamžitě.

Je třeba uvést, že použití CaCl_2 a její velmi rychlá kinetika tak umožňuje tvorbu kuliček alginátů při odkapávání alginátu do roztoku CaCl_2 . Tato metoda tvorby kapek byla úspěšně aplikována, jak je znázorněno na obrázku 27.



Obrázek 27 Síťování pomocí chloridu vápenatého
(zdroj: [vlastní])



Obrázek 28 Graf kinetika síťování alginátu 1 (12–40 kDa) za použití $\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$

(zdroj: [vlastní])

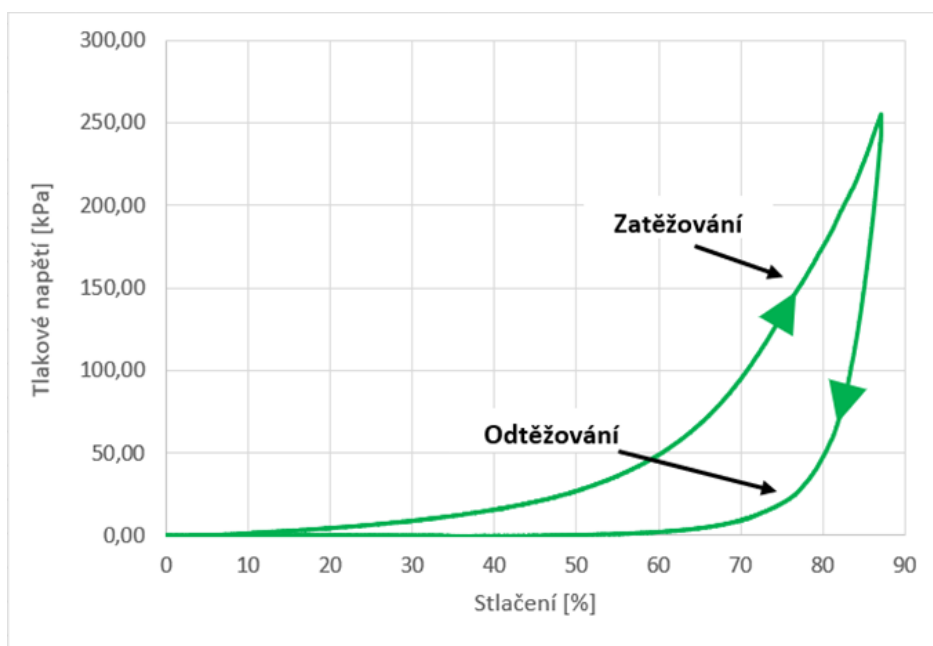
Graf znázorňuje dynamiku změny modulu pružnosti G' v procesu gelace ALG_1 (12–40 kDa) (Obrázek 28). Počáteční rychlost růstu modulu byla 0,02 Pa/s a během 30 minut byl pozorován jeho pozvolný nárůst na 0,03 Pa/s v lineární části grafu, což značí, že další síťování by probíhalo již pouze pomaleji. Pomalý růst modulu pružnosti (z 0 na 45 Pa za 30 minut) odpovídá specifickým interakcím alginátu s $\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$, při které se vápenaté ionty uvolňují postupně. To vede k rovnoměrné tvorbě uzlů sítě a vzniku stabilní trojrozměrné gelové struktury.

Porovnání dvou grafů: Kinetika ALG_2 se během 30 min dostala do fáze zřetelného zpomalování (časová závislost nárůstu smykového modulu zpomaluje) zatímco ALG_1 po půl hodině dosáhl konstantní rychlosti nárůstu G' . Dalším rozdílem mezi dvěma grafy je stupeň vytvoření sítě. Z naměřené časové vývinu smykového modulu se zdá, že ALG_2 (100–200 kDa) reaguje s vápníkem rychleji než ALG_1 (12–40 kPa). ALG_2 vytvoří pevný gel za kratší dobu, zatímco ALG_1 trvá déle, než dosáhne stabilní struktury. To se zdá být neočekávané, protože malé molekuly obvykle reagují rychleji. Důvody tohoto chování: Velké molekuly ALG_2 mají více karboxylových skupin, které se mohou vázat na vápenaté ionty, a také lineární molekuly jsou mezi sebou lépe propleteny.

7.4.5 Tlaková zkouška želatiny

Graf mechanické zkoušky materiálu ukazuje závislost tlaku na deformaci při stlačení a následném odlehčení (Obrázek 29). V počáteční fázi zatěžování (0–40 % deformace) je pozorován lineární nárůst tlaku, charakteristický pro pružnou deformaci, kdy si materiál

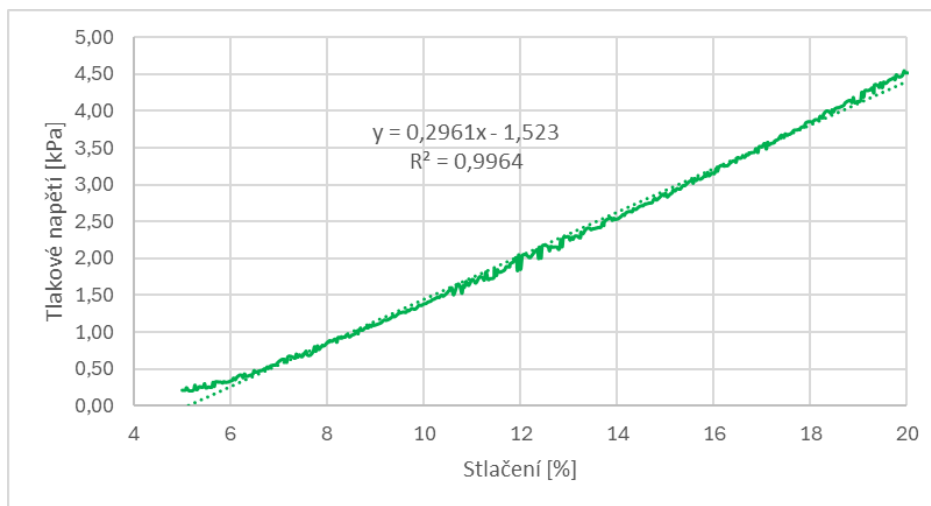
zachovává svou strukturu. Při dalším stlačování se závislost stává nelineární s výrazným nárůstem potřebného tlakového napětí, což svědčí o zachování strukturní integrity materiálu. Ve fázi odtěžování vykazuje hysterezi-křivka rozpojování neopakuje křivku zatěžování a k zachování stejné deformace (80 %) je zapotřebí mnohem nižší tlak (175 kPa oproti 50 kPa při zatěžování), což svědčí o částečné ztrátě elastických vlastností po deformaci.



