

Kinetika botnění hydrogelů na bázi želatiny

Veronika Sehnalová

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: Veronika Sehnalová
Osobní číslo: T22485
Studijní program: B0711A130009 Materiály a technologie
Specializace: Biomateriály a kosmetika
Forma studia: Prezenční
Téma práce: Kinetika botnění hydrogelů na bázi želatiny

Zásady pro vypracování

Želatina je vhodný materiál pro tkáňové inženýrství. Její zesíťovaná forma tvoří hydrogel, tj. materiál schopný absorbovat vodu. Množství absorbované vody významně ovlivňuje materiálové vlastnosti hydrogelu. Cílem tkáňového inženýrství je připravovat materiály s vlastnostmi shodnými s tkáněmi. Jakmile se liší, dochází k poruše náhrady, změnám vlastností implantovaného materiálu, což vede k zánětlivým reakcím organismu. Proto je potřeba charakterizovat vlastnosti materiálů z hlediska kinetiky absorpce a rovnovážné koncentrace vody.

Cílem práce bude studium kinetiky botnění hydrogelů. Rešeršní část bude zaměřena na metody stanovení obsahu vody v hydrogelech a modely vhodné pro stanovení kinetiky botnění hydrogelů. V rámci experimentální činnosti bude se bude studovat kinetika absorpce vody pomocí Ritger-Peppas modelu na již připravených hydrogelech.

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

Seznam doporučené literatury:

1. Hellio, D. and Djabourov, M. Physically and Chemically Crosslinked Gelatin Gels. *Macromol. Symp.* 2006, 241, 23–27. DOI10.1002/masy.200650904.
2. Zhou, X., Nowicki, M., Cui, H., Zhu, W., Fang, X., Miao, S., Lee, S., Keidar, M., Zhang, L. G. 3D bioprinted graphene oxide-incorporated matrix for promoting chondrogenic differentiation of human bone marrow mesenchymal stem cells. *Carbon*, 2017, 116, 615–624. <http://dx.doi.org/10.1016/j.carbon.2017.02.049>.
3. Yavari, N., Azizian, S. Mixed diffusion and relaxation kinetics model for hydrogels swelling. *Journal of Molecular Liquids*, 2022, 363, 119861, <https://doi.org/10.1016/j.molliq.2022.119861>.
4. Kasák, P., Kroneková, Z., Krupa, I., Lacík, I. Zwitterionic hydrogels crosslinked with novel zwitterionic crosslinkers: Synthesis and characterization. *Polymer*, 2011, 52, 3011–3020. doi:10.1016/j.polymer.2011.04.056.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Markéta Ilčíková, Ph.D.**
Ústav fyziky a mater. inženýrství

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 pracovala samostatně a použitou literaturu jsem řádně citovala; v případě publikace výsledků budu uvedena jako spoluautor;
- odevzdaná verze bakalářské práce a verze elektronická nahraná do IS/STAG jsou obsahově totožné.

Ve Zlíně, dne

.....

podpis autora

ABSTRAKT

Tato bakalářská práce se zaměřuje na studium kinetiky botnutí hydrogelů na bázi želatiny s různým poměrem síťovacího činidla. Cílem bylo charakterizovat chování těchto materiálů při kontaktu s vodním prostředím, kvantitativně popsat proces absorpce a identifikovat mechanismus transportu vody polymerní sítí. Experimentální data byla analyzována pomocí semiempirického Ritger–Peppasova modelu, který umožnil určit difuzní koeficienty a charakteristiku transportního mechanismu. Výsledky ukázaly, že vyšší obsah síťovadla snižuje stupeň botnutí, avšak zvyšuje strukturální stabilitu materiálu. Naopak při nižším obsahu síťovadla dochází ke zvýšení absorpční kapacity, ale zároveň k poklesu mechanické odolnosti. Jako optimální kompromis mezi absorpčními a mechanickými vlastnostmi se ukázal vzorek s poměrem síťovadla 1/4. Tato práce přispívá k hlubšímu pochopení vztahu mezi strukturou hydrogelů a jejich vlastnostmi a poskytuje cenné poznatky pro další vývoj biomateriálů s řízenými vlastnostmi.

Klíčová slova: hydrogel, želatina, síťovadlo, botnutí, absorpce vody, kinetika, Ritger-Peppas model, difuze, biomateriály

ABSTRACT

This bachelor's thesis focuses on the study of the swelling kinetics of gelatin-based hydrogels with varying ratios of crosslinking agent. The aim was to characterize the behavior of these materials in aqueous environments, quantitatively describe the absorption process, and identify the mechanism of water transport through the polymer network. Experimental data were analyzed using the semi-empirical Ritger–Peppas model, which allowed for the determination of diffusion coefficients and characterization of the transport mechanism. The results showed that a higher crosslinker content leads to a lower degree of swelling but increased structural stability. In contrast, lower crosslinker content enhances water absorption capacity but reduces mechanical strength. The hydrogel with a 1/4 crosslinker ratio was identified as an optimal compromise between absorption and mechanical properties. This work contributes to a deeper understanding of the relationship between hydrogel structure and functional properties and provides valuable insights for the further development of biomaterials with tailored characteristics.

Keywords: hydrogel, gelatin, crosslinker, swelling, water absorption, kinetics, Ritger-Peppas model, diffusion, biomaterials.

Ráda bych touto cestou poděkovala Ing. Markétě Ilčíkové, Ph.D., za odborné vedení, cenné rady a trpělivost při zpracování této bakalářské práce. Mé poděkování patří také Ing. Miroslavu Mrlíkovi, Ph.D., za odborné konzultace a podporu při laboratorní práci. Velké díky vyjadřuji Bc. Tereze Ďurčové za ochotu, pomoc a praktické ukázky v laboratoři, které mi velmi usnadnily práci. Děkuji Karolíně Procházkové za společnou práci v laboratoři a za psychickou podporu během celého procesu. Ráda bych poděkovala i Bc. Adéle Kalkusové za cenné rady a praktické tipy při psaní této práce. V neposlední řadě patří mé poděkování rodině za jejich trpělivost, podporu a povzbuzení, bez kterých bych tuto práci nemohla dokončit.

„Pain is a price to pay for happiness.

Bolest je cena, kterou platíme za štěstí.“

Kim Seungmin, Stray Kids (neoficiální překlad z videa Mini's Minilog 2, 2021)¹

„The only thing predictable about life is its unpredictability. Anyone can be anything, you can be everything.

Jediné, co lze v životě předvídat, je jeho nepředvídatelnost. Každý může být kýmkoli, ty můžeš být vším.“

Han Jisung, Stray Kids (píseň Alien)

¹ Tento výrok zazněl ve videu [SKZ VLOG] *Seungmin: Mini's Minilog 2* (YouTube, 2021). Překlad byl proveden z anglických titulků dostupných v oficiálním videu. Originál byl pravděpodobně pronesen v korejštině.

OBSAH

ÚVOD.....	11
I TEORETICKÁ ČÁST	12
1 BIOPOLYMERY	13
1.1 SYNTETICKÉ BIOPOLYMERY	16
1.2 PŘÍRODNÍ BIOPOLYMERY	16
1.2.1 Celulóza.....	17
1.2.2 Hedvábí	18
1.2.3 Kolagen	19
1.2.4 Želatina.....	21
2 BOTNÁNÍ	26
2.1 MECHANISMUS BOTNÁNÍ BIOPOLYMERŮ	26
2.2 FAKTORY OVLIVŇUJÍCÍ BOTNÁNÍ.....	27
2.2.1 Vnější faktory.....	27
2.2.2 Vnitřní faktory.....	28
2.2.3 Interakce faktorů	28
2.3 STAVOVÁ ROVNOVÁHA V PROCESU BOTNÁNÍ.....	28
2.4 KINETIKA BOTNÁNÍ	29
2.5 EXPERIMENTÁLNÍ MĚŘENÍ BOTNÁNÍ.....	30
2.5.1 Váhová metoda.....	30
2.5.2 Optická metoda	30
2.5.3 Rentgenová tomografie (X-ray CT)	30
2.5.4 Objemová metoda	30
3 KINETICKÉ MODEL Y PRO MATEMATICKÝ POPIS BOTNÁNÍ	31
3.1 MODEL NULTÉHO ŘÁDU	31
3.2 MODEL PRVNÍHO ŘÁDU	32
3.3 MODEL WEIBULL	32
3.4 MODEL HIGUCHI	33
3.5 RITGER–PEPPAS NEBO KORSEMEYER–PEPPAS MODEL	34
4 APLIKACE.....	37
4.1 APLIKACE BOTNÁNÍ.....	37
4.2 APLIKACE SÍŤOVADLA.....	37
4.3 APLIKACE ŽELATINY	39
II PRAKTICKÁ ČÁST.....	40
5 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST	41
5.2 HODNOCENÍ VZORKŮ	42
6 VÝSLEDKY A DISKUZE.....	45

6.1	HODNOCENÍ KINETIKY A ABSORPCE VODY	45
ZÁVĚR.....		52
SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY		53
SEZNAM OBRÁZKŮ		64
SEZNAM TABULEK.....		66
SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK		67
SEZNAM PŘÍLOH.....		68

ÚVOD

Hydrogely na bázi biopolymerů představují významnou skupinu materiálů s rozsáhlým využitím v medicíně, farmacii, potravinářství i dalších průmyslových odvětvích. Jejich schopnost absorbovat značné množství vody při současném zachování mechanické stability vyplývá ze specifické struktury polymerní sítě, jejíž vlastnosti lze ovlivnit složením a mírou zesíťování.

Jedním z nejčastěji využívaných biopolymerů pro přípravu hydrogelů je želatina – přírodní látka získávaná částečnou hydrolýzou kolagenu. Díky své biokompatibilitě, biodegradabilitě a schopnosti vytvářet gely představuje atraktivní základní složku pro konstrukci funkčních hydrogelových systémů.

Klíčovým parametrem, který ovlivňuje vlastnosti hydrogelu, je podíl síťovacího činidla. Ten zásadně určuje hustotu polymerní sítě, a tím i absorpční schopnost, mechanickou pevnost a dlouhodobou stabilitu výsledného materiálu. Studium kinetiky botnání, tedy procesu nasávání vody do hydrogelové struktury, je nezbytné pro pochopení transportních jevů a pro optimalizaci hydrogelových materiálů dle požadavků konkrétních aplikací.

Tato bakalářská práce se zaměřuje na teoretickou a experimentální analýzu procesu botnání želatinových hydrogelů připravených s různým poměrem síťovacího činidla. V rámci experimentální části byly připraveny vzorky s definovanou mírou zesíťování a jejich absorpční chování bylo sledováno v závislosti na čase. Získaná data byla dále vyhodnocena pomocí semiempirického Ritger–Peppasova modelu s cílem kvantitativně popsat vliv síťování na absorpční vlastnosti a identifikovat dominantní mechanismy transportu vody polymerní strukturou.

Výsledky této práce mohou přispět k efektivnímu návrhu biomateriálů s cíleně řízenými vlastnostmi, vhodných pro aplikace v oblasti řízeného uvolňování léčiv, tkáňového inženýrství či jiných oblastí, kde je klíčová interakce materiálu s vodním prostředím.

I. TEORETICKÁ ČÁST

1 BIOPOLYMERY

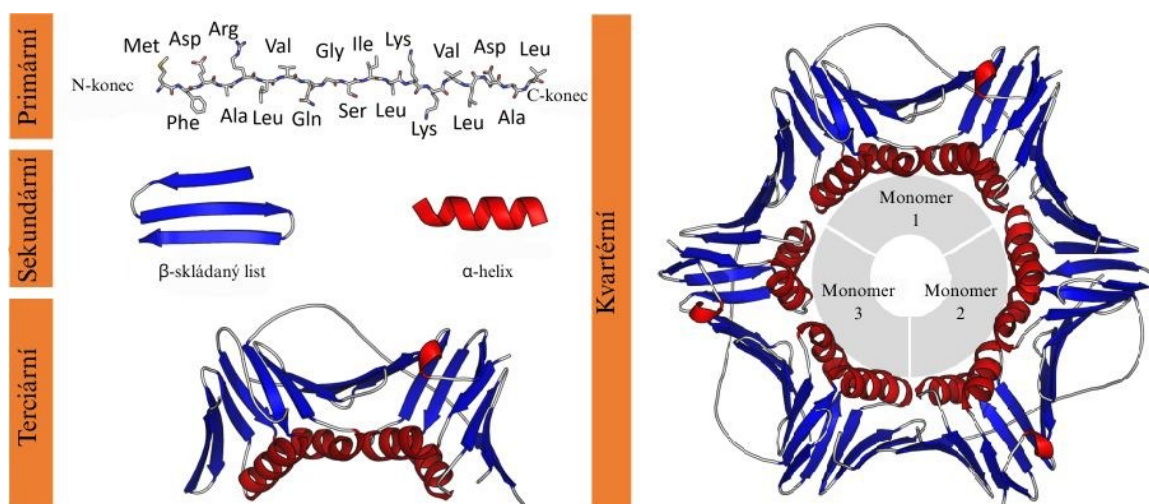
Biopolymery jsou makromolekuly, které tvoří živé organismy. Patří sem například proteiny, nukleové kyseliny a polysacharidy, jež jsou složeny z dlouhých řetězců kovalentně propojených monomerních jednotek [1, 2]. Makromolekuly neboli polymerní molekuly jsou molekuly o relativně vysoké molekulové hmotnosti. Struktura biopolymerů je tvořena opakujícími se jednotkami s nízkou relativní molekulovou hmotností [3].

Biopolymery se dělí na polysacharidy, proteiny a nukleové kyseliny. Primární struktura biopolymerů je dána sekvencí monomerů, která určuje jejich specifické vlastnosti [3]. U proteinů to znamená pořadí aminokyselin, u nukleových kyselin sekvencí nukleotidů [4].

Sekundární struktura vzniká vodíkovými vazbami mezi atomy v řetězci a vede k uspořádání, jako jsou alfa-šroubovice a beta-skládané listy [3].

Terciární struktura představuje trojrozměrné uspořádání polypeptidového řetězce, které vzniká interakcemi mezi bočními řetězci aminokyselin [5].

Kvartérní struktura vzniká spojením více polypeptidových řetězců do funkčních komplexů, například hemoglobinu [6]. Grafické znázornění těchto struktur je uvedeno viz Obrázek 1.



Obrázek 1: Hierarchická struktura proteinů – primární (sekvence aminokyselin), sekundární (alfa-helix, beta-skládaný list), terciární (trojrozměrné uspořádání jednoho řetězce) a kvartérní struktura (komplex více polypeptidových řetězců) proteinu.

(Zdroj: upraveno podle *Protein structure*. Online. In: *Wikipedia: the free encyclopedia*. San Francisco (CA): *Wikimedia Foundation*, 2001-. Dostupné z: https://en.m.wikipedia.org/wiki/Protein_structure. [cit. 2025-04-29].)

Polysacharidy jsou tvořeny dlouhými řetězci monosacharidů; jejich konfigurace ovlivňuje fyzikální a chemické vlastnosti [7]. Nukleové kyseliny, jako je DNA, mají dvoušroubovicovou strukturu, zatímco RNA je většinou jednovláknová, což je klíčové pro uchovávání a přenos genetické informace [4]. Tato hierarchická struktura biopolymerů je zásadní pro jejich biologické funkce a aplikace [5, 6].

Na rozdíl od syntetických polymerů se biopolymery vyskytují na Zemi již miliony let [8]. Ve srovnání se syntetickými polymery struktura biopolymerů je dobře organizovaná – mají přesně dané chemické složení a sekvenci jednotek, což se u proteinů nazývá primární strukturou. Mnoho biopolymerů se navíc spontánně skládá do charakteristických kompaktních tvarů, které určují jejich biologické funkce [8].

Významnou vlastností biopolymerů je jejich schopnost přirozené degradace; jsou tedy šetrnější k životnímu prostředí než syntetické polymery, které v přírodě nedegradují [2, 5]. Biopolymery jsou vyráběny z přírodních, obnovitelných surovin, jako jsou rostliny, bakterie nebo jiné organické materiály, což podporuje jejich udržitelnost [6, 9]. Energie vazby uhlík-uhlík je nízká, a proto je tato vazba snadno degradovatelná například enzymaticky [5]. Tento proces je zajišťován přítomností specifických enzymů, které mohou štěpit glykosidové vazby v biopolymerních řetězcích, jako je tomu u celulózy a dalších polysacharidů [7]. Biopolymerní řetězce obsahují glykosidové vazby, které jsou specifické pro každý typ biopolymeru, například β -1,4-glykosidové vazby u celulózy, které mohou být štěpeny enzymy jako celulóza. Díky těmto charakteristikám se biopolymery, jako celulóza nebo chitosan, snadno podrobují biologickému rozkladu.

K degradaci biopolymerů může docházet i v důsledku vlhkosti. Voda působí jako katalyzátor při hydrolýze a urychluje rozklad biopolymerů na jednodušší molekuly [6]. Teplo může rovněž přispět k rozkladu těchto materiálů tím, že zvyšuje pohyblivost molekul a zvyšuje účinnost enzymatických reakcí. Takto se biopolymery stávají přirozeně rozložitelné v přírodním prostředí [5].

Další významnou vlastností je biokompatibilita, tedy schopnost být dobře snášen živými organismy [4, 6]. Díky tomu jsou biopolymery vhodné pro použití v medicíně a potravinářství [9]. Biopolymery mohou být také chemicky modifikovány, aby zlepšily své funkční vlastnosti, jako je pevnost, trvanlivost nebo schopnost vázat vodu [9].

Díky rozmanité chemické struktuře, zahrnující polysacharidy, proteiny a další organické makromolekuly, mají biopolymery širokou škálu použití [4, 5]. Polysacharidy

jako škrob, celulóza a pektin se používají například jako obalové materiály nebo zahušťovadla[7], zatímco proteiny jako kolagen a želatina nacházejí uplatnění ve farmaceutických aplikacích a potravinářství [9]. Kromě toho biopolymery vykazují i zdravotní a nutriční výhody, například vláknina podporující trávení a zdraví střev, což zvyšuje jejich využitelnost v ekologických, zdravotních a potravinářských odvětvích [2, 5].

Tato schopnost biodegradace, biokompatibility a široké spektrum funkcí činí biopolymery vysoce atraktivními materiály pro aplikace zaměřené na udržitelnost a inovace, což vede k jejich častější integraci do různých průmyslových odvětví [4, 5, 7]. Rozmanitost biopolymerů je dána nejen jejich chemickou strukturou, ale také původem a způsobem vzniku. Právě tato variabilita umožňuje jejich další systematické dělení, které je klíčové pro pochopení jejich vlastností a možností využití [6].

Biopolymery lze klasifikovat podle několika základních kritérií – nejčastěji podle původu, chemické struktury a funkce. Z hlediska původu rozlišujeme biopolymery přírodní, které jsou produkovány přímo živými organismy (například celulóza, škrob, chitin, želatina, kolagen, DNA a RNA), a syntetické, které jsou připravovány člověkem chemickou nebo biotechnologickou cestou, často za využití mikroorganismů (například chitosan, polylaktid, polyhydroxyalkanoáty či polykaprolakton) [6, 8].