Obrázek 29 Graf tlaková zkouška-želatina

(zdroj: [vlastní])

Detail tlakové křivky je uveden na obrázku 30 a zobrazuje lineární nárůst napětí na stupni stlačení materiálu, který je velmi dobře popsán přímkou ($R^2 = 0,9964$) se směrnicí rovnou tlakovému modulu námi připravené želatiny, a to 29,6 kPa. Tato hodnota modulu pružnosti je charakteristická pro měkké gelovité materiály. Podle údajů jsou takové hodnoty modulu pružnosti typické pro biopolymerní gely včetně želatiny a vyjadřují jejich schopnost vratné deformace při malém mechanickém zatížení [78].



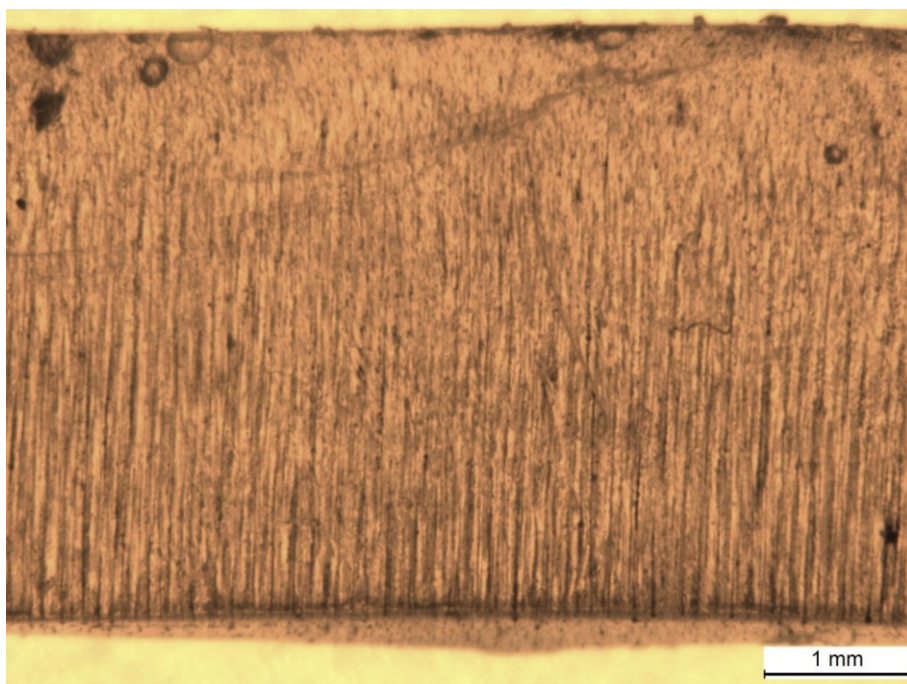
Obrázek 30 Graf tlaková zkouška-želatina

(zdroj: [vlastní])

7.4.6 Vnitřní struktura želatiny plněné částicemi železa

Elastomery nacházejí uplatnění v oblasti tzv. „chytrých materiálů“ jako je například magnetoreologický elastomer. V našem případě se tento materiál skládá z elastomerní matrice na bázi želatiny a magnetického plniva. Výhodou použití magnetického plniva je možnost jej uspořádat v želatině vlivem vnějšího magnetického pole. Tato vlastnost byla experimentálně zkoumána na vzorky želatiny s přidavkem malého množství částic železa (1,2 hm.%).

Obrázek 31 a 32 pak ukazuje (v řezu) strukturu vzorku želatiny s přidavkem železa, po orientaci částic vlivem magnetického pole (300 mT). Snímky pořízeny optickým mikroskopem Leica umožňují detailní pohled na strukturu vzorku, včetně rozložení železa v želatinové matrici. Analýza zobrazuje strukturu částic železa uspořádaných vlivem magnetického pole do charakteristických shluků/jehlic.



Obrázek 31 Orientovaná struktura želatiny plněné částicemi železa; magnetické pole je orientováno vertikálně

(zdroj: [vlastní])



Obrázek 32 Detail jednotlivých „jehlic“ částic železa v želatině vytvořených vlivem magnetického pole.

(zdroj: [vlastní])

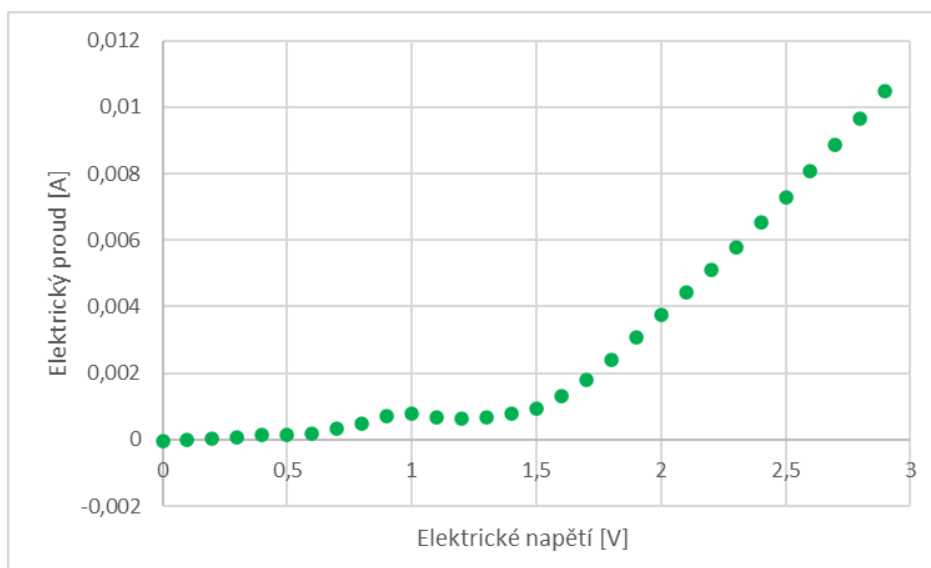
7.4.7 Měření vodivosti želatiny

Jedinečná vnitřní struktura materiálu, který se skládá z částic železa uspořádaných do podoby dlouhých jehliček/řetízků pronikajících celou tloušťkou vzorku (4 mm), zajišťuje jeho elektrickou vodivost. To bylo testováno měřením volt-ampérové charakteristiky pomocí dvoubodové metody.

Ta je vynesena na obrázku 33, jako závislost proudu tekoucího želatinou na přiloženém napětí. Lineární (ohmická) oblast byla pozorována v rozmezí napětí od 1,75 do 3 V. Z této oblasti byla rovněž počítána elektrická vodivost takto upravené želatiny pomocí vztahu 4.

$$\sigma = \frac{I}{U} \cdot \frac{S}{t} \quad (4)$$

Kde: σ -elektrická vodivost [S/m], I -elektrický proud [A], U -napětí [V], S -plocha průřezu vzorku [cm²], t -tloušťka vzorku [cm].



Obrázek 33 Volt-ampérová charakteristika želatiny plněné částicemi železa (1,2 hm. %)

(zdroj: [vlastní])

Výsledkem měření byla měrná elektrická vodivost materiálu 30,2 mS/m. Tento parametr ukazuje, že i při minimálním obsahu vodivých přísad je možné přeměnit původně nevodivou želatinu na elektricky vodivý materiál. Získané hodnoty vodivosti potvrzují perspektivnost využití modifikované želatiny k vytvoření biokompatibilních vodivých materiálů, zejména při vývoji snímacích prvků pro tlakové senzory.

Výsledky nelineární vodivosti želatiny jsou v souladu s různými studiemi magnetoreologických elastomerů (MRE), kde kombinace polymerní matrice a magnetických částic umožňuje získat jedinečné kontrolovatelné vlastnosti [76][77].

ZÁVĚR

Hydrogely na bázi želatiny a alginátu sodného představují slibnou skupinu biomateriálů, které jsou schopny splnit požadavky různých odvětví díky svým jedinečným fyzikálně-chemickým vlastnostem. Tyto polymerní systémy nacházejí široké uplatnění v medicíně, farmacii, kosmetickém a potravinářském průmyslu, stejně jako v bioinženýrství a regenerativní medicíně.

V rámci bakalářské práce byly připraveny hydrogelové vzorky síťované dvěma způsoby: fyzikálně v podobě vzorku 20% želatiny, a chemicky, pomocí iontové vazby s Ca^{2+} u dvou typů alginátu sodného, které lišících se výrazně lišily molární hmotností. U těchto vzorků byly studovány jejich mechanické vlastnosti, a to zejména pomocí rotační reometrie, ale zároveň byly testovány možnosti uplatnění želatiny na poli tzv. „chytrých materiálů“.

Nejvýraznější rozdíl v mechanických vlastnostech byl pozorován mezi dvěma zkoumanými algináty, kdy vyšší molární hmotnost alginátu měla za následek řádový nárůst smykového modulu. Rozdílnou tuhost vzorků alginátu potvrdilo i měření v creepu, kdy „měkkčí“ vzorek ALG_1 (s nižší molární hmotností) vykazoval nejen výrazně vyšší dosaženou deformaci, ale také podstatně vyšší podíl trvalé deformace ve srovnání se vzorkem ALG_2 , který obsahoval delší polymerní řetězce. Z hlediska mechanických vlastností vykazuje vzorek 20% želatiny srovnatelné hodnoty smykového modulu i podobný průběh creepové závislosti jako vzorek ALG_2 , ale pouze do teploty přibližně 25 °C, nad kterou fyzikální vazby mezi polymerními řetězci slábnou a želatina postupně měkne.

Kinetika síťování obou alginátů se překvapivě lišila, kdy rychlost vytvrzování po 30 min u ALG_2 již začala zřetelně zpomalovat, zatímco ALG_1 teprve dosahoval své maximální rychlosti síťování (inflex).

Pro ilustraci využití hydrogelů byl připraven kompozit na bázi želatiny a nízké koncentrace magnetických částic (1,2 hm. %), které byly před gelací zorientovány účinkem magnetického pole. Vnitřní struktura tohoto vzorku byla pozorována pod optickým mikroskopem a v jejím důsledku materiál vedl elektrický proud.

Další potenciální výzkum by se mohl věnovat vlivu hustoty sítě (kvatifikace) a jejího zvýšení dosítováním alginátů v CaCl_2 a směsem alginátu s želatinou, jakožto i na vývoj nových kompozitních systémů se specifikovanými vlastnostmi.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] REN, Kai; CHENG, Yu; HUANG, Chao; CHEN, Rui; WANG, Zhao et al. Self-healing conductive hydrogels based on alginate, gelatin and polypyrrole serve as a repairable circuit and a mechanical sensor. Online. *Journal of Materials Chemistry B*. 2019, roč. 7, č. 37, s. 5704-5712. ISSN 2050-750X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1039/C9TB01214A>. [cit. 2025-02-27].
- [2] KAITH, Balbir Singh; SINGH, Anjali; SHARMA, Amit Kumar a SUD, Dhiraj. Hydrogels: Synthesis, Classification, Properties and Potential Applications—A Brief Review. Online. *Journal of Polymers and the Environment*. 2021, roč. 29, č. 12, s. 3827-3841. ISSN 1566-2543. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s10924-021-02184-5>. [cit. 2025-02-27].
- [3] SABR, Ahmed. Hydrogels for Biomedical Applications. Online. *IJARCCCE*. 2016, roč. 5, č. 4, s. 1118-1120. ISSN 22781021. Dostupné z: <https://doi.org/10.17148/IJARCCCE.2016.54273>. [cit. 2025-02-27].
- [4] GRANT, Gregor T.; MORRIS, Edwin R.; REES, David A.; SMITH, Peter J.C. a THOM, David. Biological interactions between polysaccharides and divalent cations: The egg-box model. Online. *FEBS Letters*. 1973, roč. 32, č. 1, s. 195-198. ISSN 0014-5793. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/0014-5793\(73\)80770-7](https://doi.org/10.1016/0014-5793(73)80770-7). [cit. 2025-02-10].
- [5] KOPECEK, Jindrich. Hydrogels: From soft contact lenses and implants to self-assembled nanomaterials. Online. *Journal of Polymer Science Part A: Polymer Chemistry*. 2009, roč. 47, č. 22, s. 5929-5946. ISSN 0887-624X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/pola.23607>. [cit. 2025-03-29].
- [6] FELDSTEIN, M.M. Adhesive Hydrogels: Structure, Properties, and Application (A Review). Online. *Polymer Science, Series A*. 2004, s. 1165-1191. ISSN 1555-6107. Dostupné z: <https://elibrary.ru/item.asp?id=13469117>. [cit. 2025-03-02].
- [7] DODDA, Jagan Mohan; DESHMUKH, Kalim; BEZUIDENHOUT, Deon a YEH, Yi-Cheun. Hydrogels: Definition, History, Classifications, Formation, Constitutive Characteristics, and Applications. Online. *Multicomponent Hydrogels*. 2023, s. 1-25. ISBN 978-1-83916-727-0. Dostupné z: <https://doi.org/10.1039/BK9781837670055-00001>. [cit. 2025-02-27].