Další důležité dělení vychází z chemické struktury, konkrétně z typu opakující se jednotky v polymerním řetězci. Z tohoto pohledu rozlišujeme především polysacharidy (například celulóza, škrob, chitin, pektin), polypeptidy a proteiny (kolagen, želatina, keratin), polynukleotidy (DNA, RNA) a polyester (například polylaktid nebo polyhydroxyalkanoáty) [5, 6]. Každá z těchto skupin vykazuje specifické fyzikálně-chemické vlastnosti, které určují jejich vhodnost pro konkrétní aplikace – například polysacharidy nacházejí uplatnění v potravinářství a obalových materiálech, proteiny v medicíně a kosmetice, zatímco polynukleotidy jsou klíčové v biotechnologiích [4, 5].

Některé zdroje dále rozlišují biopolymery i podle jejich biologické funkce (strukturální, zásobní, ochranné, regulační) nebo podle původu surovin (rostlinné, živočišné, mikrobiální) [6]. Pro přehledné znázornění tohoto dělení se často využívají schémata, která na první úrovni rozlišují biopolymery podle původu, dále podle chemické struktury a na poslední úrovni uvádějí konkrétní příklady (například celulóza, škrob, kolagen, DNA, PLA). Takové členění poskytuje jasný přehled o rozmanitosti biopolymerů a jejich potenciálu pro různé průmyslové i vědecké aplikace [6, 7].

1.1 Syntetické biopolymery

Syntetické biopolymery představují klíčové materiály pro biologické a medicínské aplikace díky svým unikátním vlastnostem a širokým možnostem využití. Tyto polymery jsou chemicky syntetizovány z přírodních nebo syntetických monomerů a navrhovány tak, aby napodobovaly vlastnosti a funkce biopolymerů přirozeně se vyskytujících v přírodě [10]. Významnou výhodou syntetických biopolymerů je možnost přesné kontroly architektury polymerních řetězců a začleňování různých funkčních skupin na specifická místa, což výrazně rozšiřuje jejich aplikační potenciál [11].

Mezi nejčastěji používané syntetické biopolymery patří polylaktid (PLA), poly(glykolová kyselina) (PGA), poly(laktid-kyselina glykolová) (PLGA), polykaprolakton (PCL) a poly(para-dioxanon) (PPDO), které nacházejí uplatnění zejména v tkáňovém inženýrství a při výrobě implantátů [12, 13]. Tyto materiály se vyznačují snadnou zpracovatelností, dobrými mechanickými vlastnostmi a možností řízené degradace, což je činí vhodnými pro různé biomedicínské aplikace [12-14].

Ačkoliv většina biopolymerů přírodního původu vykazuje dobrou biokompatibilitu, syntetické varianty mohou mít nižší imunitní reaktivitu a umožňují úpravu chemických vlastností podle konkrétních požadavků, což je výhodné zejména v oblasti regenerativní medicíny. Tyto polymery se ukázaly jako výhodné pro různé aplikace, včetně konstrukce tkáňových scaffold a systémů pro dodávání léků, kde je potřeba specifických vlastností, jako je biodegradabilita a stimulačně responzivní chování [10, 15].

V lékařských aplikacích hrají syntetické biopolymery zásadní roli například v tkáňovém inženýrství a při vývoji implantátů, kde jejich schopnost napodobovat vlastnosti přirozených tkání významně přispívá k úspěchu těchto technologií [10, 14]. S rozvojem bioprintingu se staly atraktivními i pro výrobu tkáňových struktur, které imitují vlastnosti přirozené tkáně a umožňují pokročilé aplikace v medicíně [10].

1.2 Přírodní biopolymery

Přírodní biopolymery, které patří mezi nejčetnější organické sloučeniny v biosféře Země, jsou polymery vznikající přirozenou metabolickou syntézou organických látek v živých organismech, ať už rostlinného nebo živočišného původu. Skládají se z monomerických jednotek, jež jsou kovalentně spojeny do lineárních nebo rozvětvených řetězců, čímž vznikají velmi dlouhé molekulární struktury s vysokou molární hmotností. Podle chemické

struktury se hlavní třídy biopolymerů dělí na nukleové kyseliny (DNA, RNA), polyamidy (proteiny a poly(amino kyseliny)) a polysacharidy (například celulóza, škrob, chitin, xylan, pektinová kyselina, amyláza, amylopektin, inulin, hyaluronová kyselina a další) [16, 17].

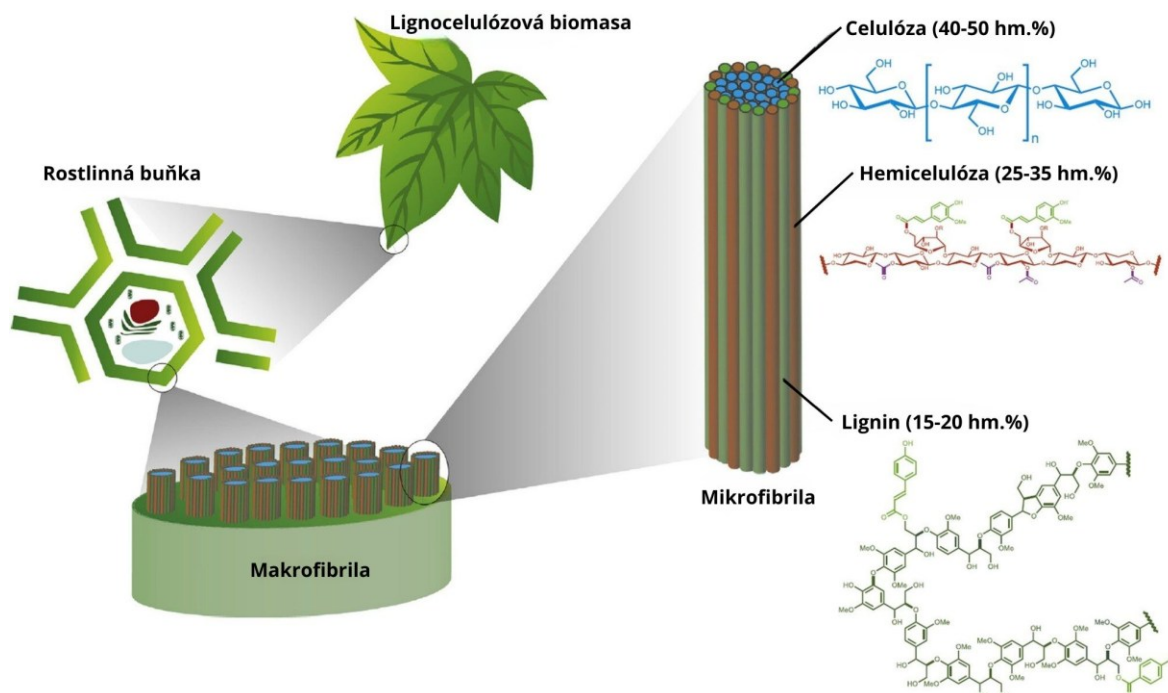
Mezi přírodní polymery patří především polysacharidy, které plní různé funkce – stavební, ochranné, metabolické, informační, zásobní a další. Po odumření organismu slouží biopolymery jako substrát pro jiné organismy a aktivně se tak zapojují do koloběhu látek v životním prostředí. Přírodní biopolymery jsou nositeli životně důležitých biogenních prvků (C, H, O, N, P, S) a jejich množství v prostředí může ovlivňovat druhovou skladbu a biodiverzitu [17].

1.2.1 Celulóza

Celulóza ($C_6H_{10}O_5$)_n je nejrozšířenějším přírodním biopolymerem na Zemi [18]. Celulóza je netoxická, obnovitelná, biologicky rozložitelná a nabízí širokou chemickou variabilitu. Je klíčovou složkou primární buněčné stěny rostlinných buněk, kde se vyskytuje společně s hemicelulózou a ligninem (viz Obrázek 2). Dalšími zdroji celulózy jsou mořští živočichové (pláštěnci) a může být také syntetizována některými bakteriemi a houbami [7, 19-21].

Bakteriální celulóza má podobnou chemickou strukturu jako celulóza rostlinného původu, avšak neobsahuje nečistoty, jako jsou lignin nebo hemicelulózy. Díky tomu není nutné používat složité čistící procesy. Díky vynikajícím mechanickým vlastnostem a vysoké biokompatibilitě nachází celulóza široké uplatnění v aplikacích tkáňového inženýrství [22].

Houbová celulóza, respektive materiály na bázi mycelia a celulózy, představují perspektivní hybridní materiály s unikátními vlastnostmi. Zatímco rostlinná a bakteriální celulóza jsou přímo syntetizovány organismy, houbové hyfy během růstu transformují celulózní substráty do strukturně optimalizovaných sítí. Tento proces biotransformace probíhá za mírných podmínek bez potřeby chemických činidel, což z něj činí energeticky nenáročnou metodu [23].



Obrázek 2: Popis struktury lignocelulózové biomasy a jejích tří hlavních složek: celulóza, hemicelulóza a lignin.

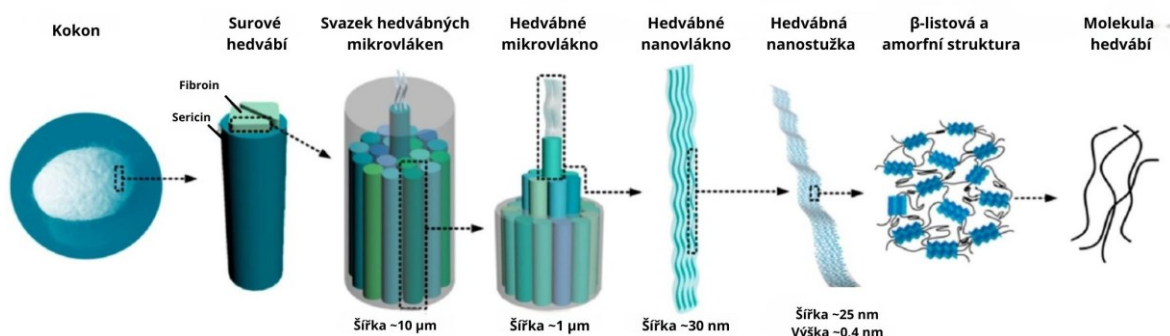
(zdroj: upraveno dle – IRIMIA-VLADU, Mihai a SARICIFTCI, Niyazi Serdar. *Natural polymers for emerging technological applications: cellulose, lignin, shellac and silk*. Online. *Polymer International*. ISSN 0959-8103. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/pi.6697>. [cit. 2024-10-03].)

1.2.2 Hedvábí

Hedvábí, přírodní proteinový materiál produkovaný některými druhy hmyzu (např. bourec morušový) a pavouků, je v posledních letech stále častěji využíváno jako biomateriál pro biomedicínské aplikace [24-26]. Jeho hierarchická struktura, která přispívá k unikátním vlastnostem, je znázorněna viz Obrázek 3. Hlavní složka hedvábí, fibroin, je ceněna pro své vynikající mechanické vlastnosti, jako jsou vysoká pevnost v tahu, pružnost a houževnatost. Tyto vlastnosti jej činí vhodným pro konstrukci nosných struktur používaných při regeneraci tkání [24-28]. Hedvábí je rovněž biokompatibilní a biodegradabilní, což umožňuje jeho široké uplatnění v medicíně – například při výrobě biodegradabilních implantátů a chirurgických stehů [24-29].

V oblasti tkáňového inženýrství se hedvábí využívá jako podpůrná struktura pro regeneraci šlach, vazů a kostí [24, 27, 28, 30]. Konstrukce z hedvábí nacházejí uplatnění například při rekonstrukci předního zkříženého vazů nebo při regeneraci rozhraní kosti-šlachy [27, 28]. Tyto nosné struktury napodobují přirozenou strukturu extracelulární matrix a umožňují buněčnou infiltraci i růst nové tkáně [24, 27, 28]. Přestože mechanické vlastnosti

regenerované tkáně zatím nedosahují úrovně původních vazů, výsledky studií naznačují významný potenciál hedvábí v této oblasti [27, 28, 30].



Obrázek 3: Schematický diagram s hierarchickou strukturou hedvábí

(zdroj: upraveno dle – HASSAN, Mohamed A.; BASHA, Amal A.; ERAKY, Mohamed; ABBAS, Eman a EL-SAMAD, Lamia M. *Advancements in silk fibroin and silk sericin-based biomaterial applications for cancer therapy and wound dressing formulation: A comprehensive review*. Online. *International Journal of Pharmaceutics*. 2024, roč. 662. ISSN 03785173. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.ijpharm.2024.124494>. [cit. 2024-10-07].)

1.2.3 Kolagen

Kolagen je jedním z nejdůležitějších strukturních proteinů, který se vyskytuje v extracelulárních maticích pojivových tkání savců. Hraje klíčovou roli v pojivových tkáních, kůži, kostech, chrupkách a šlachách [31, 32].

Jedná se o vláknitý protein nerozpustný ve vodě. Kolagen tvoří přibližně 25–30 % všech proteinů v těle savců a jeho vlákna jsou klíčovou součástí mezibuněčné hmoty [31, 32]. Jeho molekulární uspořádání je znázorněno viz Obrázek 4.

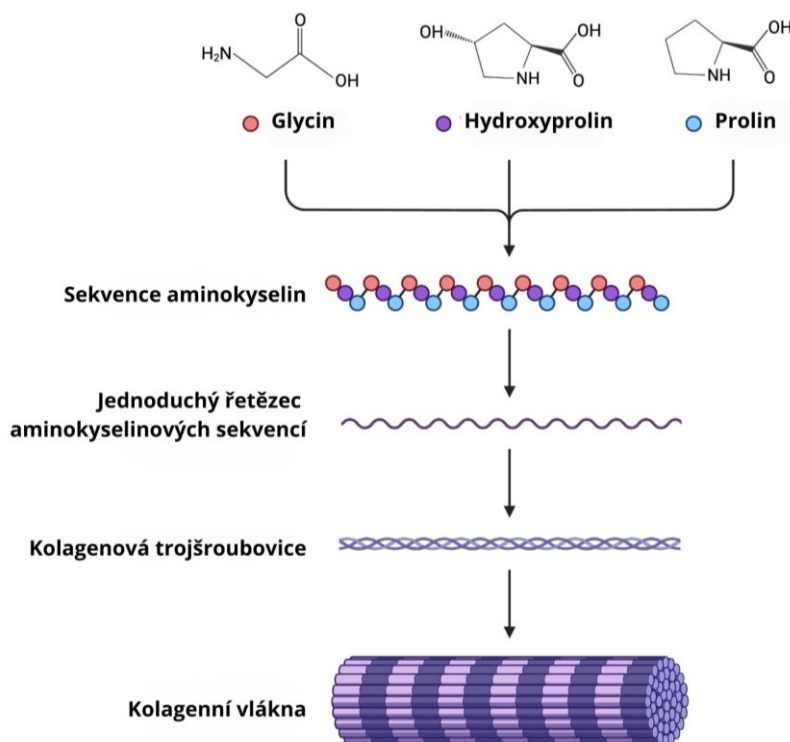
Kolagen se vyskytuje v různých typech, přičemž více než 80 % kolagenu v těle je zastoupeno typy I, II a III (viz Tabulka 1). Kolagen typu I je nejčastěji využíván pro regeneraci tkání šlach a vazů, protože dominuje v těchto původních tkáních a zajišťuje strukturu umožňující přilnutí a růst fibroblastových buněk [31, 32].

Tabulka 1: Hlavní typy kolagenu – srovnávací tabulka

Typ kolagenu	Výskyt	Funkce	Struktura
Typ I	Kůže, šlachy, kosti, zuby, fascie, rohovka	Zajišťuje pevnost a odolnost vůči tahu	Silná vláknitá struktura, tvoří husté svazky vláken
Typ II	Kloubní chrupavka, sklivec oka	Zajišťuje pružnost a pevnost chrupavky	Tvoří jemnější vlákna než typ I, méně odolný vůči tahu
Typ III	Cévy, kůže, svaly, vnitřní orgány	Podpurná síť v měkkých tkáních, podpora pružnosti	Tvoří jemnou síť vláken, často v kombinaci s typem I

(Zdroj: upraveno podle [33])

Kolagen je vysoce ceněn pro svou vynikající biokompatibilitu, která je výsledkem optimálních povrchových vlastností, schopnosti biologické degradace a netoxičnosti [31, 32].

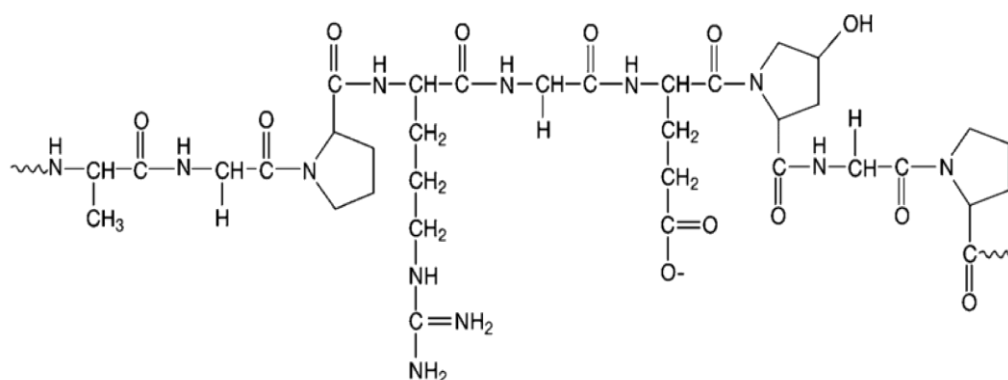


Obrázek 4: Struktura kolagenu

(zdroj: upraveno dle – SOBCZAK-KUPIEC, Agnieszka; DRABCZYK, Anna; FLORKIEWICZ, Wioletta; GŁĄB, Magdalena; KUDŁACIK-KRAMARCZYK, Sonia et al. *Review of the Applications of Biomedical Compositions Containing Hydroxyapatite and Collagen Modified by Bioactive Components*. Online. *Materials*. 2021, roč. 14, č. 9. ISSN 1996-1944. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/ma14092096>. [cit. 2024-10-03].)

1.2.4 Želatina

Želatina je přírodní biopolymer získaný částečnou hydrolýzou kolagenu, strukturního proteinu vyskytujícího se v pojivových tkáních, kostech a kůži zvířat. Díky vysoké rozpustnosti ve vodě a biodegradabilitě je želatina vhodná pro široké spektrum aplikací v potravinářství, farmacii, kosmetice a biomedicíně [34]. Mezi její unikátní vlastnosti patří biokompatibilita, nízká imunogenicitu a schopnost tvorby gelových struktur, což z ní činí atraktivní materiál pro různé aplikace [35]. Molekulární struktura želatiny je znázorněna viz Obrázek 5.