- [8] MAITRA, Jaya a SHUKLA, Vivek Kumar. Cross-linking in hydrogels - a review. Online. *American Journal of Polymer Science*. 2014, vol. 4, no. 2, s. 25-31. Dostupné z: <https://doi.org/10.5923/j.ajps.20140402.01>. [cit. 2025-02-09].
- [9] H. GULREZ, Syed K.; AL-ASSAF, Saphwan a O, Glyn. Hydrogels: Methods of Preparation, Characterisation and Applications. Online. *Progress in Molecular and Environmental Bioengineering - From Analysis and Modeling to Technology Applications*. 2011. ISBN 978-953-307-268-5. Dostupné z: <https://doi.org/10.5772/24553>. [cit. 2025-02-27].
- [10] CHING, Su Hung; BANSAL, Nidhi a BHANDARI, Bhesh. Alginate gel particles—A review of production techniques and physical properties. Online. *Critical Reviews in Food Science and Nutrition*. 2016, roč. 57, č. 6, s. 1133-1152. ISSN 1040-8398. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/10408398.2014.965773>. [cit. 2025-02-09].
- [11] HASSAN, C.M; STEWART, J.E. a PEPPAS, N.A. Diffusional characteristics of freeze/thawed poly(vinyl alcohol) hydrogels: applications to protein controlled release from multilaminate devices: Applications to protein controlled release from multilaminate devices. Online. *European Journal of Pharmaceutics and Biopharmaceutics*. 2000, roč. 49, č. 2, s. 161-165. ISSN 09396411. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0939-6411\(99\)00056-9](https://doi.org/10.1016/S0939-6411(99)00056-9). [cit. 2025-02-09].
- [12] GILSENAN, Paula M. a ROSS-MURPHY, Simon B. Viscoelasticity of thermoreversible gelatin gels from mammalian and piscine collagens. Online. *Journal of Rheology*. 2000, roč. 44, č. 4, s. 871-883. ISSN 0148-6055. Dostupné z: <https://doi.org/10.1122/1.551118>. [cit. 2025-02-26].
- [13] FINKELSTEIN, A a PTITSYN, O. Protein Physics: A course of lectures with color and stereoscopic illustrations and tasks. Online. *Protein Physics*. 2012, č. 3, s. 456. ISSN 5-98227-065-2. Dostupné z: https://mol.bio.msu.ru/res/DOC61/2012_Book_fizika_belka.pdf. [cit. 2025-02-09].
- [14] MAKSHAKOVA, Olga N. a ZUEV, Yuriy F. Interaction-Induced Structural Transformations in Polysaccharide and Protein-Polysaccharide Gels as Functional Basis for Novel Soft-Matter: A Case of Carrageenans. Online. *Gels*. 2022, roč. 8, č.

- 5, s. 287. ISSN 2310-2861. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/gels8050287>. [cit. 2025-02-09].
- [15] YUSOVA, A.A.; GUSEV, I.V. a LIPATOVA, I.M. Properties of Hydrogels Based on Sodium Alginate Blends with Other Natural Polysaccharides. Online. *Chemistry of Plant Raw Materials*. 2014, s. 59-66. ISSN 1029-5151. Dostupné z: <https://elibrary.ru/item.asp?id=23309056>. [cit. 2025-03-02].
- [16] SADD, Martin H. *Elasticity: theory, applications, and numerics*. Online. Amsterdam: Elsevier Butterworth-Heinemann, c2005. ISBN 01-260-5811-3. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/book/9780126058116>. [cit. 2025-02-26].
- [17] YEH, Mei-Yu; ZHAO, Jiong-Yao; HSIEH, Yi-Ru; LIN, Jhong-Hua; CHEN, Fang-Yi et al. Reverse thermo-responsive hydrogels prepared from Pluronic F127 and gelatin composite materials. Online. *RSC Advances*. 2017, roč. 7, č. 34, s. 21252-21257. ISSN 2046-2069. Dostupné z: <https://doi.org/10.1039/C7RA01118K>. [cit. 2025-02-27].
- [18] BAI, Ruobing; YANG, Jiawei a SUO, Zhigang. Fatigue of hydrogels. Online. *European Journal of Mechanics - A/Solids*. 2019, roč. 74, s. 337-370. ISSN 09977538. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.euromechsol.2018.12.001>. [cit. 2025-02-27].
- [19] BAI, Ruobing; YANG, Quansan; TANG, Jingda; MORELLE, Xavier P.; VLASSAK, Joost et al. Fatigue fracture of tough hydrogels. Online. *Extreme Mechanics Letters*. 2017, roč. 15, s. 91-96. ISSN 23524316. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.eml.2017.07.002>. [cit. 2025-02-27].
- [20] MAJCHER, Michael J. a HOARE, Todd. Hydrogel Properties and Characterization Techniques. Online. *Cellulose-Based Superabsorbent Hydrogels*. Polymers and Polymeric Composites: A Reference Series. 2018, s. 1-25. ISBN 978-3-319-76573-0. Dostupné z: https://doi.org/10.1007/978-3-319-92066-5_15-1. [cit. 2025-02-27].
- [21] BASHIR, Shahid; HINA, Maryam; IQBAL, Javed; RAJPAR, A. H.; MUJTABA, M. A. et al. Fundamental Concepts of Hydrogels: Synthesis, Properties, and Their Applications. Online. *Polymers*. 2020, roč. 12, č. 11. ISSN 2073-4360. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/polym12112702>. [cit. 2025-02-27].