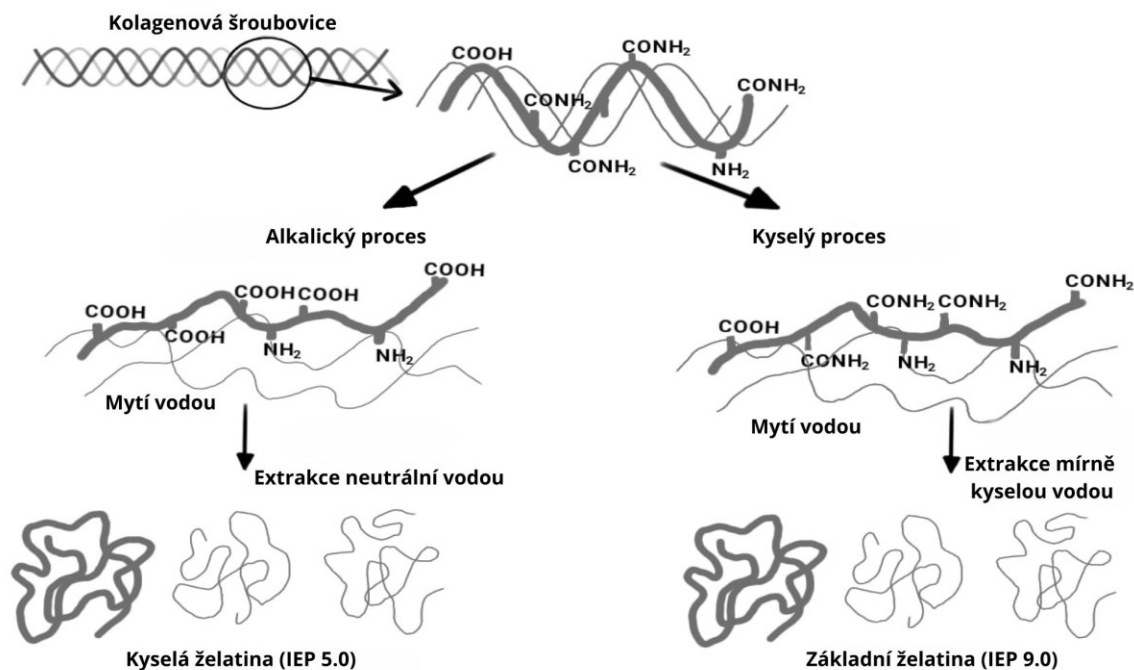
Obrázek 5: Molekulární struktura želatiny

(Zdroj: VISHWESHWARAN, Muralidaran a SUJATHA, Evangelin Ramani. *Geotechnical Investigation of Gelatin Biopolymer on Cohesive Soils*. Online. *Sustainability*. 2023, roč. 15, č. 3. ISSN 2071-1050. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/su15032041>. [cit. 2025-04-28].)

Želatina vykazuje biologickou rozložitelnost, nízkou toxicitu a hypoalergenní charakter, což ji činí bezpečnou pro medicínské i potravinářské využití [35]. Rozlišují se dva hlavní typy:

- Typ A: Získává se kyselou hydrolýzou s izoelektrickým bodem (IEP) kolem 9,0.
- Typ B: Produkován alkalickou nebo enzymatickou hydrolýzou.

Tyto metody extrakce jsou schematicky zobrazeny viz Obrázek 6. Rozdílné chemické vlastnosti obou typů určují jejich specifické aplikace [34].



Obrázek 6: Dvě metody extrakce želatiny z tkání obsahujících kolagen

(Zdroj: upraveno podle SAID, Nurul Saadah a SARBON, Norizah Mhd. *Physical and Mechanical Characteristics of Gelatin-Based Films as a Potential Food Packaging Material: A Review*. Online. *Membranes*. 2022, roč. 12, č. 5. ISSN 2077-0375. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/membranes12050442>. [cit. 2025-04-28].)

Přes široké využití má želatina určité nevýhody, jako jsou:

- omezené mechanické vlastnosti,
- nízká tepelná stabilita,
- vyšší rychlost degradace.

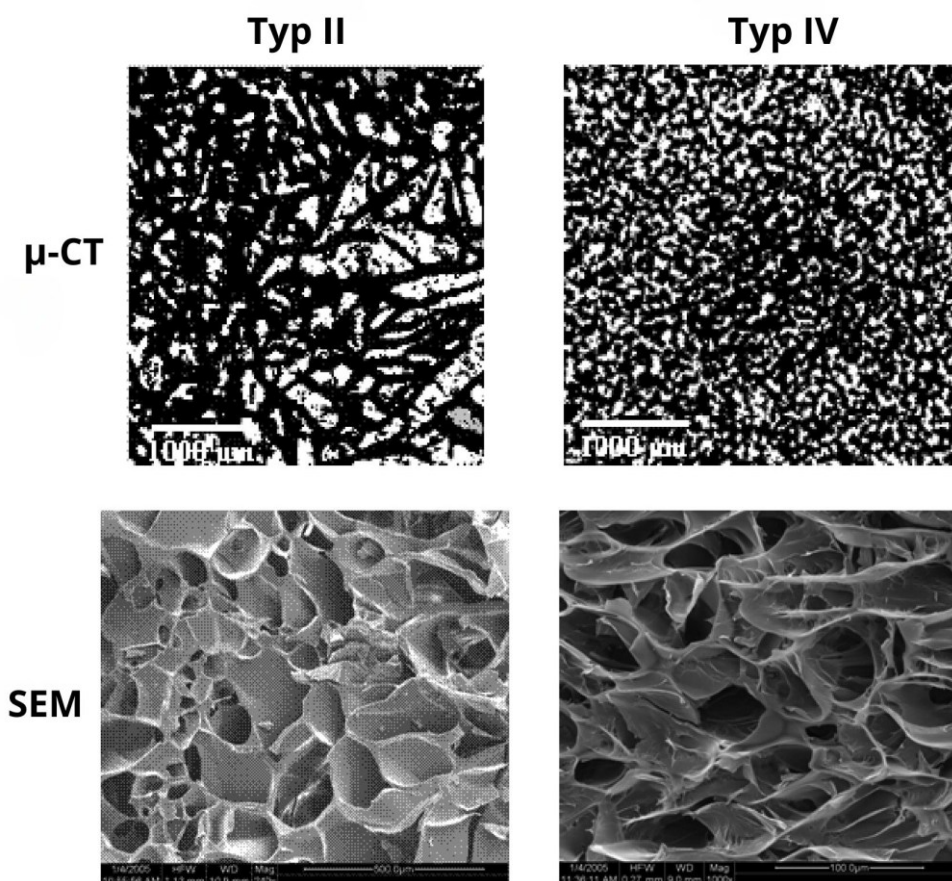
Což ji může činit v některých aplikacích jako nevhodnou [34].

Tyto nedostatky lze zmírnit modifikacemi (např. zesíťováním) nebo kombinací s jinými materiály (např. nanočásticemi, polysacharidy) [36-38].

Želatina jako hydrogel

Želatina jako hydrogel se jeví jako slibný materiál v oblasti regenerativní medicíny a tkáňového inženýrství [39]. Její vynikající biokompatibilita a biodegradabilita zajišťují bezpečnost pro *in vivo* aplikace a přirozený rozklad v organismu [35]. Klíčovou výhodou je strukturní podobnost želatinového hydrogelu s extracelulární matricí (ECM), která podporuje buněčný růst a usnadňuje regeneraci tkání [39]. Rozdíly ve vnitřní struktuře

hydrogelu v závislosti na podmínkách chlazení (např. teplotní gradient) jsou znázorněny viz Obrázek 7 – tyto variace významně ovlivňují mechanické i biologické vlastnosti materiálu.



Obrázek 7: Snímky želatiny typu IV (rychle chlazené) a typu II (pomalu chlazené) pořízené pomocí mikroCT a skenovací elektronové mikroskopie (SEM). Měřítko odpovídají 1000 μm ($\mu\text{-CT}$) a 100 a 500 μm (SEM).

(Zdroj: VAN VLIERBERGHE, Sandra; CNUDE, Veerle; DUBRUEL, Peter; MASSCHAELE, Bert; COSIJNS, An et al. *Porous Gelatin Hydrogels: 1. Cryogenic Formation and Structure Analysis*. Online. *Biomacromolecules*. 2007, roč. 8, č. 2, s. 331-337. ISSN 1525-7797. Dostupné z: <https://doi.org/10.1021/bm060684o>. [cit. 2025-04-29].)

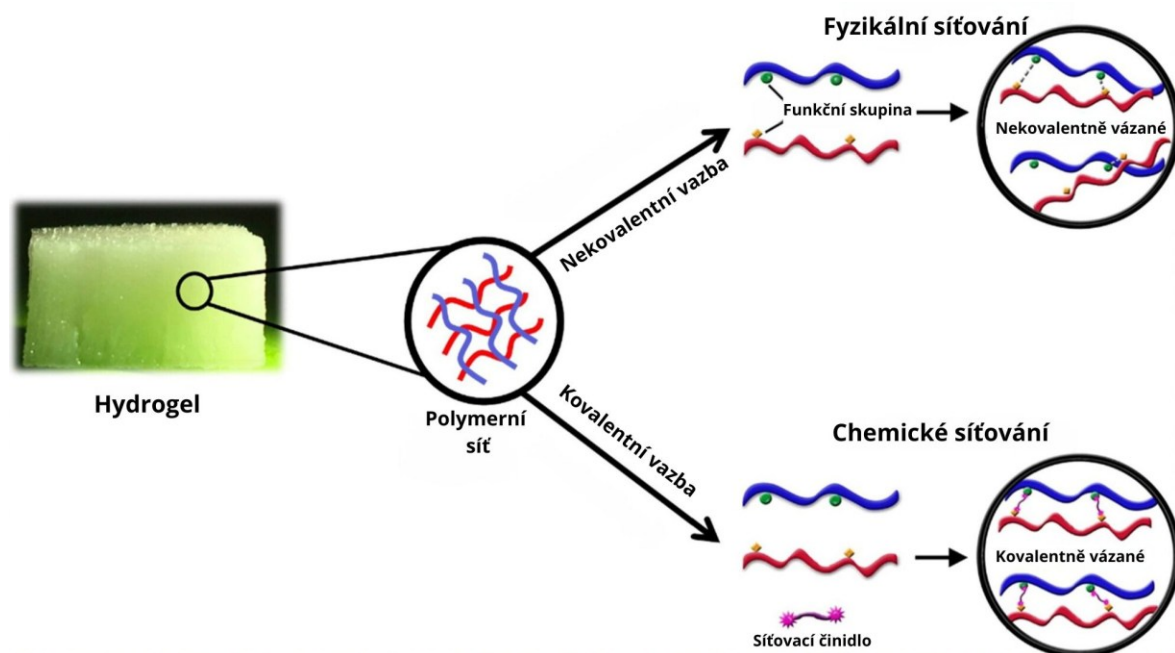
Hlavní výzvy a řešení:

Nízká mechanická stabilita: Omezuje využití pro podporu buněčného růstu [35]. K překonání tohoto nedostatku se používají metody síťování [36, 37]:

- **Fyzikální síťování:** Stabilizace vodíkovými vazbami (nízká pevnost, ale vysoká biokompatibilita [36]).

- **Chemické síťování:** Tvorba kovalentních vazeb (vyšší pevnost, ale riziko toxicity z reziduálních činidel) [36].
- **Enzymatické síťování:** Šetrný proces zachovávající biologickou aktivitu (např. transglutaminázou) [36].

Schéma těchto typů vazeb je uvedeno viz Obrázek 8.



Obrázek 8: Schématické znázornění typů vazeb při fyzikálním a chemickém síťování

(Zdroj: upraveno podle AZMIR, Mohammed Syed Nurul Azam; MONI, Md. Noyon; GOBETTI, Anna; RAMORINO, Giorgio a DEY, Kamol. *Advances in modulating mechanical properties of gelatin-based hydrogel in tissue engineering*. Online. *International Journal of Polymeric Materials and Polymeric Biomaterials*. 2025, roč. 74, č. 3, s. 215-250. ISSN 0091-4037. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/00914037.2024.2330420>. [cit. 2025-04-29].)

Hydrogel z želatiny se využívá k regeneraci různých typů tkáně, včetně kostní, chrupavkové, srdeční, kožní a nervové tkáně [39]. Kombinace s materiály jako chitosan, alginát nebo nano-hydroxyapatit zvyšuje mechanickou stabilitu skafold a umožňuje injektovatelné aplikace i v obtížně dostupných oblastech [36, 37, 39].

Funkce nosiče bioaktivních látek:

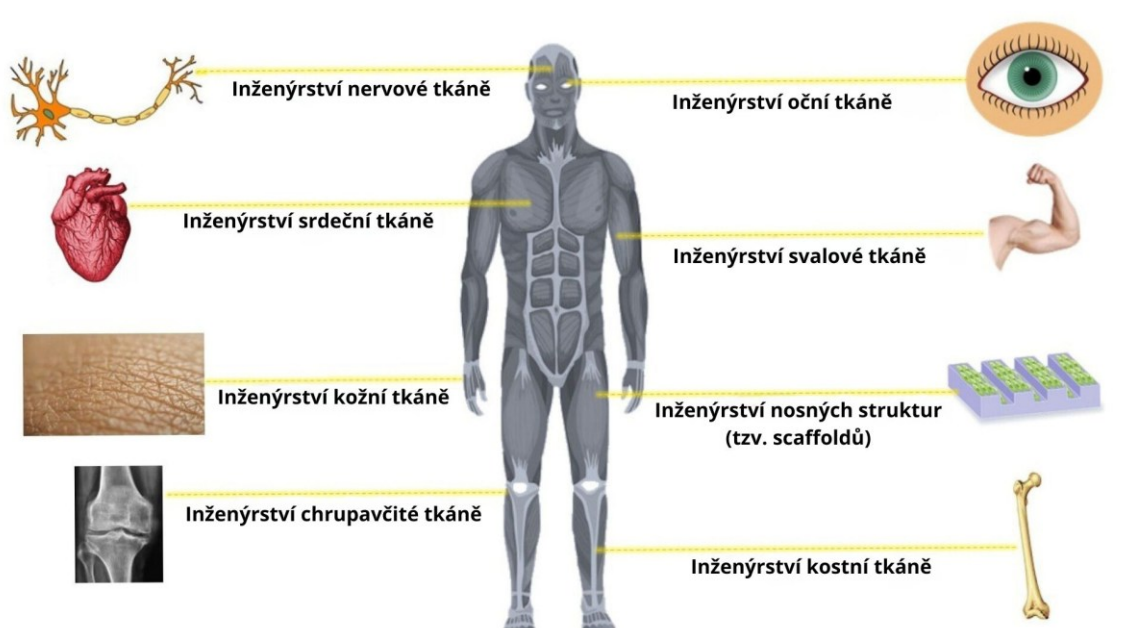
Hydrogely umožňují kontrolované uvolňování léčiv, proteinů nebo genových terapií, což je klíčové pro personalizovanou medicínu. Například systém s dvojítmým uvolňováním (např. dexamethason + TGF- β 3) synchronizuje protizánětlivé a regenerační procesy [36, 39].

Perspektivy:

Pokračující výzkum se zaměřuje na:

- Modulaci poréznosti a degrační kinetiky pomocí 3D biotisku.
- Vývoj fotopolymerizovatelných hydrogelů pro *in situ* tvorbu scaffoldů.
- Integraci inteligentních vlastností (např. pH-responsivita pro cílenou léčbu nádorů) [35, 39].

Přehled aplikací želatinového hydrogelu v tkáňovém inženýrství je znázorněn viz Obrázek 9.



Obrázek 9: Využití želatinového hydrogelu v široké škále aplikací tkáňového inženýrství

(Zdroj: upraveno podle AZMIR, Mohammed Syed Nurul Azam; MONI, Md. Noyon; GOBETTI, Anna; RAMORINO, Giorgio a DEY, Kamol. *Advances in modulating mechanical properties of gelatin-based hydrogel in tissue engineering*. Online. *International Journal of Polymeric Materials and Polymeric Biomaterials*. 2025, roč. 74, č. 3, s. 215-250. ISSN 0091-4037. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/00914037.2024.2330420>. [cit. 2025-04-29].)

2 BOTNÁNÍ

Botnání se týká změny objemu gelu, protože absorbuje kompatibilní rozpouštědlo, jako je například voda (H_2O). Tento proces je možný díky tomu, že pevná složka hydrogelu, obvykle tvořená polymerní sítí, má kombinaci elastických a hydrofilních vlastností k vodě. Tyto vlastnosti umožňují gelu absorbovat dostatečné množství vody, čímž dochází ke zvětšení jeho objemu (vizuální znázornění viz Obrázek 10). Zároveň však vytvářejí elastické napětí v síťovaných polymerních řetězcích, které zabraňuje jejich úplnému rozpuštění [40].



Obrázek 10: Ilustrace různých fází nabotnání superabsorpčního gelu prodáváného jako dětská hračka Orbeez™, znázorňující stav v rovnováze s typickými vnitřními podmínkami vlevo a zcela nabotnalý stav po ponoření do vody na několik hodin vpravo.

(Zdroj: WEBBER, Joseph J. a WORSTER, M. Grae. *A linear-elastic-nonlinear-swelling theory for hydrogels. Part 1. Modelling of super-absorbent gels*. Online. *Journal of Fluid Mechanics*. 2023, roč. 960. ISSN 0022-1120. Dostupné z: <https://doi.org/10.1017/jfm.2023.200>. [cit. 2024-10-28].)

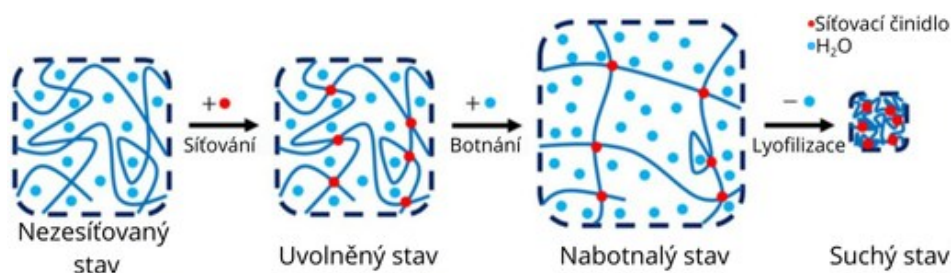
2.1 Mechanismus botnání biopolymerů

Botnání biopolymerů je komplexní proces probíhající na molekulární úrovni při kontaktu polymerní sítě s rozpouštědlem. Molekuly vody difundují do polymerní sítě a interagují s polárními skupinami polymeru [41]. Tento děj je řízen osmotickým tlakem, který způsobuje rozpínání gelu. Voda interaguje s funkčními skupinami, jako jsou hydroxylové a karboxylové, čímž dochází k oddalování polymerních řetězců a expanzi sítě [42].

Tento jev je umožněn kombinací elastických a hydrofilních vlastností pevné složky hydrogelu, která je tvořena síťovanou polymerní strukturou. Hydrofilní skupiny v polymerní síti přitahují molekuly vody, zatímco elastické síly brání jejímu nekontrolovanému rozpínání.

Mechanismus těchto změn je znázorněn viz Obrázek 11, který schematicky popisuje průběh botnání – od počátečního nezesíťovaného stavu až po rovnovážné botnání a následné sušení pro stanovení objemové frakce polymeru.

S rozšiřováním sítě začínají elastické síly působit proti osmotickému tlaku. Jakmile dojde k vyrovnání těchto sil, nastává rovnovážné botnění a další expanze se zastaví [41]. Rovnovážný stav je ovlivněn složením hydrogelu, stupněm zesítení a přítomností iontů [42, 43]. Mechanismus botnění je tedy výsledkem vzájemné interakce mezi rozpouštědlem a polymerní sítí, elastickými vlastnostmi polymerních řetězců a silovou rovnováhou v gelu [44].