- [22] KHURSHID, Alam; MUHAMMAD, Iqbal; ANWARUL, Hasan a NASRA, Al-Maskari. Rheological Characterization of Biological Hydrogels in Aqueous State. Online. *Journal of Applied Biotechnology Reports*. 2020, vol. 7, no. 3, s. 171-175. Dostupné z: <https://doi.org/10.30491/jabr.2020.109994>. [cit. 2025-03-02].
- [23] RAMLI, Hairunnisa; ZAINAL, Nurul Fatahah Asyqin; HESS, Michael a CHAN, Chin Han. Basic principle and good practices of rheology for polymers for teachers and beginners. Online. *Chemistry Teacher International*. 2022, roč. 4, č. 4, s. 307-326. ISSN 2569-3263. Dostupné z: <https://doi.org/10.1515/cti-2022-0010>. [cit. 2025-03-02].
- [24] PADHI, Jyostna Rani; NAYAK, Debasis; NANDA, Arpita; RAUTA, Pradipta Ranjan; ASHE, Sarbani et al. Development of highly biocompatible Gelatin & i-Carrageenan based composite hydrogels: In depth physiochemical analysis for biomedical applications: In depth physiochemical analysis for biomedical applications. Online. *Carbohydrate Polymers*. 2016, vol. 153, s. 292-301. ISSN 01448617. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.carbpol.2016.07.098>. [cit. 2025-03-02].
- [25] BARBUCCI, Rolando. *Hydrogels: Biological Properties and Applications*. Online. Springer Science & Business Media, 2009. ISBN 978-88-470-1104-5. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/978-88-470-1104-5>. [cit. 2025-03-02].
- [26] ROSIAK, Janusz M a YOSHII, Fumio. Hydrogels and their medical applications. Online. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms*. 1999, roč. 151, č. 1-4, s. 56-64. ISSN 0168583X. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0168-583X\(99\)00118-4](https://doi.org/10.1016/S0168-583X(99)00118-4). [cit. 2025-02-09].
- [27] RICHBOURG, Nathan R.; RAUSCH, Manuel K. a PEPPAS, Nicholas A. Cross-evaluation of stiffness measurement methods for hydrogels. Online. *Polymer*. 2022, vol. 258, s. 125-316. ISSN 00323861. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.polymer.2022.125316>. [cit. 2025-03-02].
- [28] ABBOTT, Steven. *The Abbott Guide to Rheology*. Online. Ipswich, UK: Steven Abbott TCNF, 2018. Dostupné z: <https://www.stevenabbott.co.uk/downloads/Abbott%20Guide%20to%20Rheology.pdf>. [cit. 2025-03-02].

- [29] VIL'DANOVA, R.R.; AKIENE NDZANGA, Vivien Faretz; IVANOV, S.P.; SULTANBAEV, A.V. a SIGAEVA, N.N. FORMATION AND RHEOLOGICAL PROPERTIES OF HYDROGELS BASED ON CHITOSAN AND PECTIN. Online. *Izvestia Ufimskogo Nauchnogo Tsentra RAN*. 2020, č. 1, s. 61-66. ISSN 22228349. Dostupné z: <https://doi.org/10.31040/2222-8349-2020-0-1-61-66>. [cit. 2025-03-16].
- [30] PETROS, Seblewongel; TESFAYE, Tamrat; AYELE, Million a XIAO, Huining. A Review on Gelatin Based Hydrogels for Medical Textile Applications. Online. *Journal of Engineering*. 2020, roč. 2020, č. 1, s. 1-13. ISSN 2314-4912. Dostupné z: <https://doi.org/10.1155/2020/8866582>. [cit. 2025-02-09].
- [31] DAS, Surojeet; KUMAR, Vivek; TIWARI, Rini; SINGH, Leena a SINGH, Sachidanand. RECENT ADVANCES IN HYDROGELS FOR BIOMEDICAL APPLICATIONS. Online. *Asian Journal of Pharmaceutical and Clinical Research*. 2018, roč. 11, č. 11, s. 62-68. ISSN 2455-3891. Dostupné z: <https://doi.org/10.22159/ajpcr.2018.v11i11.27921>. [cit. 2025-02-09].
- [32] FALCONE, Giovanni; SCHRÜFER, Stefan; KUTH, Sonja; MAZZEI, Pierluigi; DE PASQUALE, Salvatore et al. Ready-to-print alginate inks: The effect of different divalent cations on physico-chemical properties of 3D printable alginate hydrogels. Online. *Carbohydrate Polymer Technologies and Applications*. 2024, roč. 7. ISSN 26668939. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.carpta.2024.100524>. [cit. 2025-03-16].
- [33] YUSOVA, Anna A.; GUSEV, Igor V. a LIPATOVA, Irina M. Study of Physicomechanical and Transport Properties of Mixed Hydrogels Based on Sodium Alginate and High Methoxylated Pectin. Online. *Chemistry and Chemical Technology*. 2015, roč. 58, č. 4, s. 58-63. Dostupné z: <https://www.elibrary.ru/item.asp?id=23399319&ysclid=m6y4gvu6g8881223985>. [cit. 2025-03-16].
- [34] PEPPAS, N. A.; HILT, J. Z.; KHADEMHOSEINI, A. a LANGER, R. Hydrogels in Biology and Medicine: From Molecular Principles to Bionanotechnology. Online. *Advanced Materials*. 2006, roč. 18, č. 11, s. 1345-1360. ISSN 0935-9648. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/adma.200501612>. [cit. 2025-03-16].