Obrázek 11: Schéma znázorňuje klíčové změny stavu při botnění hydrogelu. V počátečním stavu bez zesítení nejsou polymerní řetězce vzájemně propojeny, a proto mezi nimi nepůsobí žádné vnitřní síly. Proces zesítení vede ke vzniku uvolněného stavu, za předpokladu, že nedochází ke změně objemové frakce polymeru. Následné přidání nadbytku rozpouštědla způsobí botnění polymerní sítě až do dosažení rovnovážného stavu volné energie. Pro přesné stanovení objemové frakce polymeru se využívá závěrečný krok sušení, který umožňuje přesné změření hmotnosti a objemu vysušené polymerní sítě.

(zdroj: upraveno dle RICHBOURG, Nathan R. a PEPPAS, Nicholas A. *The swollen polymer network hypothesis: Quantitative models of hydrogel swelling, stiffness, and solute transport*. Online. *Progress in Polymer Science*. 2020, roč. 105. ISSN 00796700. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.progpolymsci.2020.101243>. [cit. 2024-10-27].)

2.2 Faktory ovlivňující botnění

Botnění hydrogelů je složitý proces, který může být ovlivněn řadou faktorů. Tyto faktory lze rozdělit na vnější a vnitřní, přičemž každý z nich hraje významnou roli v chování a vlastnostech gelu.

2.2.1 Vnější faktory

Teplota: Různé typy hydrogelů vykazují specifické chování v závislosti na teplotě. Například hydrogely s nižší kritickou teplotou rozpustnosti (LCST) se rozpínají při teplotách pod LCST a zahušťují (dochází k jejich smrštění) při teplotách nad touto hranicí [42].

pH: Úroveň okolního pH ovlivňuje stupeň ionizace funkčních skupin přítomných v polymerní síti hydrogelu. Tato změna může vést ke zvýšení hydrofilnosti, což vyvolává

výrazné botnání, nebo naopak ke zhuštění. Kyselé či zásadité podmínky navíc ovlivňují celkové elektrické nabití polymeru, čímž se mění chování gelu [45].

Iontová síla: Koncentrace iontů v okolním prostředí ovlivňuje interakce mezi ionty a ionizovatelnými bočními skupinami polymerního řetězce. Například přítomnost sodných iontů může neutralizovat odpuzivé síly mezi záporně nabitými skupinami, což vede k desvaci (dehydrataci) gelu [46].

Složení rozpouštědla: Změna složení rozpouštědla může ovlivnit kritickou teplotu rozpustnosti (LCST) a tím i samotné botnání. Například směsi vody a alkoholu mohou způsobit dehydrataci hydrogelu, a to i přesto, že obě složky samostatně podporují botnání [43].

2.2.2 Vnitřní faktory

Struktura biopolymeru: Uspořádání polymerních řetězců v prostoru a jejich geometrie ovlivňují schopnost gelu absorbovat vodu. Různé strukturní konfigurace mohou vykazovat odlišné reakce na vnější podněty [42].

Složení a přítomnost různých funkčních skupin: Funkční skupiny přítomné v polymerním řetězci, jako jsou karboxylové nebo aminoskupiny, určují interakce s vodou a dalšími molekulami. Tyto interakce ovlivňují míru hydratace i stabilitu gelu [41, 44].

2.2.3 Interakce faktorů

Kombinace vnějších a vnitřních faktorů významně ovlivňuje rychlost a míru botnání hydrogelů. Například teplota může rychle vyvolat změny v objemu gelu, což je zásadní pro aplikace, jako je řízené uvolňování léčiv. Současně vnitřní struktura polymeru a přítomnost specifických funkčních skupin určují, jak hydrogel reaguje na tyto vnější podněty. Tyto interakce a komplexní chování hydrogelů činí výzkum v této oblasti klíčovým pro vývoj nových materiálů a jejich uplatnění v biomedicínských zařízeních, senzorech a systémech pro kontrolované uvolňování účinných látek [43, 46].

2.3 Stavová rovnováha v procesu botnání

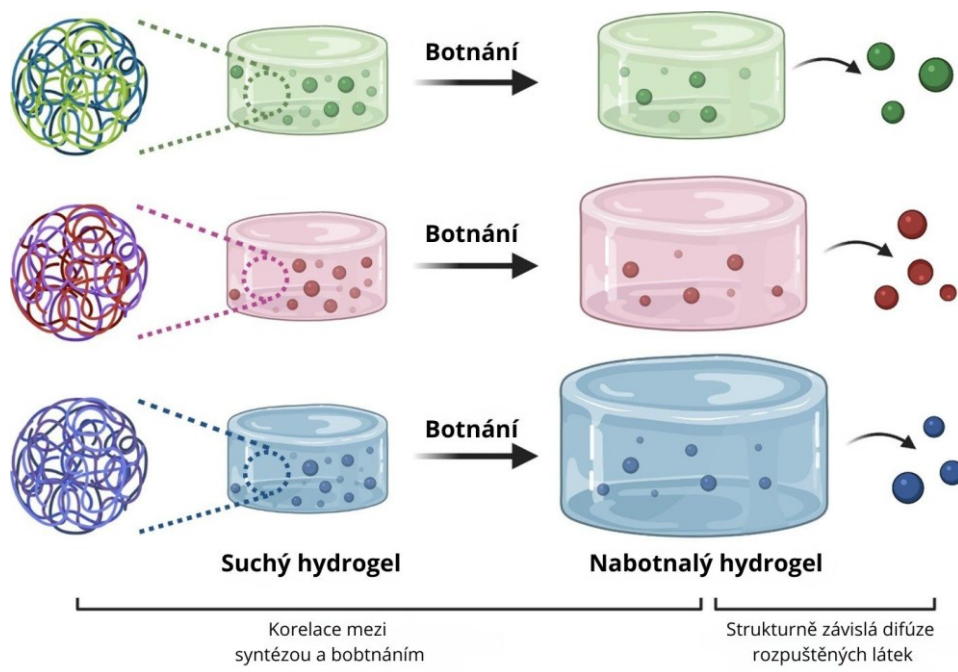
Rovnovážný stav botnání lze rozdělit do dvou fází – rovnovážné a kinetické. Rovnovážné botnání nastává tehdy, když se vyrovnají koncentrace iontů mezi hydrogelem a okolním roztokem. Proces se následně zpomaluje v důsledku působení elektrostatických sil a omezené difuze [45, 47].

Naopak kinetické botnání představuje rychlé objemové změny, k nimž dochází během přechodů mezi různými hodnotami pH. Tento proces je řízen difuzí, iontovou koncentrací a mechanickými vlastnostmi materiálu [45].

2.4 Kinetika botnání

Proces absorpce rozpouštědla biopolymerem lze popsat pomocí Fickových zákonů difuze. První Fickův zákon popisuje tok rozpouštědla na základě koncentračního gradientu, zatímco druhý zákon modeluje časovou změnu koncentrace rozpouštědla uvnitř polymerní matrice [48, 49].

V počáteční fázi dochází k rychlé absorpci, která se postupně zpomaluje s blížícím se nasycením. Vztah mezi syntézou hydrogelů, procesem botnání a difuzí rozpuštěných látek v závislosti na struktuře materiálu je znázorněn viz Obrázek 12. Tento přehled ilustruje komplexitu interakcí, které ovlivňují transportní chování polymerní sítě. Pokročilé modely zohledňují proměnlivý difuzní koeficient nebo strukturální změny polymerní matrice [49, 50].



Obrázek 12: Korelace mezi syntézou hydrogelů, jejich botnáním a strukturálně závislou difuzí rozpuštěných látek.

(Zdroj: upraveno podle CHEN, Wei a TAO, Wei. *Precise control of the structure of synthetic hydrogel networks for precision medicine applications*. Online. Matter. 2022, roč. 5, č. 1, s. 18-19. ISSN 25902385. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.matt.2021.12.007>. [cit. 2025-04-29].)

2.5 Experimentální měření botnání

Experimentální metody pro měření botnání zahrnují různé techniky, které poskytují informace o změnách objemu, absorpci rozpouštědla a mikrostrukturních změnách materiálu. Vedle váhových metod, které sledují kvantitativní změny hmotnosti, jsou pro analýzu prostorových a strukturálních vlastností klíčové také optické a rentgenové metody [49].

2.5.1 Váhová metoda

Váhové metody jsou jednou z nejběžnějších metod pro studium botnání. Sledováním změn hmotnosti vzorku během vystavení vlhkosti lze odhadnout množství absorbované rozpouštědla, což přímo souvisí se zvětšením objemu materiálu. Tato technika je jednoduchá a poskytuje kvantitativní údaje o rychlosti absorpce, avšak neposkytuje detailní informace o prostorových změnách v materiálu [49, 51, 52].

2.5.2 Optická metoda

Optické metody, například mikroskopie, umožňují sledování povrchových změn a deformací vzorku. Pomocí těchto technik lze analyzovat lokální změny tvaru a objemu materiálu na mikroskopické úrovni. Jejich nevýhodou je však omezená schopnost zachytit změny v hloubce materiálu [51, 52].

2.5.3 Rentgenová tomografie (X-ray CT)

Rentgenová výpočetní tomografie (X-ray CT) je pokročilá zobrazovací metoda, která poskytuje detailní trojrozměrné (3D) zobrazení vnitřní struktury vzorku. Umožňuje sledovat mikrostrukturní změny, jako je agregace nebo redistribuce složek během botnání. Tato metoda je velmi účinná pro analýzu dynamiky struktury v čase [51, 52].

2.5.4 Objemová metoda

Objemové metody se zaměřují na měření změn celkového objemu vzorku při kontaktu s rozpouštědlem. Typicky zahrnují sledování výšky nebo objemu materiálu v měřicí nádobě před a po aplikaci rozpouštědla. V důsledku absorpce dochází ke zvětšení objemu (botnání), které lze přesně kvantifikovat [51, 52].

3 KINETICKÉ MODELÝ PRO MATEMATICKÝ POPIS BOTNÁNÍ

Chování hydrogelů během bobtnání je ovlivňováno faktory, jako je absorpce vody, difuze rozpuštěných látek a degradace nebo eroze materiálu [53, 54]. Pro lepší pochopení bobtnání a zjednodušení jeho modelování byly vyvinuty matematické modely, které lze rozdělit podle různých aspektů, například fyzikálně-chemických vlastností. Disoluční profil představuje významný parametr a je popisován modely, které zohledňují procesy difuze a eroze. Nejčastěji používané modely k popisu bobtnání jsou kinetické, empirické a semiempirické [53].

Cílem studia bobtnání hydrogelu je řízené pohlcování vody tak, aby byla zachována stabilní koncentrace vody uvnitř materiálu. Z tohoto důvodu dochází zpočátku k rychlé absorpci vody pro dosažení požadované koncentrace, po níž se absorpce zpomaluje, aby hydrogel tuto koncentraci udržel.

Vývoj matematického modelování je klíčový, protože umožňuje předpovědět chování systému před samotnou formulací. Úspěšné modelování vyžaduje hluboké porozumění všem procesům spojeným s bobtnáním a představuje zásadní nástroj pro optimalizaci receptur. Matematický model tedy slouží jako prediktivní nástroj pro identifikaci rozhodujících jevů v kinetice uvolňování [53].

Nejčastěji používané kinetické modely jsou: model nultého řádu, model prvního řádu, model Weibull, model Higuchi, Ritger-Peppas/Korsemeyer-Peppas model.

3.1 Model nultého řádu

Model absorpce vody nultého řádu je nejjednodušší matematický přístup, definovaný rovnicí (1):

$$Q_t = Q_0 + K_0 t \quad (1)$$

Kde:

- Q_t je množství absorbované vody v čase t
- Q_0 je počáteční množství vody (často rovno nule)
- K_0 je konstanta rychlosti absorpce nultého řádu

Tento model předpokládá, že rychlost absorpce je konstantní a nezávislá na koncentraci vody [53, 55]. Používá se zejména pro materiály s vysokou propustností pro vodu, kdy koncentrace vody v hydrogelu zůstává v krátkém čase téměř konstantní.

Model však nezohledňuje komplexní interakce, které mohou během bobtnání nastat. Jeho využití je tedy omezeno na specifické podmínky a je často kombinován s jinými modely pro dosažení přesnějších výsledků [53, 56].

3.2 Model prvního řádu

Model prvního řádu se široce používá ve farmacii nebo agronomii [53, 56, 57]. Je kvantitativně popsán rovnicí (2), kde Q_t bylo množství absorbované vody v čase t a k_l byla rychlostní konstanta prvního řádu. Úpravou této rovnice byla získána závislost absorbované vody na čase [53, 55]. (3)

$$\frac{dC}{dt} = -Kt \quad (2)$$

$$\log C_t = \log C_0 - Kt/2,303 \quad (3)$$

Studie potvrdily, že model prvního řádu je vhodný pro popis uvolňování živin z hnojiv, například dusíku z organických polymerem potažených hnojiv. Sklovitá hnojiva rovněž vykazují uvolňování podle tohoto modelu, což je činí vhodnými pro ekologické využití [53, 57].

U liposomů byl model prvního řádu aplikován na uvolňování léčiv, například jodidu z egg PC-liposomů, kde byla zjištěna souvislost permeability s pH. Další studie potvrdily význam tohoto modelu i pro popis přenosu léků z liposomů [55].

Model prvního řádu je tedy klíčový pro pochopení mechanismů uvolňování v lékařství i zemědělství. Je tedy předpoklad, že by se tento model dal použít i při modelaci a při pomoci pochopení botnání.

3.3 Model Weibull

Weibullův model je empirická rovnice, původně popsána v roce 1951, která je široce využívána k analýze disolučních a uvolňovacích procesů léčiv. Rovnice (4) kvantitativně popisuje množství účinné látky uvolněné v čase Q_t , přičemž zahrnuje parametry definující časovou osu procesu a , tvar disoluční křivky b nebo N , a případně časový interval před zahájením procesu T [53, 55-57]:

$$Q_t = Q_0 \left[1 - \exp \frac{-(t-T)^b}{a} \right] \quad (4)$$

Matematická podoba rovnice zahrnuje funkci exponenciálního typu, která umožňuje popsat různé průběhy křivek. Parametr b (nebo N) určuje tvar křivky (viz Tabulka 2):

Tabulka 2: Tabulka parametru b charakteristiky křivky pro Weibull model

Parametr b	Charakteristika křivky
$b = 1$	Exponencionální tvar
$b > 1$	Singamoidní tvar s charakteristickým zakřivením a inflexním bodem
$b < 1$	Parabolický tvar s výrazným počátečním sklonem

(zdroj: upraveno podle [58])

Weibullův model je vhodný především pro porovnávání uvolňovacích profilů léčiv z matricových systémů, například tablet s řízeným uvolňováním [55, 57]. Rovnice je statistická a čistě empirická, což znamená, že neposkytuje kinetický základ ani fyzikální interpretaci procesů. Tento fakt omezuje její schopnost popisovat korelace mezi laboratorními a biologickými daty [53, 56].

Navzdory těmto omezením model nachází využití v různých aplikacích, například při analýze kinetiky uvolňování hnojiv nebo léčivých látek z liposomů a matricových tablet. Weibullův model často poskytuje lepší shodu s experimentálními daty než jiné modely, což z něj činí důležitý nástroj ve farmaceutickém výzkumu a vývoji [53, 55].

Je však důležité poznamenat, že Weibullův model může být aplikován pouze na určité typy křivek získaných při disolučních testech, což omezuje jeho univerzálnost [56].

3.4 Model Higuchi

Model Higuchi popisuje uvolňování léčivých látek a živin z matricových systémů, přičemž byl původně navržen pro plánární systémy a později rozšířen pro různé geometrické a porézní struktury. Tento model je aplikovatelný pro uvolňování z nízko vodorozpustných i rozpustných hnojiv v pevných nebo polotuhých matricích [53, 55].

Model Higuchi vychází z šesti základních předpokladů. Patří sem, že počáteční koncentrace živiny v matici je vyšší než její rozpustnost, difuze probíhá pouze v jednom rozměru, velikost částic je mnohem menší než tloušťka systému, botnání a rozpouštění matrice jsou

zanedbatelné, difúze je konstantní a podmínky uvolňování jsou ideální [53, 55]. Matematicky lze Higuchiho model vyjádřit následujícími rovnicemi (5 a 6):

$$Q_t = S\sqrt{K_D(2c_0 - c_s)c_{st}} \quad (5)$$

kde Q_t představuje množství uvolněné látky v čase t , S je plocha, K_D je difuzní koeficient, c_0 je počáteční koncentrace, c_s je rovnovážná koncentrace a c_t je koncentrace v čase t . Dále se model zjednodušeně vyjadřuje jako rovnice (6):

$$Q_t = K_H\sqrt{t} \quad (6)$$

kde K_H je Higuchiho konstanta [56].

Higuchiho model je zjednodušeně vyjádřen jako funkce závislá na druhé odmocnině času, což představuje lineární vztah. Tento model byl původně zamýšlen k analýze uvolňování léčiv z mastí, avšak s drobnými modifikacemi je také úspěšně aplikován na další typy lékových forem [56].

Vědecké studie ukazují, že Higuchiho model je účinný při analýze kinetiky uvolňování různých látek, včetně hnojiv a polymerových mikrokapslí, a to zejména v případech, kdy je dominantním mechanismem difuze [53, 55]. Tento model tedy hraje klíčovou roli v oblasti farmaceutické a agronomické vědy, umožňující předpovědět chování a účinnost formulací léčiv a hnojiv.

3.5 Ritger–Peppas nebo Korsmeyer–Peppas Model

Ritger-Peppas model, známý také jako Korsmeyer-Peppas model, je jedním z nejpoužívanějších nástrojů pro popis uvolňování léčiv z polymerních systémů. Tento model byl vyvinut v roce 1983 skupinou autorů, včetně Korsmeyera, Gurnyho, Doelkera, Burí a Peppase, jako semi-empirický model, který popisuje množství uvolněného léčiva v závislosti na čase. Základní rovnice tohoto modelu je vyjádřena jako (7):

$$\frac{M_t}{M_\infty} = kt^n \quad (7)$$

Kde množství uvolněného léčiva (absorbované vody v případě botnání) bylo definováno jako podíl M/M za čas t , k bylo specifikováno jako konstanta pro daný model

a exponent uvolnění (absorbování) n byl použit k určení mechanismu uvolňování (absorbování) [54, 56].

Podle Peppase (1985) se hodnota exponentu n používá k charakterizaci mechanismů uvolňování. Pro hodnotu $n = 0,5$ je mechanismus uvolnění definován jako Fickova difúze. Pokud je n mezi 0,5 a 1,0, jedná se o anomální transport, což znamená, že uvolňování je ovlivněno jak difúzí, tak relaxací nebo erozí polymeru [57].

Mechanismy uvolňování podle hodnoty exponentu n jsou shrnuty viz Tabulka 3:

Tabulka 3: Interpretace mechanismů botnění podle Peppas modelu na základě koeficientu n

Exponent absorbování n	Mechanismus transportu vody	Rychlost jako funkce času t	Popis
$n < 0,5$	Quasi-Fickovská difúze	t^n	Botnění bylo řízeno difúzí, ale rychlost absorbování byla menší než u Fickovské difúze.
0,5	Fickova difúze	$t^{0,5}$	Botnění vzorku bylo řízeno čistě difúzí, a to podle Fickových zákonů.
$0,5 < n < 1,0$	Anomální transport	t^{n-1}	Uvolňování bylo řízeno jak difúzí, tak relaxací/erozí.
1,0	Case II transport	Nezávislé na čase – model nultého řádu	Rychlost botnění byla konstantní a nezávislá na čase, často dosažená povrchovou erozí.
Vyšší než 1,0	Super Case II transport	t^{n-1}	Bylo určeno, že šlo o vysoce nabotnalé systémy, kde dominovala relaxace nebo eroze daného hydrogelu.

(zdroj: upraveno podle [59])

V případě, že se uvolnění léčiva řídí mechanismem, který je v souladu s Fickovým zákonem, rychlost uvolnění je přímo úměrná druhé mocnině času, což se odráží v hodnotě exponentu

n [54]. Naproti tomu, u anomálního transportu a dalších mechanismů se rychlost uvolnění mění a je závislá na kombinaci procesů, což vyžaduje podrobnější analýzu pro správné určení chování systému [56].

Model Ritger-Peppas se ukazuje jako cenný nástroj pro farmaceutický výzkum, protože umožňuje predikci chování lékových forem v těle a může být použit pro optimalizaci formulací léčiv s cílem dosáhnout požadovaných farmakokinetických vlastností. Jeho aplikace zahrnuje analýzu in vitro i in vivo, což přispívá k vývoji nových a efektivních léčivých systémů [53].

4 APLIKACE

Tato kapitola se zaměřuje na aplikace želatiny, síťovadel a fenoménu botnání v různých průmyslových odvětvích, jako je potravinářství, farmacie, kosmetika a další. Jsou zde popsány jejich funkce, výhody a konkrétní příklady využití v praxi, včetně významu botnání jako klíčové vlastnosti těchto materiálů.

4.1 Aplikace botnání

Botnání, tedy schopnost materiálů absorbovat vodu a zvětšovat svůj objem, nachází široké uplatnění v oblastech, jako jsou zemědělství, ekologie, čisticí chemie, kosmetika a farmacie.

V zemědělství se botnání využívá zejména u hydrogelů, které zlepšují vodní kapacitu půdy. Tím napomáhají rostlinám přežít období sucha a podporují jejich růst. Tyto materiály mohou také fungovat jako nosiče hnojiv, čímž zajišťují jejich pomalé a rovnoměrné uvolňování do půdy [60-66]. V oblasti biodegradace se botnající materiály využívají v biodegradabilních kompozitech, které se po aplikaci v půdě postupně rozkládají, a tím minimalizují dlouhodobý ekologický dopad [64-66].

V čisticí chemii se botnání uplatňuje při optimalizaci čisticích procesů, například v mycích prostředcích, kde objemové zvětšení materiálů napomáhá účinnějšímu odstranění usazenin [63].

V kosmetice a farmacii nachází botnání uplatnění v krémech, gelech a plet'ových maskách, kde podporuje hydratační účinek a zlepšuje vstřebávání účinných látek do pokožky. V oblasti farmacie se hydrogelové nosiče využívají ke kontrolovanému uvolňování léčiv, což umožňuje jejich postupné a efektivní dávkování v těle. Zároveň mohou sloužit jako efektivní obvaz při popáleninách nebo jiných poraněních [67, 68].

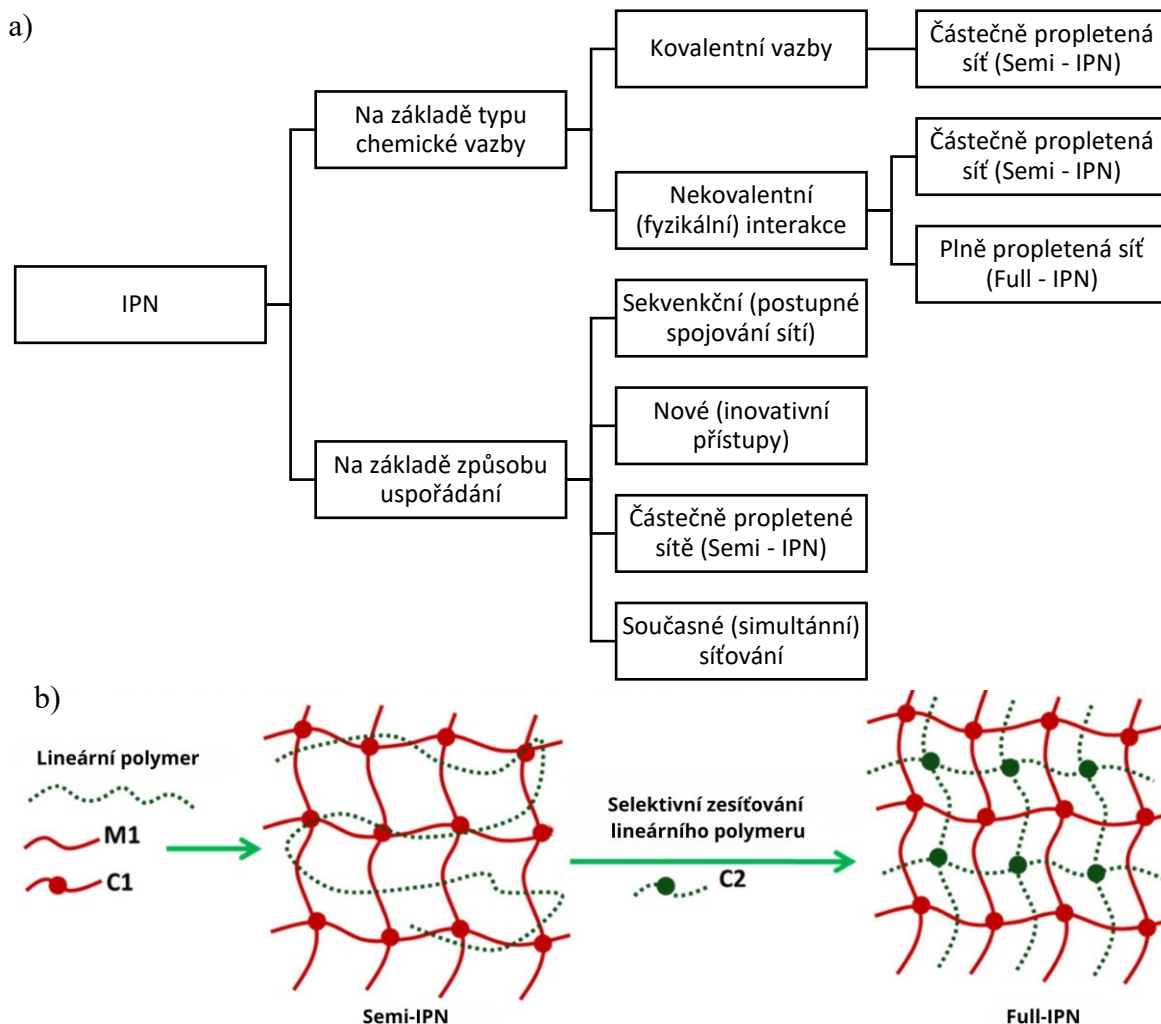
4.2 Aplikace síťovadla

Síťovadla (crosslinkery) jsou klíčové látky v chemii polymerů, které zásadně zlepšují mechanické, chemické a tepelné vlastnosti materiálů. Proces síťování, při němž dochází k propojení polymerních řetězců, vede k vytvoření stabilních trojrozměrných struktur. Tyto struktury materiál zpevňují a zároveň zvyšují jeho odolnost vůči teplotním výkyvům, chemickým látkám a mechanickému namáhání.

Síťovadla se široce uplatňují při výrobě elastomerů, povlaků, nátěrů, polymerních filmů a recyklovatelných materiálů [54, 60-62, 69-72]. V těchto aplikacích zajišťují zvýšenou

odolnost materiálů vůči vnějším vlivům, jako jsou teplota, UV záření či chemikálie. Důležitou roli hrají také ve vývoji samouzdravujících materiálů, kde reverzibilní síťování umožňuje regeneraci vlastností materiálu po jeho poškození – například u ochranných vrstev a nátěrů.

Obrázek 13 znázorňuje princip vzniku různých typů interpenetrovaných polymerních sítí (IPN), které ilustrují rozdíl mezi plně a částečně síťovanými strukturami. V plně interpenetrované síti (full-IPN) jsou oba polymery síťovány a vzájemně propojeny, zatímco v polointerpenetrované síti (semi-IPN) je síťovaný pouze jeden polymer, druhý zůstává lineární. Tento koncept je zásadní pro dosažení specifických mechanických a chemických vlastností výsledného materiálu.



Obrázek 13: (a) Schématické znázornění typů interpenetrovaných polymerních sítí (IPN); (b) Strategie tvorby semi-IPN a plných IPN, které zahrnují různé přístupy k propojení polymerních řetězců za účelem vytvoření stabilních trojrozměrných struktur s odlišnými mechanickými a chemickými vlastnostmi.

(Zdroj: upraveno podle AZMIR, Mohammed Syed Nurul Azam; MONI, Md. Noyon; GOBETTI, Anna; RAMORINO, Giorgio a DEY, Kamol. *Advances in modulating*

mechanical properties of gelatin-based hydrogel in tissue engineering.
Online. International Journal of Polymeric Materials and Polymeric Biomaterials. 2025,
roč. 74, č. 3, s. 215-250. ISSN 0091-4037. Dostupné
z: <https://doi.org/10.1080/00914037.2024.2330420>. [cit. 2025-04-29].)

Síťovadla se také podílejí na výrobě organogelů a nanomateriálů, které nacházejí využití v kosmetice (např. obličejové masky), farmacii (např. řízené uvolňování léčiv) a biomedicině (např. tkáňové inženýrství), kde fungují jako nosiče aktivních látek či biomolekul[67][68]. V neposlední řadě umožňují vývoj ekologicky šetrných a recyklovatelných materiálů, které lze opakovaně spojit nebo rozpojit, což se uplatňuje například v obalovém průmyslu, elektronice či automobilovém sektoru [54, 60-62, 69-72].

4.3 Aplikace želatiny

Želatina je univerzální materiál s širokým spektrem využití v různých průmyslových odvětvích díky svým jedinečným fyzikálně-chemickým vlastnostem. Je ceněna zejména pro svou schopnost působit jako stabilizátor, zahušťovadlo a hydratační složka, což z ní činí nepostradatelnou surovinu v potravinářství, biomedicině i kosmetickém průmyslu [73].

V potravinářství se želatina používá jako stabilizátor, emulgátor a zahušťovadlo v produktech, jako jsou želé, jogurty a cukrovinky [63, 73].

V biomedicině je želatina uznávána jako vhodný biomateriál pro výrobu obvazů na rány, matric pro implantáty a nosičů léčiv [63, 74].

V kosmetice nachází želatina uplatnění ve výrobcích pro péči o pleť a vlasy, kde přispívá k hydrataci pokožky a zlepšení její struktury [73-75].

II. PRAKTICKÁ ČÁST

5 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

V experimentální části jsou popsány postupy související s přípravou vzorků a metodami použitými pro jejich následnou analýzu. Cílem bylo ověřit chování hydrogelů za definovaných podmínek a získat data potřebná pro hodnocení jejich fyzikálních vlastností.

5.1 příprava vzorků

Hydrogely byly připraveny smícháním želatiny (želatina z vepřové kůže, typ A, prášek, ~300 Bloom; Sigma-Aldrich, USA), destilované vody připravené pomocí zařízení Milli-Q® Simplicity UV (Millipore, nyní Merck, USA) a síťovacího roztoku (roztok síťovadla obsahující funkční skupiny pro efektivní reakci s funkčními skupinami želatiny). Při přípravě byly dodržovány různé hmotnostní poměry síťovadla s cílem dosáhnout odlišné struktury a vlastností výsledných hydrogelů.

5.1.1 Postup přípravy hydrogelových vzorků

Nejprve byl připraven zásobní roztok složený z želatiny a destilované vody v přesně definovaném poměru. Pomocí analytických vah (VWR TA Professional, model: TA 614i; hmotnostní rozsah: 610 g; čitelnost: 0,1 mg; průměr plošiny: 80 mm; linearita: $\pm 0,6$ mg; přesnost: 4 desetinná místa) bylo zváženo 2,1 g želatiny, která byla následně opatrně nasypána do připravené Erlenmeyerovy baňky. K želatině bylo postupně přidáváno 11,4 g předem odvážené destilované vody. Do baňky bylo následně vloženo magnetické míchadlo pro zajištění důkladného promíchání během ohřevu.

Aby se zabránilo úniku vody ve formě páry, bylo hrdlo baňky promazáno a uzavřeno zátkou. Baňka byla umístěna do olejové lázně na magnetickém míchadle s ohřevem (Hei-Tech, Heidolph Instruments, Německo), přičemž byl použit teplotní senzor PT1000. Teplota ohřevu byla nastavena na 70 °C a hladina oleje odpovídala hladině roztoku v baňce. Baňka byla fixována laboratorním držákem, aby se při míchání a ohřevu nepohybovala. Během ohřevu probíhalo automatické míchání.

Roztok byl zahříván po dobu 1,5 hodiny za stálého míchání, aby došlo k úplnému rozpuštění želatiny a vytvoření homogenní směsi. Po uplynutí stanovené doby byla baňka opatrně sejmuta a umístěna na dlaždici ke zchlazení.

Zchladnutý roztok byl následně po 1,35 g odvážen do předem připravených a zvážených vialek. K tomuto množství byla přidána přesně definovaná dávka síťovacího

roztoku pro dosažení požadovaných vlastností vzorku. Celková hmotnost směsi byla upravena přidavkem destilované vody na 2,00 g. Poměr síťovadla byl určen dle specifikací uvedených viz Tabulka 4:

Tabulka 4: Hmotnost želatinového roztoku, síťovacího roztoku a destilované vody

Název vzorku	Želatinový roztok [g]	Síťovadlo [μ l]	Destilovaná voda [μ l]
Vzorek 1/1	1,35	665	x
Vzorek 1/2	1,35	332,5	317,5
Vzorek 1/4	1,35	166,25	483,75
Vzorek 1/8	1,35	83,125	566,875
Vzorek S	1,35	x	665

(Zdroj: Vlastní)

Do každé vialky bylo vloženo magnetické míchadlo, které zajišťovalo rovnoměrné promíchání obsahu. Vialky byly uzavřeny víčkem, aby se zabránilo odparu vody, a vloženy do olejové lázně zahřáté na 35 °C. Roztok byl míchán po dobu 5 minut. Tím byly vytvořeny optimální podmínky pro důkladné homogenizování směsi. Po míchání byly vialky ochlazeny na pokojovou teplotu a následně zajištěny parafilmem pro ochranu obsahu.

Tento postup byl opakován pro každý vzorek. Po přípravě byly vialky uchovávány při pokojové teplotě po dobu 48 hodin, aby došlo k úplnému zasítování gelu.

Po uplynutí této doby byl odstraněn parafilm i víčko a zesítovaný vzorek byl opatrně vyjmut pinzetou, aby nedošlo k jeho poškození. Vzorek byl umístěn na víčko Petriho misky, kde z něj byl pomocí kruhového výsečnicku vyříznut disk o průměru 15 mm. Zbýlý materiál byl vrácen do vialky, pečlivě uzavřen a uložen do chladničky.

5.2 Hodnocení vzorků

Tato část práce se zabývá charakterizací připravených hydrogelových vzorků, zejména jejich schopností absorbovat vodu a jejich transportními vlastnostmi v závislosti na míře zasítování.

5.2.1 Studium kinetiky absorpce vody

Vzorky byly nejprve zváženy a jejich výška byla změřena posuvným měřidlem. Poté byly špachtlí přeneseny do Petriho misek naplněných vodou. Vzorky byly lehce přitlačeny ke dnu, aby zůstaly zcela ponořené a byla zajištěna rovnoměrná absorpce.

Každý vzorek byl umístěn do samostatné Petriho misky, aby se předešlo vzájemnému ovlivnění. V předem stanovených časových intervalech (1, 3, 7, 12, 18, 24, 32, 40, 50, 60, 120, 180 a 240 minut; dále po 24 a 96 hodinách a po 7 dnech) byly vzorky vyjímány, osušené a zváženy. Vážení probíhalo na Petriho misce pro zajištění přesné manipulace.

5.2.2 Studium konečné hmotnosti vzorků po lyofilizaci

Po sedmidenním období botnání byly vzorky zváženy a přeneseny do nových vial. Ty byly vloženy na 24 hodin do mrazáku a následně lyofilizovány pomocí lyofilizátoru CoolSafe 110-4 Pro (LaboGene ApS, Dánsko). Po lyofilizaci byly vzorky opět zváženy za účelem stanovení jejich suché hmotnosti.

5.2.3 Výpočet relativní absorpce $\frac{m_t}{m_{inf}}$

Relativní absorpce byla určena podle rovnice:

$$\frac{m_t}{m_{inf}} \quad (8)$$

kde:

- m_t je hmotnost vzorku v čase t (po odsátí přebytečné vody),
- m_{inf} je maximální hmotnost dosažená vzorkem v prvních 30 minutách měření.

Pro výpočet byly použity pouze hodnoty do 30 minut, neboť v této fázi absorpce probíhá dominantně Fickovský transport, který odpovídá předpokladům Peppasova modelu.

5.2.4 Výpočet difuzního koeficientu D

Efektivní difuzní koeficient vody byl vypočten dle upravené formy Fickova zákona:

$$D = \frac{L \cdot \left(\frac{m_t}{m_{inf}}\right)^n}{2 \cdot t} \quad (9)$$

kde:

- D je difuzní koeficient [cm^2/s],

- L je výška vzorku [mm],
- $\frac{m_t}{m_{inf}}$ jsou relativní absorpční hodnoty (vypočtené dle předchozího oddílu),
- n je expoziční konstanta získaná z logaritmického grafu,
- t je čas měření [s].

Výpočet byl opět omezen na prvních 30 minut experimentu.

5.2.5 Optické vlastnosti hydrogelů

Vzorky byly fotograficky zdokumentovány pro vizuální hodnocení transparentnosti, povrchové struktury a celkového vzhledu. Fotografie byly pořízeny mobilním telefonem iPhone 11 s 12Mpx duálním fotoaparátem. Snímky byly pořizovány za denního rozptýleného světla, bez blesku, z konstantní výšky, tak aby byla zachována srovnatelnost mezi vzorky. K vybraným snímkům bylo přiloženo měřítko pro lepší představu o velikosti.

6 VÝSLEDKY A DISKUZE

Po experimentální části, ve které byly vzorky hydrogelů systematicky sledovány z hlediska hmotnostních změn v čase v důsledku absorpce vody, následuje teoretické zhodnocení tohoto procesu. Cílem studia kinetiky absorpce bylo charakterizovat chování jednotlivých vzorků při kontaktu s vodním prostředím a porovnat vliv různých poměrů síťovacího činidla na rychlost a míru bobtnání.