- [35] DRURY, Jeanie L. a MOONEY, David J. Hydrogels for tissue engineering: scaffold design variables and applications. Online. *Biomaterials*. 2003, roč. 24, č. 24, s. 4337-4351. ISSN 01429612. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(03\)00340-5](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(03)00340-5). [cit. 2025-03-16].
- [36] HOFFMAN, Allan S. Hydrogels for biomedical applications. Online. *Advanced Drug Delivery Reviews*. 2012, roč. 64, s. 18-23. ISSN 0169409X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.addr.2012.09.010>. [cit. 2025-03-16].
- [37] WALTERS, K. *An Introduction to Rheology*. Online. Amsterdam, Netherlands: Elsevier Science Publishers, 1989. ISBN 9780080933696. Dostupné z: <https://shop.elsevier.com/books/an-introduction-to-rheology/walters/978-0-444-87469-6>. [cit. 2025-03-17].
- [38] KADLEC, Martin. *Reologie jakožto účinný nástroj ke komplexní charakterizaci hydrogelových systémů*. Online, Diplomová práce, vedoucí Ing. Jiří Smilek, Ph.D. Brno: VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ, 2020. Dostupné z: <https://dspace.vut.cz/server/api/core/bitstreams/82fad7cf-dd8b-4c99-bc40-efb743e9073c/content>. [cit. 2025-02-19].
- [39] MACOSKO, Christopher W. *Rheology: principles, measurements and applications*. Online. New York: Wiley, 1994. ISBN 04-711-8575-2. [cit. 2025-03-26].
- [40] FERRY, John D. *Viscoelastic properties of polymers*. 3. ed. New York: Wiley, 1980. ISBN 978-0-471-04894-7.
- [41] WINTER, H. Henning a CHAMBON, Francois. Analysis of Linear Viscoelasticity of a Crosslinking Polymer at the Gel Point. Online. *Journal of Rheology*. 1986, roč. 30, č. 2, s. 367-382. ISSN 0148-6055. Dostupné z: <https://doi.org/10.1122/1.549853>. [cit. 2025-03-22].
- [42] *Creep Test for Liquids and Semisolids*. Online. In: Centre of Industrial Rheology. Dostupné z: <https://www.rheologylab.com/articles/creep-test/>. [cit. 2025-02-21].
- [43] DRAGET, Kurt Ingar; SKJÅK-BRÆK, Gudmund a SMIDSRØD, Olav. Alginate based new materials. Online. *International Journal of Biological*

- Macromolecules*. 1997, roč. 21, č. 1-2, s. 47-55. ISSN 01418130. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0141-8130\(97\)00040-8](https://doi.org/10.1016/S0141-8130(97)00040-8). [cit. 2025-03-23].
- [44] GUSEV, Igor. *Development of Highly Structured Hydrogel Depot Materials for Targeted Drug Delivery*. Online, dissertation, vedoucí Valery Anatolyevich Zhukovsky. Moscow: Moscow State University of Design and Technology., 2015. Dostupné z: <https://kosygin-rgu.ru/aspirantura/files/defence/GusevIV/01-%D0%B0%D0%B2%D1%82%D0%BE%D1%80%D0%B5%D1%84%D0%B5%D1%80%D0%B0%D1%82.pdf>. [cit. 2025-03-23].
- [45] ZHANG, Yu Shrike a KHADEMHOSEINI, Ali. Advances in engineering hydrogels. Online. *Science*. 2017, roč. 356, č. 6337. ISSN 0036-8075. Dostupné z: <https://doi.org/10.1126/science.aaf3627>. [cit. 2025-03-23].
- [46] HUA, Mutian; WU, Shuwang; MA, Yanfei; ZHAO, Yusen; CHEN, Zilin et al. Strong tough hydrogels via the synergy of freeze-casting and salting out. Online. *Nature*. 2021, roč. 590, č. 7847, s. 594-599. ISSN 0028-0836. Dostupné z: <https://doi.org/10.1038/s41586-021-03212-z>. [cit. 2025-03-23].
- [47] FU, Yu; YAO, Jianjun; ZHAO, Honghao; ZHAO, Gang; WAN, Zhenshuai et al. A muscle-like magnetorheological actuator based on bidisperse magnetic particles enhanced flexible alginate-gelatin sponges. Online. *Smart Materials and Structures*. 2020, roč. 29, č. 1. ISSN 0964-1726. Dostupné z: <https://doi.org/10.1088/1361-665X/ab515f>. [cit. 2025-03-23].
- [48] GAO, LINGXIANG a ZHAO, XIAOPENG. THE RESPONSE OF STARCH/GELATIN/GLYCERIN AQUEOUS ELECTORRHEOLOGICAL ELASTOMER TO APPLIED ELECTRIC FIELD. Online. *International Journal of Modern Physics B*. 2012, roč. 19, č. 07n09, s. 1449-1455. ISSN 0217-9792. Dostupné z: <https://doi.org/10.1142/S0217979205030438>. [cit. 2025-03-23].
- [49] RONFARD, Vincent; RIVES, Jean-Michel; NEVEUX, Yves; CARSIN, H. a BARRANDON, Yann. LONG-TERM REGENERATION OF HUMAN EPIDERMIS ON THIRD DEGREE BURNS TRANSPLANTED WITH AUTOLOGOUS CULTURED EPITHELIUM GROWN ON A FIBRIN MATRIX1,2. Online. *Transplantation*. 2000, roč. 70, č. 11, s. 1588-1598. ISSN 0041-1337. Dostupné z: <https://doi.org/10.1097/00007890-200012150-00009>. [cit. 2025-02-09].

- [50] SATHIAN, Aiswarya; VIJAY, Namitha; JOSHY, K.S.; BHARAT DALVI, Yogesh a MRAICHE, Fatima. Hydrogels: Smart Materials in Drug Delivery. Online. *Hydrogels - From Tradition to Innovative Platforms with Multiple Applications*. 2023. ISBN 978-1-80355-582-9. Dostupné z: <https://doi.org/10.5772/intechopen.104804>. [cit. 2025-03-23].
- [51] VALUEV, L. I.; VALUEV, I. L.; VANCHUGOVA, L. V. a OBYDENNOVA, I. V. Glucose-Sensitive Hydrogels for the Controlled Release of Insulin. Online. *Polymer Science, Series A*. 2018, roč. 60, č. 4, s. 495-498. ISSN 0965-545X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1134/S0965545X18040132>. [cit. 2025-02-18].
- [52] FILIPPOVA, O.E. Responsive Polymer gels. Online. Responsive Polymer gels. 2000, roč. 42, č. 11, s. 2328-2352. Dostupné z: <https://cyberleninka.ru/article/n/responsive-polymer-gels>. [cit. 2025-02-09].
- [53] YU, Zhen; LU, Lijing; LU, Lixin a PAN, Liao. Multilayers assembly of bio-polyelectrolytes onto surface modified polypropylene films: Characterization, chelating and antioxidant activity. Online. *Carbohydrate Polymers*. 2020, roč. 245. ISSN 01448617. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.carbpol.2020.116456>. [cit. 2025-03-23].
- [54] KOSHENAJ, Katerina a FERRARI, Giovanna. A Comprehensive Review on Starch-Based Hydrogels: From Tradition to Innovation, Opportunities, and Drawbacks. Online. *Polymers*. 2024, roč. 16, č. 14. ISSN 2073-4360. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/polym16141991>. [cit. 2025-02-18].
- [55] DREMINA, N. N.; TRUKHAN, I. S. a SHURYGINA, I. A. Natural components as the structure of hydrogels for cellular therapy and tissue engineering. Online. *Acta Biomedica Scientifica*. 2023, roč. 8, č. 5, s. 23-35. ISSN 2587-9596. Dostupné z: <https://doi.org/10.29413/ABS.2023-8.5.3>. [cit. 2025-02-09].
- [56] DERKACH, Svetlana R.; VORON'KO, Nikolay G.; SOKOLAN, Nina I.; KOLOTOVA, Daria S. a KUCHINA, Yulia A. Interactions between gelatin and sodium alginate: UV and FTIR studies. Online. *Journal of Dispersion Science and Technology*. 2020, roč. 41, č. 5, s. 690-698. ISSN 0193-2691. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/01932691.2019.1611437>. [cit. 2025-02-18].