Celé studium bylo rozděleno do dvou hlavních částí. V praktické části byly vzorky ve stanovených časových intervalech váženy, čímž byly získány časově závislé údaje o přírůstku hmotnosti související s absorpcí vody. Tyto hodnoty představují základní data pro následné modelování. V teoretické části byly naměřené údaje zpracovány pomocí Ritger-Peppasova modelu, který umožňuje odhadnout tzv. difuzní exponent a stanovit mechanismus transportu vody skrz strukturu hydrogelového materiálu.

6.1 Hodnocení kinetiky a absorpce vody

Stupeň botnění (Swelling Degree, SD) je důležitým parametrem popisujícím schopnost hydrogelu absorbovat kapalinu. Byl vypočítán podle vztahu:

$$SD = \frac{W_t - W_d}{W_d} \cdot 100 \quad (10)$$

kde:

- W_t je hmotnost hydrogelu v různých časových intervalech [g],
- W_d je hmotnost lyofilizovaného hydrogelu [g],
- SD je stupeň botnění (degree of swelling) [%].

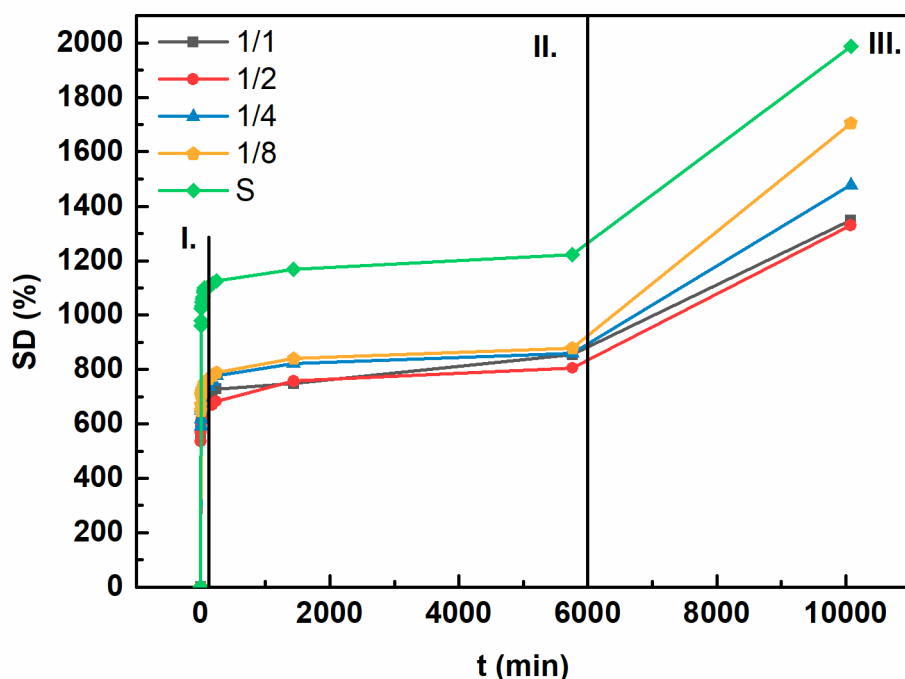
Vývoj stupně botnění v čase je znázorněn viz Obrázek 14, kde jsou uvedeny průměrné hodnoty SD pro jednotlivé poměry síťovadla (1/1, 1/2, 1/4, 1/8) a pro slepý vzorek bez síťovacího činidla. Data potvrzují očekávaný trend – vzorky s vyšším obsahem síťovadla botnají méně. Nejnižších hodnot dosahuje vzorek s poměrem 1/1, zatímco slepý vzorek vykazuje výrazně nejvyšší stupeň botnění během celého měření.

Z křivek je patrné, že v prvních hodinách (viz oddíl I; Obrázek 14) dochází u všech vzorků k rychlému nárůstu SD, přičemž po přibližně 24 hodinách se křivky začínají postupně stabilizovat (viz oddíl II; Obrázek 14). Největší nárůst lze pozorovat u méně zesíťovaných

vzorků (zejména 1/8 a slepý), které pokračují v absorpci i po delším čase, což svědčí o volnější struktuře polymerní sítě.

Slepý vzorek, který neobsahuje žádné síťovadlo, dosahuje nejvyšších hodnot SD, nicméně z hlediska praktického využití je jeho stabilita v čase nedostatečná. Při simulaci fyziologických podmínek (zvýšená teplota, mechanické namáhání) by došlo k jeho rozpadu. Slouží tak spíše jako referenční vzorek pro porovnání absorpčních schopností jednotlivých formulací.

Po čtvrtém dni měření (viz oddíl III; Obrázek 14) došlo k poškození struktury některých vzorků, což vedlo k anomáliím v jejich absorpčním chování. Tato změna způsobila odchylky od očekávaného průběhu, což je patrné na křivkách v pozdní fázi měření. Poškození disku bylo důsledkem dlouhodobého působení vody a vlivu difuze na polymerní strukturu, což ovlivnilo stabilitu materiálů a vedlo k nepřesnostem v měření.



Obrázek 14: Závislost stupně botnění (SD) na čase u vzorků s různým poměrem síťovadla a slepého vzorku.

(Zdroj: Vlastní)

6.2 Výpočet difuzního koeficientu

Z výsledků uvedených (viz Tabulka 5) je patrné, že difuzní koeficient vody (D) má klesající tendenci s rostoucím obsahem síťovadla ve vzorku. Nejnížší hodnoty byly naměřeny

u vzorků 1/4 a 1/8, což odpovídá vyšší míře síťování polymerní matrice. Se zvyšující se hustotou sítě dochází k omezení pohybu molekul vody, což vede ke snížení efektivní difuze.

Tabulka 5: Koeficient n a difusní koeficient pro všechny poměry vzorků

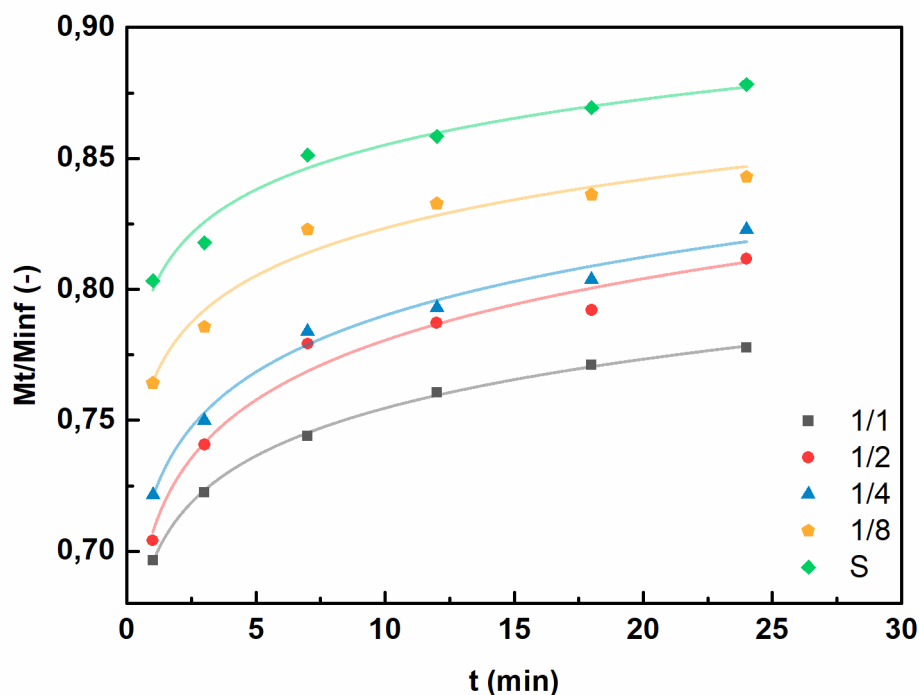
Vzorek	$D \text{ [cm}^2/\text{s]}$	Koeficient n [-]
1/1	$6,81 \cdot 10^{-9}$	0,035
1/2	$6,61 \cdot 10^{-9}$	0,043
1/4	$5,69 \cdot 10^{-9}$	0,040
1/8	$5,91 \cdot 10^{-9}$	0,032
S	$8,67 \cdot 10^{-9}$	0,019

(Zdroj: Vlastní)

Naopak nejvyšší hodnota D byla zjištěna u vzorku S . Tento výsledek potvrzuje, že volnější struktura polymerní matrice bez zesíťování umožňuje volnější prostup vody.

Koeficient n se u všech vzorků pohyboval v nízkých hodnotách (v rozmezí přibližně 0,018–0,043). To odpovídá Fickovskému typu difuze ($n < 0,5$), jak předpokládá použitý model. Nejvyšší hodnota n byla zaznamenána u vzorku 1/2, což může naznačovat mírné odchylky v mikrostruktuře nebo jiný způsob interakce mezi polymerem a vodou v úvodní fázi absorpce.

Pro vizuální porovnání bude dále uveden graf závislosti expozičního koeficientu n na poměru síťovadla ve vzorcích (viz Obrázek 15), který umožní lépe identifikovat případné trendy či anomálie v transportním chování.



Obrázek 15: Závislost frakčního poměru hmotností hodnocených vzorků na čase pro různé vzorky, kdy plná čára reprezentuje fitování matematickým modelem Ritger-Peppas.

(Zdroj: Vlastní)

6.3 Hodnocení optických vlastností

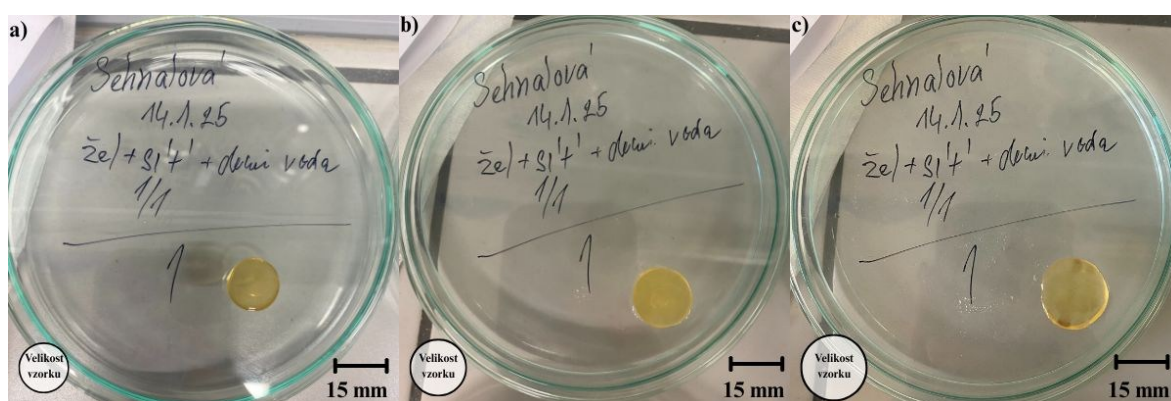
Optické vlastnosti vzorků byly hodnoceny na základě změny velikosti vzorku (botnání) a případného poškození (např. praskliny, trhliny nebo deformace). Každý vzorek byl fotografován ve třech fázích – před ponořením do vody, během experimentu (4. den) a po sedmi dnech (po ukončení experimentu).

Na obrázku jsou znázorněny fotografické záznamy vzorků (1/1; 1/2; 1/4; 1/8; S). Fotografie jsou řazeny po řádcích podle poměru síťovadla, přičemž každý vzorek je zobrazen ve třech časových bodech – vlevo (a) před ponořením, uprostřed (b) čtvrtý den a vpravo (c) sedmý den měření.

V levém dolním rohu každého snímku je zakreslen barevný kruh znázorňující aktuální velikost disku v daném čase. Tento prvek je důležitý zejména u vzorků s vysokou průhledností, kde není okraj disku na fotografii dobře patrný. Velikost kruhu přesně odpovídá skutečné velikosti vzorku. V pravém dolním rohu je měřítko představující výchozí průměr disku (15 mm), které slouží k vizuálnímu porovnání s aktuální velikostí.

Na základě vizuální dokumentace a přímého pozorování bylo rovněž hodnoceno mechanické chování jednotlivých vzorků v průběhu experimentu.

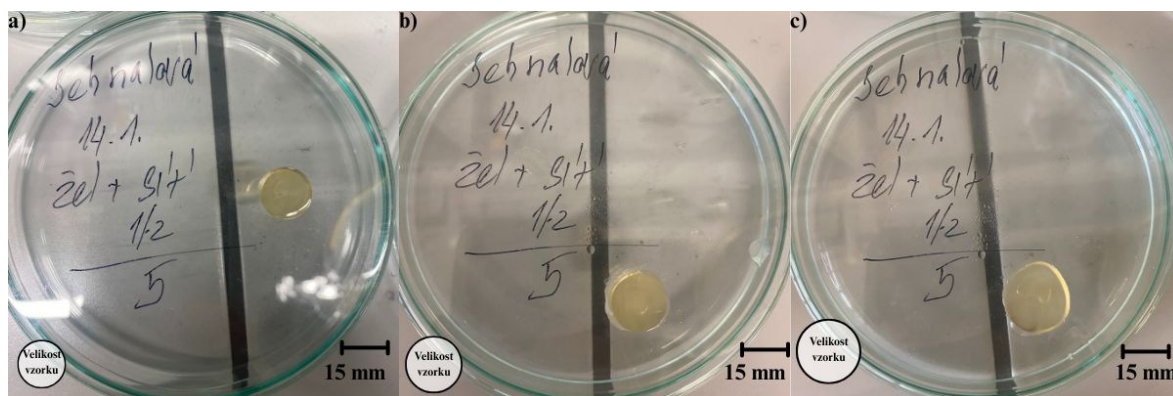
Vzorek 1/1 (viz Obrázek 16) se po celou dobu experimentu vyznačoval dobrou mechanickou stabilitou. V počáteční fázi byl pevný a snadno manipulovatelný. Čtvrtý den zůstával strukturálně soudržný, nicméně na jeho povrchu se začaly objevovat drobné defekty – například plísň, pravděpodobně v důsledku kontaminace. Po sedmi dnech byl střed vzorku nadále pevný, avšak na okrajích se projevilo popraskání, pravděpodobně způsobené dlouhodobým působením vody a difuzními procesy. Na povrchu se navíc objevily tmavé skvrny nejasného původu, které by mohly souviset s lokální degradací materiálu.



Obrázek 16: Vizuální hodnocení vzorku 1/1 během botnání. Jednotlivé fáze: (a) před ponořením, (b) čtvrtý den, (c) sedmý den.

(Zdroj: Vlastní)

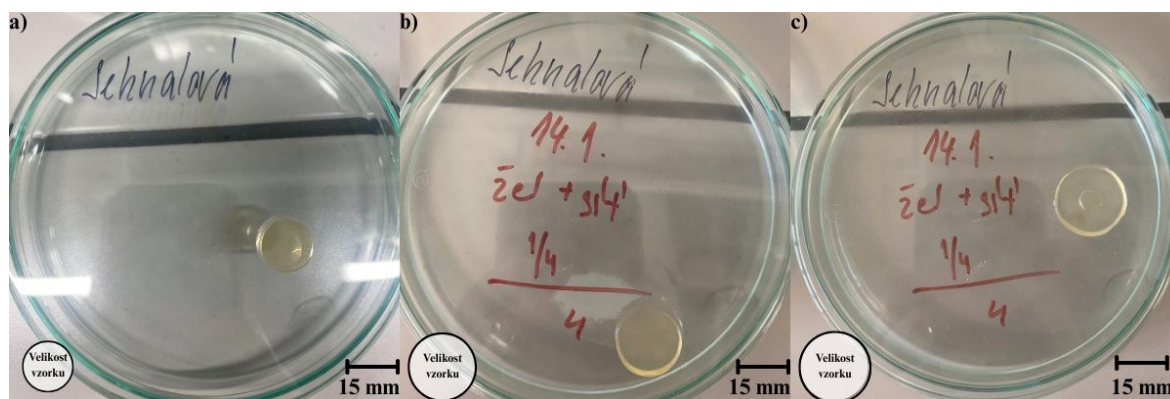
Vzorek 1/2 (viz Obrázek 17) byl rovněž snadno manipulovatelný. Po čtyřech dnech výrazně nabobtnal, ale zůstal nepoškozený a strukturálně soudržný. Po sedmi dnech však vykazoval deformace – tvar disku již nebyl zcela kruhový, povrch byl mírně potrháný a objevila se tmavá skvrna, která může poukazovat na počínající degradaci nebo vnější kontaminaci.



Obrázek 17: Vizuální hodnocení vzorku 1/2 během botnání. Jednotlivé fáze: (a) před ponořením, (b) čtvrtý den, (c) sedmý den.

(Zdroj: Vlastní)

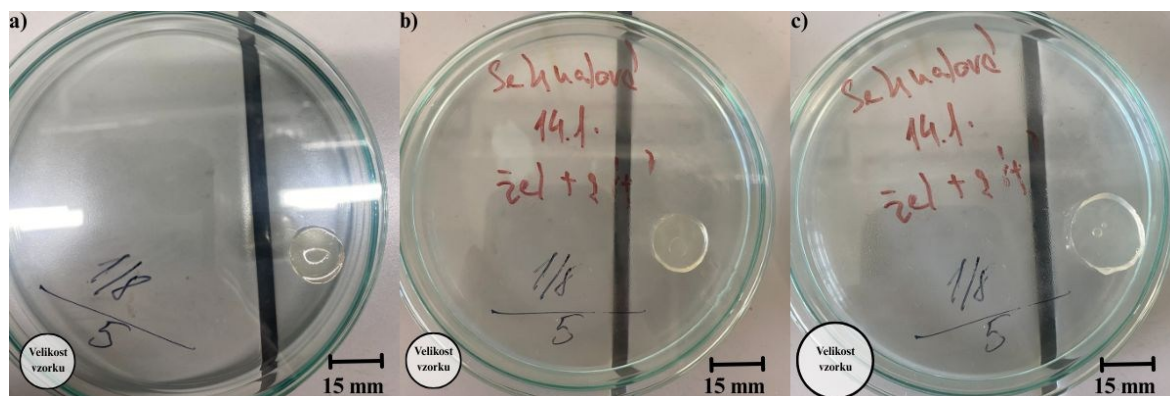
Vzorek 1/4 (viz Obrázek 18) si během celého testování udržel tvar i relativní pevnost. Ačkoliv byl mechanicky méně odolný než vzorky s vyšším podílem síťovadla, manipulace s ním byla bezproblémová. Ani po sedmi dnech nevykazoval zjevné poškození, i když byl subjektivně vnímán jako měkkčí a křehčí než vzorek 1/2.



Obrázek 18: Vizuální hodnocení vzorku 1/4 během botnění. Jednotlivé fáze: (a) před ponořením, (b) čtvrtý den, (c) sedmý den.

(Zdroj: Vlastní)

Vzorek 1/8 (viz Obrázek 19) vykazoval sníženou mechanickou odolnost již od začátku. V suchém stavu měl tendenci k trhání a manipulace s ním byla obtížná. Čtvrtý den se objevily první známky degradace způsobené působením rozpouštědla – vzorek se začal částečně rozpouštět a vykazoval zvýšenou křehkost. Po sedmi dnech byl již na několika místech výrazně narušený, částečně rozpuštěný a velmi křehký. Manipulace s ním byla problematická a docházelo k dalšímu trhání i bez většího mechanického zatížení.

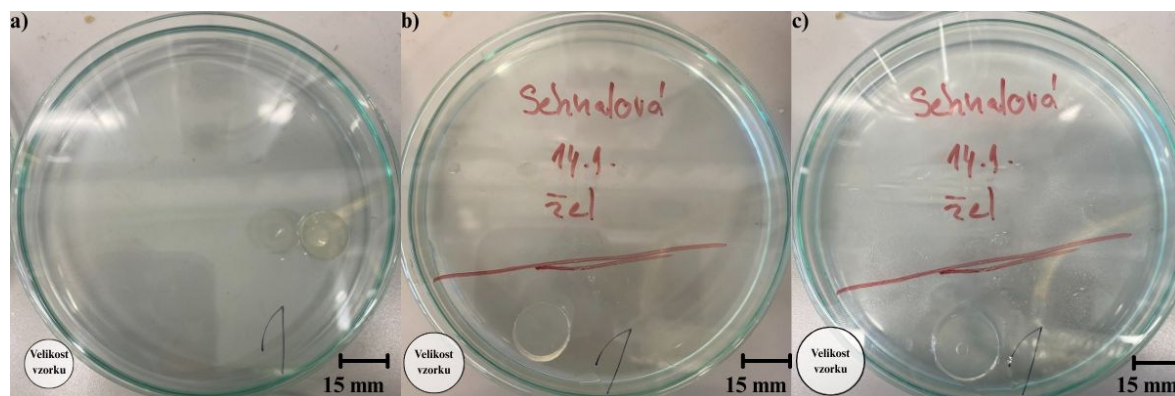


Obrázek 19: Vizuální hodnocení vzorku 1/8 během botnění. Jednotlivé fáze: (a) před ponořením, (b) čtvrtý den, (c) sedmý den.

(Zdroj: Vlastní)

Referenční vzorek (viz Obrázek 20) bez přidaného síťovadla vykazoval již od počátku vysokou křehkost a manipulace s ním byla obtížná. Po čtyřech dnech sice nedocházelo k

viditelné degradaci ani ke ztrátě tvaru, ale materiál zůstal výrazně křehký. Ani po sedmi dnech nedošlo k výraznému rozpadu nebo deformaci, avšak celková mechanická odolnost byla velmi nízká – vzorek byl extrémně křehký a jakákoli manipulace s ním byla značně omezená.



Obrázek 20: Vizuální hodnocení vzorku 1/8 během botnání. Jednotlivé fáze: (a) před ponořením, (b) čtvrtý den, (c) sedmý den.

(Zdroj: Vlastní)

ZÁVĚR

Teoretická část práce se zaměřila na charakteristiku biopolymerů, především želatiny, a jejich schopnost vytvářet hydrogely s různými fyzikálně-chemickými vlastnostmi. Byly popsány základní principy botnání hydrogelů, vliv vnitřních a vnějších faktorů na absorpci vody a rovněž klíčové kinetické modely popisující tento proces, zejména Ritger-Peppasův model. Pozornost byla věnována také potenciálním aplikacím želatinových hydrogelů a roli síťovacích činidel při modifikaci jejich vlastností.

V experimentální části byly připraveny vzorky hydrogelů s definovaným poměrem síťovacího činidla a následně analyzovány z hlediska absorpce vody v časově definovaných intervalech. Na základě získaných dat byly stanoveny parametry stupně botnání, relativní absorpce a difuzní koeficienty, které umožnily porovnat jednotlivé formulace.

Z výsledků jednoznačně vyplývá, že obsah síťovacího činidla zásadně ovlivňuje jak absorpční schopnost, tak mechanickou stabilitu hydrogelů. Nízký nebo nulový podíl síťovadla vedl k vysoké absorpci, avšak zároveň k nízké strukturní integritě a rychlejšímu rozrušení struktury materiálu. Naopak silně síťované vzorky vykazovaly nižší stupeň botnání, ale výrazně lepší tvarovou stálost a odolnost vůči mechanickému zatížení. Za optimální se v tomto ohledu jeví poměr 1/4, který představuje vyvážený kompromis mezi absorpční kapacitou a stabilitou.

Kinetika absorpce vody byla u všech vzorků nejintenzivnější během prvních 30 minut, následně se proces zpomaloval až do dosažení rovnovážného stavu. S rostoucí mírou zesíťování docházelo k poklesu difuzního koeficientu vody, což odráží omezený pohyb molekul ve zhuštěné polymerní síti. Koeficient n podle Ritger-Peppasova modelu se ve všech případech pohyboval pod hodnotou 0,5, což potvrzuje, že dominantním mechanismem byla Fickovská difuze.

Lze tedy konstatovat, že vhodnou volbou poměru síťovadla je možné cíleně řídit vlastnosti želatinových hydrogelů dle požadavků konkrétní aplikace. Výsledky této práce přispívají k hlubšímu porozumění vztahu mezi strukturou a funkcí hydrogelových systémů a mohou sloužit jako výchozí bod pro další výzkum a vývoj funkčních biomateriálů např. v oblasti farmacie, medicíny či potravinářství.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] IUPAC. *Gold Book – Binding site*. [online]. DOI: 10.1351/goldbook.B00661. Dostupné z: <https://doi.org/10.1351/goldbook.B00661> [cit. 25. 11. 2024]
- [2] NARISSETTY, Vivek; ADLAKHA, Nidhi; KUMAR SINGH, Navodit; DALEI, Sudipt Kumar; PRABHU, Ashish A et al. Integrated biorefineries for repurposing of food wastes into value-added products. Online. *Bioresource Technology*. 2022, roč. 363. ISSN 09608524. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.biortech.2022.127856>. [cit. 2025-02-21].
- [3] JENKINS, A. D., KRATOCHVÍL, P., STEPTO, R. F. T., SUTER, U. W. Glossary of basic terms in polymer science (IUPAC Recommendations 1996). *Pure and Applied Chemistry* [online]. 1996, roč. 68, č. 12, s. 2287–2311. DOI: 10.1351/pac199668122287. S2CID 98774337. Dostupné z: <https://doi.org/10.1351/pac199668122287> [cit. 27. 11. 2024]
- [4] JIAN, Muqiang; ZHANG, Yingying a LIU, Zhongfan. Natural Biopolymers for Flexible Sensing and Energy Devices. Online. *Chinese Journal of Polymer Science*. 2020, roč. 38, č. 5, s. 459-490. ISSN 0256-7679. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s10118-020-2379-9>. [cit. 2024-09-28].
- [5] 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. 2024-11-25].
- [6] SINGH, Rahul; GAUTAM, Sanjeev; SHARMA, Bhasha; JAIN, Purnima a CHAUHAN, Krishna Dutt. Biopolymers and their classifications. Online. *Biopolymers and their Industrial Applications*. 2021, s. 21-44. ISBN 9780128192405. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-819240-5.00002-X>. [cit. 2024-11-17].
- [7] SAMPATH, Udeni; CHING, Yern; CHUAH, Cheng; SABARIAH, Johari a LIN, Pai-Chen. Fabrication of Porous Materials from Natural/Synthetic Biopolymers and Their Composites. Online. *Materials*. 2016, roč. 9, č. 12. ISSN 1996-1944. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/ma9120991>. [cit. 2024-09-28].

- [8] MUKHERJEE, Sanjib a BHATTACHARYA, Pushmita. A STUDY OVER BIO POLYMERS. Online. *Science & Humanities Department*. 2018, roč. 6, č. 2, s. 946-950. ISSN 2320-2882. Dostupné z: www.ijcrt.org. [cit. 2024-11-25].
- [9] SHIRK, Bryce D.; HEICHEL, Danielle L.; ECCLES, Lauren E.; RODGERS, Liam I.; LATEEF, Ali H. et al. Modifying Naturally Occurring, Nonmammalian-Sourced Biopolymers for Biomedical Applications. Online. *ACS Biomaterials Science & Engineering*. ISSN 2373-9878. Dostupné z: <https://doi.org/10.1021/acsbiomaterials.4c00689>. [cit. 2024-09-28].
- [10] DAS, Abinash; RINGU, Togam; GHOSH, Sampad a PRAMANIK, Nabakumar. A comprehensive review on recent advances in preparation, physicochemical characterization, and bioengineering applications of biopolymers. Online. *Polymer Bulletin*. 2023, roč. 80, č. 7, s. 7247-7312. ISSN 0170-0839. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s00289-022-04443-4>. [cit. 2025-04-27].
- [11] CUNLIFFE, David; PENNADAM, Sivanand a ALEXANDER, Cameron. Synthetic and biological polymers—merging the interface. Online. *European Polymer Journal*. 2004, roč. 40, č. 1, s. 5-25. ISSN 00143057. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.eurpolymj.2003.10.020>. [cit. 2024-10-10].
- [12] GUO, BaoLin a MA, Peter X. Synthetic biodegradable functional polymers for tissue engineering: a brief review. Online. *Science China Chemistry*. 2014, roč. 57, č. 4, s. 490-500. ISSN 1674-7291. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s11426-014-5086-y>. [cit. 2025-05-14].
- [13] SINGHVI, M.S.; ZINJARDE, S.S. a GOKHALE, D.V. Polylactic acid: synthesis and biomedical applications. Online. *Journal of Applied Microbiology*. 2019, roč. 127, č. 6, s. 1612-1626. ISSN 1364-5072. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/jam.14290>. [cit. 2025-05-14].
- [14] SHIROUD HEIDARI, Behzad; RUAN, Rui; VAHABLI, Ebrahim; CHEN, Peilin; DE-JUAN-PARDO, Elena M. et al. Natural, synthetic and commercially-available biopolymers used to regenerate tendons and ligaments. Online. *Bioactive Materials*. 2023, roč. 19, s. 179-197. ISSN 2452199X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2022.04.003>. [cit. 2024-09-28].
- [15] TIAN, Huayu; TANG, Zhaohui; ZHUANG, Xiuli; CHEN, Xuesi a JING, Xiabin. Biodegradable synthetic polymers: Preparation, functionalization and biomedical

- application. Online. In: *Progress in Polymer Science*. 2012, s. 237-280. ISSN 00796700. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.progpolymsci.2011.06.004>. [cit. 2024-10-10].
- [16] IRIMIA-VLADU, Mihai a SARICIFTCI, Niyazi Serdar. Natural polymers for emerging technological applications: cellulose, lignin, shellac and silk. Online. *Polymer International*. ISSN 0959-8103. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/pi.6697>. [cit. 2024-09-28].
- [17] ZBOŘIL, Jaroslav. *BP*. Bakalářská práce, vedoucí prof. Ing. Peter Fečko, CSc. VYSOKÁ ŠKOLA BÁŇSKÁ – TECHNICKÁ UNIVERZITA OSTRAVA: VYSOKÁ ŠKOLA BÁŇSKÁ – TECHNICKÁ UNIVERZITA OSTRAVA, Hornicko-geologická fakulta, Institut environmentálního inženýrství, 2010.
- [18] KALKUSOVÁ, Adéla. *Antibakteriální materiály na bázi bakteriální nanocelulózy a chitosanu*. Bakalářská práce, vedoucí Ing. Ondřeji Kvítkovi, Ph.D. Vysoká škola chemicko-technologická v Praze: Vysoká škola chemicko-technologická v Praze, Fakulta chemické technologie, 2024.
- [19] SHARMA, Amita; THAKUR, Manisha; BHATTACHARYA, Munna; MANDAL, Tamal a GOSWAMI, Saswata. Commercial application of cellulose nano-composites – A review. Online. *Biotechnology Reports*. 2019, roč. 21. ISSN 2215017X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.btre.2019.e00316>. [cit. 2025-04-28].
- [20] JORFI, Mehdi a FOSTER, E. Johan. Recent advances in nanocellulose for biomedical applications. Online. *Journal of Applied Polymer Science*. 2015, roč. 132, č. 14. ISSN 0021-8995. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/app.41719>. [cit. 2025-04-28].
- [21] TRACHE, Djalal; HUSSIN, M. Hazwan; HUI CHUIN, Caryn Tan; SABAR, Sumiyyah; FAZITA, M.R. Nurul et al. Microcrystalline cellulose: Isolation, characterization and bio-composites application—A review. Online. *International Journal of Biological Macromolecules*. 2016, roč. 93, s. 789-804. ISSN 01418130. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2016.09.056>. [cit. 2025-04-28].
- [22] IGUCHI, M.; YAMANAKA, S. a BUDHIONO, A. Bacterial cellulose—a masterpiece of nature's arts. Online. *Journal of Materials Science*. Roč. 35, č. 2, s. 261-270. ISSN 00222461. Dostupné z: <https://doi.org/10.1023/A:1004775229149>. [cit. 2025-04-28].

- [23] SAYFUTDINOVA, Adeliya; SAMOFALOVA, Irina; BARKOV, Artem; CHEREDNICHENKO, Kirill; RIMASHEVSKIY, Denis et al. Structure and Properties of Cellulose/Mycelium Biocomposites. Online. *Polymers*. 2022, roč. 14, č. 8. ISSN 2073-4360. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/polym14081519>. [cit. 2025-04-28].
- [24] SUN, Weizhen; GREGORY, David Alexander; TOMEH, Mhd Anas a ZHAO, Xiubo. Silk Fibroin as a Functional Biomaterial for Tissue Engineering. Online. *International Journal of Molecular Sciences*. 2021, roč. 22, č. 3. ISSN 1422-0067. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/ijms22031499>. [cit. 2025-04-28].
- [25] RANA, Ishika; DEEPA; ASLAM, Mohd.; RANJAN, Kumar Rakesh; SINGH, Prashant et al. A review on the use of composites of a natural protein, silk fibroin with Mxene/carbonaceous materials in biomedical science. Online. *International Journal of Biological Macromolecules*. 2024, roč. 278. ISSN 01418130. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2024.135101>. [cit. 2025-04-28].
- [26] NGUYEN, Thang Phan; NGUYEN, Quang Vinh; NGUYEN, Van-Huy; LE, Thu-Ha; HUYNH, Vu Quynh Nga et al. Silk Fibroin-Based Biomaterials for Biomedical Applications: A Review. Online. *Polymers*. 2019, roč. 11, č. 12. ISSN 2073-4360. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/polym11121933>. [cit. 2025-04-28].
- [27] MA, Li; DONG, Wenyan; LAI, Enping a WANG, Jiamian. Silk fibroin-based scaffolds for tissue engineering. Online. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. 2024, roč. 12. ISSN 2296-4185. Dostupné z: <https://doi.org/10.3389/fbioe.2024.1381838>. [cit. 2025-04-28].
- [28] NIE, Kexin; ZHOU, Sicheng; LI, Hu; TIAN, Jingyi; SHEN, Weiliang et al. Advanced silk materials for musculoskeletal tissue regeneration. Online. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. 2023, roč. 11. ISSN 2296-4185. Dostupné z: <https://doi.org/10.3389/fbioe.2023.1199507>. [cit. 2025-04-28].
- [29] SUN, Ziyang; HUANG, Ruochuan; LYU, Hao; YU, Xin; WANG, Wenzhao et al. Silk Acid as an Implantable Biomaterial for Tissue Regeneration. Online. *Advanced Healthcare Materials*. 2023, roč. 12, č. 28. ISSN 2192-2640. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/adhm.202301439>. [cit. 2025-04-28].
- [30] WU, Hao; LIN, Kaili; ZHAO, Cancan a WANG, Xudong. Silk fibroin scaffolds: A promising candidate for bone regeneration. Online. *Frontiers in Bioengineering and*

- Biotechnology*. 2022, roč. 10. ISSN 2296-4185. Dostupné z: <https://doi.org/10.3389/fbioe.2022.1054379>. [cit. 2025-04-28].
- [31] PARENTEAU-BAREIL, Rémi; GAUVIN, Robert a BERTHOD, François. Collagen-Based Biomaterials for Tissue Engineering Applications. Online. *Materials*. 2010, roč. 3, č. 3, s. 1863-1887. ISSN 1996-1944. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/ma3031863>. [cit. 2025-04-28].
- [32] MONTALBANO, Giorgia; BORCIANI, Giorgia; PONTREMOLI, Carlotta; CIAPETTI, Gabriela; MATTIOLI-BELMONTE, Monica et al. Development and Biocompatibility of Collagen-Based Composites Enriched with Nanoparticles of Strontium Containing Mesoporous Glass. Online. *Materials*. 2019, roč. 12, č. 22. ISSN 1996-1944. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/ma12223719>. [cit. 2025-04-28].
- [33] RICARD-BLUM, S. The Collagen Family. Online. Cold Spring Harbor Perspectives in Biology. 2011, roč. 3, č. 1, s. a004978-a004978. ISSN 1943-0264. Dostupné z: <https://doi.org/10.1101/cshperspect.a004978>. [cit. 2025-04-28].
- [34] HRDOVÁ, Lenka. *Želatina – vlastnosti, metody charakterizace a její použití v potravinářském a farmaceutickém průmyslu*. Bakalářská práce. Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně: Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně, Fakulta technologická, 2008.
- [35] EL-SEEDI, Hesham R.; SAID, Noha S.; YOSRI, Nermeen; HAWASH, Hamada B.; EL-SHERIF, Dina M. et al. Gelatin nanofibers: Recent insights in synthesis, biomedical applications and limitations. Online. *Heliyon*. 2023, roč. 9, č. 5. ISSN 24058440. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2023.e16228>. [cit. 2024-10-07].
- [36] NAJAFLOO, Raziye; MILAN, Peiman Brouki; KARIMI, Afzal; BAGHER, Zohreh; KALMER, Ramin Ramezani et al. Crosslinking gelatin with robust inherent antibacterial natural polymer for wound healing. Online. *International Journal of Biological Macromolecules*. 2024, roč. 280. ISSN 01418130. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2024.136144>. [cit. 2024-10-07].
- [37] YU, Huanyang; WANG, Yan; WANG, Rundong; GE, Yuan a WANG, Liyan. Tannic acid crosslinked chitosan/gelatin/SiO₂ biopolymer film with superhydrophobic, antioxidant and UV resistance properties for prematuring fruit packaging. Online. In: *International Journal of Biological Macromolecules*. 2024. ISSN 01418130. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2024.133368>. [cit. 2024-10-07].