- [57] DRAGET, K.I. Alginates. Online. *Handbook of Hydrocolloids*. 2009, roč. 2009, č. 1, s. 807-828. ISBN 9781845694142. Dostupné z: <https://doi.org/10.1533/9781845695873.807>. [cit. 2025-02-09].
- [58] FOROUGH, Javad; MIRABEDINI, Azadeh a WARREN, Holly. Hydrogels Fibers. Online. *Hydrogels*. 2018. ISBN 978-1-78923-368-1. Dostupné z: <https://doi.org/10.5772/intechopen.74188>. [cit. 2025-02-16].
- [59] LEE, Kuen Yong a MOONEY, David J. Alginate: properties and biomedical applications: Properties and biomedical applications. Online. *Progress in Polymer Science*. 2012, roč. 37, č. 1, s. 106-126. ISSN 00796700. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.progpolymsci.2011.06.003>. [cit. 2025-02-09].
- [60] VELINGS, Nicolas M. a MESTDAGH, Michèle M. Physico-chemical properties of alginate gel beads. Online. *Polymer Gels and Networks*. 1995, roč. 3, č. 3, s. 311-330. ISSN 09667822. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/0966-7822\(94\)00043-7](https://doi.org/10.1016/0966-7822(94)00043-7). [cit. 2025-02-09].
- [61] LEE, Hwa-Rim; JUNG, Sang Mok; YOON, Sejeong; YOON, Woong Hee; PARK, Tae Hee et al. Immobilization of planktonic algal spores by inkjet printing. Online. *Scientific Reports*. 2019, roč. 9, č. 1. ISSN 2045-2322. Dostupné z: <https://doi.org/10.1038/s41598-019-48776-z>. [cit. 2025-02-16].
- [62] KOMMAREDDY, Sushma; SHENOY, Dinesh a MANSOOR, Amiji. *Gelatin Nanoparticles and Their Biofunctionalization*. Online. In: ResearchGate. 2007. Dostupné z: https://www.researchgate.net/figure/Basic-chemical-structure-of-gelatin_fig3_228037349. [cit. 2025-02-19].
- [63] MIKHAILOV, Oleg V. Gelatin as It Is: History and Modernity. Online. *International Journal of Molecular Sciences*. 2023, roč. 24, č. 4. ISSN 1422-0067. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/ijms24043583>. [cit. 2025-02-18].
- [64] SIL'VISTROVICH, V. I. a LYZIKOV, A. A. Results of application composite hydrogel coatings based on polyvinyl alcohol in the experiment. Online. *Wounds and wound infections. The prof. B.M. Kostyuchenok journal*. 2021, roč. 8, č. 3, s. 22-25. ISSN 2500-0594. Dostupné z: <https://doi.org/10.25199/2408-9613-2021-8-3-20-23>. [cit. 2025-03-26].

- [65] ALLYN, Megan M.; LUO, Richard H.; HELLWARTH, Elle B. a SWINDLE-REILLY, Katelyn E. Considerations for Polymers Used in Ocular Drug Delivery. Online. *Frontiers in Medicine*. 2022, roč. 8. ISSN 2296-858X. Dostupné z: <https://doi.org/10.3389/fmed.2021.787644>. [cit. 2025-03-26].
- [66] BRAVO, Bruna; CORREIA, Priscila; GONÇALVES JUNIOR, José Euzébio; SANT'ANNA, Beatriz a KEROB, Delphine. Benefits of topical hyaluronic acid for skin quality and signs of skin aging: From literature review to clinical evidence. Online. *Dermatologic Therapy*. 2022, roč. 35, č. 12. ISSN 1396-0296. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/dth.15903>. [cit. 2025-03-26].
- [67] BALTAZAR, Diogo. Discovering Cosmetic Science. Edited by Steve Barton, Allan Eastham, Amanda Isom, Denise McLaverty, Yi Ling Soong Royal Society of Chemistry, 2021. Online. *International Journal of Cosmetic Science*. 2021, roč. 43, č. 4, s. 373-374. ISSN 0142-5463. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/ics.12722>. [cit. 2025-03-26].
- [68] PERUGINI, Paola; BLEVE, Mariella; REDONDI, Renato; CORTINOVIS, Fabiola a COLPANI, Antonio. In vivo evaluation of the effectiveness of biocellulose facial masks as active delivery systems to skin. Online. *Journal of Cosmetic Dermatology*. 2020, roč. 19, č. 3, s. 725-735. ISSN 1473-2130. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/jocd.13051>. [cit. 2025-03-26].
- [69] NAUMOV, P.V.; SHCHERBAKOVA, L.F. a OKOLELOVA, A.A. Optimization of Soil Moisture Supply Using Polymeric Hydrogels. Online. *Izvestiya Nizhnevolzhskogo Agro-University Complex: Science and Higher Professional Education*. 2011, č. 4, s. 77-81. Dostupné z: <https://cyberleninka.ru/article/n/optimizatsiya-vлагообеспеченности-pochv-s-pomoschyu-polimernyh-gidrogeley>. [cit. 2025-03-26].
- [70] SOJKA, R.E. a ENTRY, J.A. Influence of polyacrylamide application to soil on movement of microorganisms in runoff water☆☆Mention of trade names or commercial products in this paper does not constitute endorsement or recommendation of use. Online. *Environmental Pollution*. 2000, roč. 108, č. 3, s. 405-412. ISSN 02697491. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0269-7491\(99\)00194-3](https://doi.org/10.1016/S0269-7491(99)00194-3). [cit. 2025-03-27].