- [38]P, PRITI; SACHAN, RADHA a PURWAR, ROLI. Rheological Study on Blend Solutions of Non-mulberry Silk Fibroin and Gelatin Biopolymers. Online. *Journal of Polymer Materials*. 2024, roč. 40, č. 3-4, s. 205-214. ISSN 09738622. Dostupné z: <https://doi.org/10.32381/JPM.2023.40.3-4.6>. [cit. 2024-10-07].
- [39]ZHANG, Yingfeng a WANG, Jia. Current status and prospects of gelatin and its derivatives in oncological applications: Review. Online. In: *International Journal of Biological Macromolecules*. 2024. ISSN 01418130. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2024.133590>. [cit. 2024-10-07].
- [40]*Swelling*. Online. Hydrogel design. Dostupné z: <https://hydrogeldesign.org>. [cit. 2024-10-25].
- [41]RICHBourg, Nathan R. a PEPPAS, Nicholas A. The swollen polymer network hypothesis: Quantitative models of hydrogel swelling, stiffness, and solute transport. Online. *Progress in Polymer Science*. 2020, roč. 105. ISSN 00796700. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.progpolymsci.2020.101243>. [cit. 2024-10-27].
- [42]GANJI, Fariba; VASHEGHANI-FARAHANI, Ebrahim a VASHEGHANI FARAHANI, Samira. Theoretical Description of Hydrogel Swelling: A Review. Online. *Iranian Polymer Journal*. 2010, roč. 19, č. 5, s. 375-398. ISSN 1026-1265. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/260706034_Theoretical_Description_of_Hydrogel_Swelling_A_Review. [cit. 2024-11-18].
- [43]EHRENHOFER, Adrian; ELSTNER, Martin a WALLMERSPERGER, Thomas. Normalization of hydrogel swelling behavior for sensoric and actuatoric applications. Online. *Sensors and Actuators B: Chemical*. 2018, roč. 255, s. 1343-1353. ISSN 09254005. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.snb.2017.08.120>. [cit. 2024-10-28].
- [44]WEBBER, Joseph J. a WORSTER, M. Grae. A linear-elastic-nonlinear-swelling theory for hydrogels. Part 1. Modelling of super-absorbent gels. Online. *Journal of Fluid Mechanics*. 2023, roč. 960. ISSN 0022-1120. Dostupné z: <https://doi.org/10.1017/jfm.2023.200>. [cit. 2024-10-28].
- [45]DE, S.K.; ALURU, N.R.; JOHNSON, B.; CRONE, W.C.; BEEBE, D.J. et al. Equilibrium swelling and kinetics of pH-responsive hydrogels: models, experiments, and simulations. Online. *Journal of Microelectromechanical Systems*. 2002, roč. 11, č.

- 5, s. 544-555. ISSN 1057-7157. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/JMEMS.2002.803281>. [cit. 2024-11-17].
- [46] WANG, Yawen; WALLMERSPERGER, Thomas a EHRENHOFER, Adrian. Prediction of hydrogel swelling states using machine learning methods. Online. *Engineering Reports*. ISSN 2577-8196. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/eng2.12893>. [cit. 2024-10-28].
- [47] KLEPKO, V.V. a MEL'NICHENKO, Yu.B. Kinetics and equilibrium swelling of gelatine gels. Online. *Polymer*. 1995, roč. 36, č. 26, s. 5057-5059. ISSN 00323861. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/0032-3861\(96\)81636-3](https://doi.org/10.1016/0032-3861(96)81636-3). [cit. 2024-11-17].
- [48] REHAGE, G.; ERNST, O. a FUHRMANN, J. Fickian and non-Fickian diffusion in high polymer systems. Online. *Discussions of the Faraday Society*. 1970, roč. 49, s. 208-221. ISSN 0366-9033. Dostupné z: <https://doi.org/10.1039/d9704900208>. [cit. 2024-11-18].
- [49] APEAGYEI, Alex K.; GRENFELL, James R. A. a AIREY, Gordon D. Application of Fickian and non-Fickian diffusion models to study moisture diffusion in asphalt mastics. Online. *Materials and Structures*. 2015, roč. 48, č. 5, s. 1461-1474. ISSN 1359-5997. Dostupné z: <https://doi.org/10.1617/s11527-014-0246-2>. [cit. 2024-11-18].
- [50] ZHOKH, Alexey a STRIZHAK, Peter. Crossover between Fickian and non-Fickian diffusion in a system with hierarchy. Online. *Microporous and Mesoporous Materials*. 2019, roč. 282, s. 22-28. ISSN 13871811. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.micromeso.2019.03.016>. [cit. 2024-11-18].
- [51] GREEN, Thomas K.; KOVAC, Jeffrey a LARSEN, John W. A rapid and convenient method for measuring the swelling of coals by solvents. Online. *Fuel*. 1984, roč. 63, č. 7, s. 935-938. ISSN 00162361. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/0016-2361\(84\)90313-2](https://doi.org/10.1016/0016-2361(84)90313-2). [cit. 2024-11-18].
- [52] DE GIROLAMO DEL MAURO, Anna; GRIMALDI, Angelica Immacolata; LA FERRARA, Vera; MASSERA, Ettore; MIGLIETTA, Maria Lucia et al. A Simple Optical Model for the Swelling Evaluation in Polymer Nanocomposites. Online. *Journal of Sensors*. 2009, roč. 2009, č. 1. ISSN 1687-725X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1155/2009/703206>. [cit. 2024-11-18].

- [53] LAKSHANI, Nadeeka; WIJERATHNE, H. S.; SANDARUWAN, Chanaka; KOTTEGODA, Nilwala a KARUNARATHNE, Veranja. Release Kinetic Models and Release Mechanisms of Controlled-Release and Slow-Release Fertilizers. Online. *ACS Agricultural Science & Technology*. 2023, roč. 3, č. 11, s. 939-956. ISSN 2692-1952. Dostupné z: <https://doi.org/10.1021/acsagscitech.3c00152>. [cit. 2024-08-27].
- [54] KOLLÁR, Jozef; MRLÍK, Miroslav; MORAVČÍKOVÁ, Daniela; KRONEKOVÁ, Zuzana; LIPTAJ, Tibor et al. Tulips: A Renewable Source of Monomer for Superabsorbent Hydrogelů. Online. *Macromolecules*. 2016, roč. 49, č. 11, s. 4047-4056. ISSN 0024-9297. Dostupné z: <https://doi.org/10.1021/acs.macromol.6b00467>. [cit. 2024-09-28].
- [55] JAIN, Ankit a JAIN, Sanjay K. In vitro release kinetics model fitting of liposomes: An insight. Online. *Chemistry and Physics of Lipids*. 2016, roč. 201, s. 28-40. ISSN 00093084. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.chemphyslip.2016.10.005>. [cit. 2024-08-27].
- [56] GAMON, Jakub. *Disoluční studie duálních matricových tablet obsahujících polyvinylalkohol a glyceryl dibehenát*. Online, Diplomová práce, vedoucí Ing. Alena Komersová Ph.D. UNIVERZITA PARDUBICE: UNIVERZITA PARDUBICE, FAKULTA CHEMICKO-TECHNOLOGICKÁ, 2018. Dostupné také z: <https://hdl.handle.net/10195/70831>.
- [57] SIVÁKOVÁ, Gabriela. *Pevné lékové formy s řízeným uvolňováním a jejich disoluční kinetika*. Online, Bakalářská práce, vedoucí Ing. Alena Komersová, Ph.D. UNIVERZITA PARDUBICE: UNIVERZITA PARDUBICE, FAKULTA CHEMICKO-TECHNOLOGICKÁ, 2014. Dostupné také z: <https://hdl.handle.net/10195/57589>.
- [58] WEIBULL, WALODDI. A Statistical Distribution Function of Wide Applicability. *ASME Journal of Applied Mechanics*. September 1951, roč. Vol.18, s. 293-297. ISSN 0021-8936.
- [59] RITGER, Philip L. a PEPPAS, Nikolaos A. A simple equation for description of solute release I. Fickian and non-fickian release from non-swellable devices in the form of slabs, spheres, cylinders or discs. Online. *Journal of Controlled Release*. 1987, roč. 5, č. 1, s. 23-36. ISSN 01683659. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/0168-3659\(87\)90034-4](https://doi.org/10.1016/0168-3659(87)90034-4). [cit. 2025-02-23].

- [60] JIA, Ruoyu; CUI, Congli; GAO, Lin; QIN, Yang; JI, Na et al. A review of starch swelling behavior: Its mechanism, determination methods, influencing factors, and influence on food quality. Online. *Carbohydrate Polymers*. 2023, roč. 321. ISSN 01448617. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.carbpol.2023.121260>. [cit. 2024-11-22].
- [61] TOLEDO, Matheus P.S.; ROLIM, Mário M.; DE LIMA, Renato P.; CAVALCANTI, Roberta Q.; ORTIZ, Pedro. F.S. et al. Strength, swelling and compressibility of unsaturated sugarcane soils. Online. *Soil and Tillage Research*. 2021, roč. 212. ISSN 01671987. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.still.2021.105072>. [cit. 2024-11-22].
- [62] GUAZZOTTI, Valeria; EBERT, Annika; GRUNER, Anita a WELLE, Frank. Migration from acrylonitrile butadiene styrene (ABS) polymer: swelling effect of food simulants compared to real foods. Online. *Journal of Consumer Protection and Food Safety*. 2021, roč. 16, č. 1, s. 19-33. ISSN 1661-5751. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s00003-020-01308-8>. [cit. 2024-11-22].
- [63] GORDON, Patrick W.; BROOKER, Anju D.M.; CHEW, Y.M. John; WILSON, D. Ian a YORK, David W. Studies into the swelling of gelatine films using a scanning fluid dynamic gauge. Online. *Food and Bioproducts Processing*. 2010, roč. 88, č. 4, s. 357-364. ISSN 09603085. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.fbp.2010.08.012>. [cit. 2024-11-22].
- [64] ABDEL-RAOUF, Manar Elsayed; EL-SAEED, Shima a Mohmaed; ZAKI, Elsayed Gamal a AL-SABAGH, Ahmed Mohamed. Green chemistry approach for preparation of hydrogels for agriculture applications through modification of natural polymers and investigating their swelling properties. Online. *Egyptian Journal of Petroleum*. 2018, roč. 27, č. 4, s. 1345-1355. ISSN 11100621. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.ejpe.2018.09.002>. [cit. 2024-11-22].
- [65] KENAWY, El-Refaie; SEGGIANI, Maurizia; HOSNY, Ali; RASHAD, Mohamed; CINELLI, Patrizia et al. Superabsorbent composites based on rice husk for agricultural applications: Swelling behavior, biodegradability in soil and drought alleviation. Online. *Journal of Saudi Chemical Society*. 2021, roč. 25, č. 6. ISSN 13196103. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jscs.2021.101254>. [cit. 2024-11-22].
- [66] TARIQ, Zaryab; IQBAL, Dure Najaf; RIZWAN, Muhammad; AHMAD, Muhammad; FAHEEM, Muhammad et al. Significance of biopolymer-based hydrogels and their

applications in agriculture: a review in perspective of synthesis and their degree of swelling for water holding. Online. *RSC Advances*. 2023, roč. 13, č. 35, s. 24731-24754. ISSN 2046-2069. Dostupné z: <https://doi.org/10.1039/D3RA03472K>. [cit. 2024-11-22].

[67] BISKUPOVÁ, Michaela. *Oleogely a jejich potencionální použití v kosmetice a farmacii*. Online, Bakalářská práce. Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně: Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně, Fakulta technologická, 2022. Dostupné z: https://digilib.k.utb.cz/bitstream/handle/10563/51270/biskupová_2022_dp.pdf?isAllowed=y&sequence=-1. [cit. 2025-02-23].

[68] JANČA, David. *HYALURONANOVÉ HYDROGELY PRO MEDICÍNSKÉ APLIKACE*. Online, Bakalářská práce. VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ; FAKULTA CHEMICKÁ CENTRUM MATERIÁLOVÉHO VÝZKUMU: VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ, 2014. Dostupné z: https://www.vut.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=82045. [cit. 2025-02-23].

[69] TILLET, Guillaume; BOUTEVIN, Bernard a AMEDURI, Bruno. Chemical reactions of polymer crosslinking and post-crosslinking at room and medium temperature. Online. *Progress in Polymer Science*. 2011, roč. 36, č. 2, s. 191-217. ISSN 00796700. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.progpolymsci.2010.08.003>. [cit. 2024-11-22].

[70] MAITRA, Jaya a KUMAR SHUKLA, Vivek. Cross-linking in Hydrogels - A Review. Online. *American Journal of Polymer Science*. 2014, roč. 4, č. 2, s. 25-31. Dostupné z: <https://doi.org/10.5923/j.ajps.20140402.01>. [cit. 2024-11-22].

[71] BHATTACHARYA, Amit; RAWLINS, James W. a RAY, Paramita (ed.). *Polymer Grafting and Crosslinking*. Online. John Wiley, 2008. ISBN 9780470414811. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/9780470414811>. [cit. 2024-11-22].

[72] HU, Weikang; WANG, Zijian; XIAO, Yu; ZHANG, Shengmin a WANG, Jianglin. Advances in crosslinking strategies of biomedical hydrogels. Online. *Biomaterials Science*. 2019, roč. 7, č. 3, s. 843-855. ISSN 2047-4830. Dostupné z: <https://doi.org/10.1039/C8BM01246F>. [cit. 2024-11-22].

[73] *Želatina (Gelatin)*. Online. Bioooo.cz. Dostupné z: <https://encyklopedie.bioooo.cz/vyhledat-slozeni/zelatina-gelatin/>. [cit. 2025-02-23].

- [74]BOCCAFOSCHI, Francesca; RAMELLA, Martina; FUSARO, Luca; CATOIRA, Marta C. a CASELLA, Francesco. Biological Grafts: Surgical Use and Vascular Tissue Engineering Options for Peripheral Vascular Implants. Online. *Encyclopedia of Biomedical Engineering*. 2019, s. 310-321. ISBN 9780128051443. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-801238-3.10997-3>. [cit. 2025-02-23].
- [75]CHAKRABORTY, Pratik; BHATTACHARYYA, Chiranjib; SAHU, Ranabir; DUA, Tarun K.; KANDIMALLA, Ramesh et al. Polymeric nanotherapeutics: An emerging therapeutic approach for the management of neurodegenerative disorders. Online. *Journal of Drug Delivery Science and Technology*. 2024, roč. 91. ISSN 17732247. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jddst.2023.105267>. [cit. 2025-02-23].

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: Hierarchická struktura proteinů – primární (sekvence aminokyselin), sekundární (alfa-helix, beta-skládaný list), terciární (trojrozměrné uspořádání jednoho řetězce) a kvartérní struktura (komplex více polypeptidových řetězců) proteinu	13
Obrázek 2: Popis struktury lignocelulózové biomasy a jejích tří hlavních složek: celulóza, hemicelulóza a lignin	18
Obrázek 3: Schematický diagram odhaluje hierarchickou strukturu hedvábí	19
Obrázek 4: Struktura kolagenu	20
Obrázek 5: Molekulární struktura želatiny	21
Obrázek 6: Dvě metody extrakce želatiny z tkání obsahujících kolagen	22
Obrázek 7: Snímky želatiny typu IV (rychle chlazené) a typu II (pomalu chlazené) pořízené pomocí mikroCT a skenovací elektronové mikroskopie (SEM). Měřítko odpovídají 1000 μm ($\mu\text{-CT}$) a 100 a 500 μm (SEM).....	23
Obrázek 8: Schématické znázornění typů vazeb při fyzikálním a chemickém síťování	24
Obrázek 9: Využití želatinového hydrogelu v široké škále aplikací tkáňového inženýrství.....	25
Obrázek 10: Ilustrace různých fází nabotnutí superabsorpčního gelu prodáváného jako dětská hračka OrbeeZ TM , znázorňující stav v rovnováze s typickými vnitřními podmínkami vlevo a zcela nabobtnalý stav po ponoření do vody na několik hodin vpravo.	26
Obrázek 11: Schéma znázorňuje klíčové změny stavu při botnutí hydrogelu. V počátečním stavu bez zesílení nejsou polymerní řetězce vzájemně propojeny, a proto mezi nimi nepůsobí žádné vnitřní síly. Proces zesílení vede ke vzniku uvolněného stavu, za předpokladu, že nedochází ke změně objemové frakce polymeru. Následné přidání nadbytku rozpouštědla způsobí botnutí polymerní sítě až do dosažení rovnovážného stavu volné energie. Pro přesné stanovení objemové frakce polymeru se využívá závěrečný krok sušení, který umožňuje přesné změření hmotnosti a objemu vysušené polymerní sítě.	27
Obrázek 12: Korelace mezi syntézou hydrogelů, jejich botnutím a strukturálně závislou difuzí rozpuštěných látek	29
Obrázek 13: (a) Schématické znázornění typů interpenetrovaných polymerních sítí (IPN); (b) Strategie tvorby semi-IPN a plných IPN, které zahrnují různé přístupy k propojení polymerních řetězců za účelem vytvoření stabilních trojrozměrných struktur s odlišnými mechanickými a chemickými vlastnostmi.	38
Obrázek 14: Závislost stupně botnutí (SD) na čase u vzorků s různým poměrem síťovadla a slepého vzorku.	46
Obrázek 15: Závislost frakčního poměru hmotností hodnocených vzorků na čase pro různé vzorky, kdy plná čára reprezentuje fitování matematickým modelem Ritger-Peppas.	48
Obrázek 16: Vizuální hodnocení vzorku 1/1 během botnutí. Jednotlivé fáze: (a) před ponořením, (b) čtvrtý den, (c) sedmý den.	49
Obrázek 17: Vizuální hodnocení vzorku 1/2 během botnutí. Jednotlivé fáze: (a) před ponořením, (b) čtvrtý den, (c) sedmý den.	49
Obrázek 18: Vizuální hodnocení vzorku 1/4 během botnutí. Jednotlivé fáze: (a) před ponořením, (b) čtvrtý den, (c) sedmý den.	50

Obrázek 19: Vizuální hodnocení vzorku 1/8 během botnání. Jednotlivé fáze: (a) před ponořením, (b) čtvrtý den, (c) sedmý den.....50

Obrázek 20: Vizuální hodnocení vzorku 1/8 během botnání. Jednotlivé fáze: (a) před ponořením, (b) čtvrtý den, (c) sedmý den.....51

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Hlavní typy kolagenu – srovnávací tabulka.....	20
Tabulka 2: Tabulka parametru b charakteristiky křivky pro Weibull model.....	33
Tabulka 3: Interpretace mechanismů botnění podle Peppas modelu na základě koeficientu n	35
Tabulka 4: Hmotnost želatinového roztoku, síťovacího roztoku a destilované vody.....	42
Tabulka 5: Koeficient n a difusní koeficient pro všechny poměry vzorků.....	47

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

Q_t	Množství absorbované vody v čase t [g]
Q_0	Počáteční množství vody [g]
K_0	Rychlostní konstanta modelu nultého řádu
k_1	Rychlostní konstanta modelu prvního řádu
C_t, C_0	Koncentrace látky v čase t / počáteční koncentrace
b, a, T	Parametry Weibullova modelu
D	Difuzní koeficient [cm^2/s]
n	Difuzní exponent v Ritger–Peppas modelu
SD	Stupeň botnání (Swelling Degree) [%]
W_t, W_d	Hmotnosti navlhčeného / suchého hydrogelu [g]
t	Čas měření v minutách [min]
m_1 - m_5	Hmotnosti vzorků [g]
IPN / semi-IPN	(Částečně) propletená polymerní síť
LCST	Dolní kritická teplota mísitelnosti (Lower Critical Solution Temp.)
pH	Hodnota kyselosti prostředí
m_t/m_{inf}	Relativní podíl absorbované látky
AI	Umělá inteligence (např. ChatGPT, Perplexity)

SEZNAM PŘÍLOH

- Elektronická příloha P I: Naměřené hodnoty hmotnosti hydrogelových disků v čase (poměr síťovadla 1/1)
- Elektronická příloha P II: Naměřené hodnoty hmotnosti hydrogelových disků v čase (poměr síťovadla 1/2)
- Elektronická příloha P III: Naměřené hodnoty hmotnosti hydrogelových disků v čase (poměr síťovadla 1/4)
- Elektronická příloha P IV: Naměřené hodnoty hmotnosti hydrogelových disků v čase (poměr síťovadla 1/8)
- Elektronická příloha P V: Naměřené hodnoty hmotnosti hydrogelových disků v čase (bez síťovadla)