- [71] MAKSIMOVA, Yu.G. POLYMER HYDROGELS IN AGRICULTURE (review). Online. *Sel'skokhozyaistvennaya Biologiya*. 2023, roč. 58, č. 1, s. 23-42. ISSN 01316397. Dostupné z: <https://doi.org/10.15389/agrobiology.2023.1.23eng>. [cit. 2025-03-27].
- [72] BARANWAL, Jaya; BARSE, Brajesh; FAIS, Antonella; DELOGU, Giovanna Lucia a KUMAR, Amit. Biopolymer: A Sustainable Material for Food and Medical Applications. Online. *Polymers*. 2022, roč. 14, č. 5. ISSN 2073-4360. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/polym14050983>. [cit. 2025-02-17].
- [73] XIE, Fengwei. Biopolymer-Based Multilayer Films and Coatings for Food Preservation: an Update of the Recent Development. Online. *Current Food Science and Technology Reports*. 2023, roč. 1, č. 1, s. 1-12. ISSN 2662-8473. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s43555-023-00002-8>. [cit. 2025-02-17].
- [74] VOKHOBOV, R. A. a AMINBOEV, A. Ecology in Polymer Material Production: Issues and Solutions. Online. *The Scientific Heritage*. 2021, č. 68-1, s. 31-34. Dostupné z: <https://doi.org/10.24412/9215-0365-2021-68-1-31-34>. [cit. 2025-02-17].
- [75] XIROS, Charilaos; JANSSEN, Matty; BYSTRÖM, Roberth; BØRRESEN, Børre T.; CANNELLA, David et al. Toward a sustainable biorefinery using high-gravity technology. Online. *Biofuels, Bioproducts and Biorefining*. 2017, roč. 11, č. 1, s. 15-27. ISSN 1932-104X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/bbb.1722>. [cit. 2025-02-17].
- [76] LIU, Taixiang a XU, Yangguang. Magnetorheological Elastomers: Materials and Applications. Online. *Smart and Functional Soft Materials*. 2019. ISBN 978-1-78984-716-1. Dostupné z: <https://doi.org/10.5772/intechopen.85083>. [cit. 2025-04-22].
- [77] ZOU, Fa; XU, Jiefang; YUAN, Le; ZHANG, Qinyong a JIANG, Lili. Recent progress on smart hydrogels for biomedicine and bioelectronics. Online. *Biosurface and Biotribology*. 2022, roč. 8, č. 3, s. 212-224. ISSN 2405-4518. Dostupné z: <https://doi.org/10.1049/bsb2.12046>. [cit. 2025-04-22].
- [78] PICOUT, David R. a ROSS-MURPHY, Simon B. Rheology of Biopolymer Solutions and Gels. Online. *The Scientific World JOURNAL*. 2003, roč. 3, s. 105-

121. ISSN 1537-744X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1100/tsw.2003.15>. [cit. 2025-04-28].

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Struktura polymerního hydrogelu.....	13
Obrázek 2 Geometrie při reometrických měřeních: a) soustředné válce, b) kužel/deska, c) deska/deska	22
Obrázek 3 Závislost deformace na čase popisována pomocí Creepové křivky	23
Obrázek 4 Struktura alginátu sodného	30
Obrázek 5 Schéma struktury „Egg-box“ v alginátovém hydrogelu zesíťovaném vápenatými ionty	31
Obrázek 6 Chemická struktura želatiny	32
Obrázek 7 Forma na želatinu	40
Obrázek 8 Vzorky želatiny po ochlazení	40
Obrázek 9 Injekční stříkačky propojené pomocí LuerLocku.....	42
Obrázek 10 Alginát 2 (100–200 kDa) po zasíťování	42
Obrázek 11 Alginát 2 (100–200 kDa) dosíťovaný pomocí chloridu vápenatého	42
Obrázek 12 Želatina + částice železa odlité do formy	43
Obrázek 13 Orientace částic železa v želatině ve vnějším magnetickém poli elektromagnetu	43
Obrázek 14 Reometru Anton Paar MCR 502	44
Obrázek 15 Použitá geometrie-deska/deska.....	44
Obrázek 16 Uchycení vzorku při měření stejnosměrné vodivosti dvoubodovou metodou	45
Obrázek 17 Optický mikroskop Leica	46
Obrázek 18 Trhací přístroj používaný pro tlakovou zkoušku.....	46
Obrázek 19 Uspořádání (čelisti a vzorek) tlakové zkoušky.....	46
Obrázek 20 Graf výsledky oscilačních reologických měření pro oba zkoumané algináty	47
Obrázek 21 Graf výsledky oscilačních reologických měření pro želatinu	48
Obrázek 22 Graf creep testa-Alginát 2 (100–200 kDa), který reagoval s $\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$	49
Obrázek 23 Graf creep testa-želatina	49
Obrázek 24 Graf creep testa-Alginát 1 (12–40 kDa), který reagoval s $\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$	50
Obrázek 25 Graf teplotní měření želatiny (ohřev/chlazení označeno šipkami).....	51
Obrázek 26 Graf kinetika síťování-Alginát 2 (100–200 kDa), který reagoval s $\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$	52
Obrázek 27 Síťování pomocí chloridu vápenatého.....	52
Obrázek 28 Graf kinetika síťování alginátu 1 (12–40 kDa) za použití $\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$	53
Obrázek 29 Graf tlaková zkouška-želatina	54
Obrázek 30 Graf tlaková zkouška-želatina	55

Obrázek 31 Orientovaná struktura želatiny plněné částicemi železa; magnetické pole je orientováno vertikálně	56
Obrázek 32 Detail jednotlivých „jehlic“ částic železa v želatině vytvořených vlivem magnetického pole.	56
Obrázek 33 Volt-ampérová charakteristika želatiny plněné částicemi železa (1,2 hm. %).	57

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Srovnání vlastností želatiny a alginátu sodného	29
---	----

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

ALG Alginat

MRE magnetoreologický elastom