

BAB I PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Kulit merupakan organ terbesar dalam tubuh manusia yang terdiri dari epidermis, dermis, dan jaringan subkutan. Sebagai bagian tubuh terluar yang secara langsung berinteraksi dengan lingkungan eksternal, kulit berperan sebagai penghalang mekanis pertama yang melindungi tubuh dari berbagai agen berbahaya, termasuk patogen. Karena posisinya yang langsung berinteraksi dengan lingkungan terluar, kulit memiliki kerentanan tinggi terhadap berbagai bentuk kerusakan yang disebabkan oleh faktor internal maupun eksternal (Oliveira et al., 2023; Zhang et al., 2024; Tang et al., 2024). Kerusakan ini dapat memicu gangguan pada integritas kulit dan menghambat proses penyembuhan alami, terutama ketika luka mengalami infeksi atau peradangan yang berkelanjutan. Oleh karena itu, intervensi terapeutik yang efektif sangat diperlukan untuk mempercepat regenerasi jaringan kulit dan mencegah komplikasi lebih lanjut (Jakovija & Chtanova, 2023).

Dalam konteks global, industri biomedis telah berfokus pada pengembangan material inovatif yang dapat mempercepat proses penyembuhan serta meningkatkan efisiensi terapi farmasi (Shashikumar et al., 2024). Biomaterial berbasis polimer alami, seperti hidrogel, telah menarik perhatian sebagai solusi yang menjanjikan karena kemampuannya dalam menciptakan lingkungan mikro yang mendukung regenerasi jaringan dan mencegah infeksi sekunder (Venkata Prathyusha et al., 2025). Oleh karena itu, pengembangan biomaterial dengan sifat biokompatibilitas tinggi, biodegradabilitas yang terkontrol, serta kapasitas penyerapan cairan yang optimal menjadi fokus utama dalam strategi terapi modern yang tidak hanya diterapkan dalam skala laboratorium, tetapi juga dalam aplikasi klinis di berbagai belahan dunia (Manohar et al., 2024).

Dalam beberapa dekade terakhir, hidrogel berbasis polimer alami telah mendapat perhatian luas sebagai kandidat unggulan dalam aplikasi perawatan luka dan penghantaran obat karena sifatnya yang menyerupai jaringan biologis, kemampuannya dalam menjaga kelembaban mikro lingkungan luka, serta potensi sebagai matriks penghantaran zat aktif (Zivari-Ghader et al., 2024). Hidrogel memiliki struktur tiga dimensi yang mampu menyerap dan menahan sejumlah besar air, memberikan lingkungan optimal untuk proliferasi dan migrasi sel epitel, serta memfasilitasi mekanisme penyembuhan luka yang lebih cepat (Naghieb et al., 2024).

Selain itu, penelitian terbaru menunjukkan bahwa hidrogel dapat berfungsi sebagai sistem penghantaran obat yang cerdas dengan melepaskan agen terapeutik secara terkontrol melalui mekanisme difusi, degradasi polimer, atau respons terhadap stimulus eksternal seperti pH, suhu, atau medan magnet (Omer et al., 2024). Sistem ini tidak hanya meningkatkan bioavailabilitas zat aktif tetapi juga memungkinkan pengurangan dosis obat serta minimisasi efek samping sistemik (Ahmadi et al., 2024). Dengan kombinasi sifat fisik, kimia, dan biokompatibilitas yang dapat disesuaikan, hidrogel telah menjadi alternatif menarik dibandingkan dengan *dressing* luka konvensional, seperti perban atau kasa medis, serta menawarkan solusi yang lebih adaptif untuk kebutuhan terapi individual pasien (Alavi et al., 2024).

Kitosan dan alginat merupakan dua jenis polimer alami yang sering digunakan dalam formulasi hidrogel karena sifat bioaktifnya yang luar biasa (Bramhe et al., 2024). Kitosan, turunan deasetilasi dari kitin, telah banyak diteliti karena sifat antibakteri, kapasitas adsorpsi tinggi, kemampuan mempercepat regenerasi jaringan, serta karakteristik biokompatibel dan hemostatiknya yang baik. Berkat kandungan gugus amino yang bermuatan positif, kitosan dapat berinteraksi dengan membran sel bakteri bermuatan negatif, sehingga memiliki potensi sebagai agen antimikroba yang efektif (Khan et al., 2021).

Sementara itu, alginat adalah polimer anionik yang diperoleh dari alga coklat dan dikenal dengan sifat *gel-forming* yang luar biasa melalui interaksi ionik dengan kation divalen, seperti kalsium (Sun et al., 2025). Alginat memiliki kapasitas retensi air yang tinggi, menciptakan lingkungan lembab yang kondusif untuk penyembuhan luka serta memfasilitasi migrasi sel fibroblas dan epitel (Talebi et al., 2025).

Kombinasi kitosan dan alginat dalam formulasi hidrogel dapat menghasilkan material dengan sifat mekanik, biofungsional, dan farmakokinetik yang lebih unggul dibandingkan penggunaan masing-masing polimer secara terpisah (Dey et al., 2025). Hidrogel berbasis kitosan-alginat menunjukkan peningkatan stabilitas struktur akibat interaksi elektrostatis antara gugus amino kitosan dan gugus karboksilat alginat, yang menghasilkan jaringan polimer yang lebih kuat dan tahan lama (Bhat et al., 2025). Selain itu, sifat permeabilitas oksigen yang baik dari hidrogel ini berkontribusi pada peningkatan aktivitas seluler dan stimulasi proses regenerasi jaringan (Almeida et al., 2025).

Lebih lanjut, hidrogel ini dapat dikembangkan sebagai sistem penghantaran obat yang dikendalikan, di mana interaksi ionik antara polimer dapat mempengaruhi pelepasan zat aktif secara terdistribusi dan berkelanjutan, memungkinkan peningkatan bioavailabilitas serta pengurangan efek samping sistemik (K. Shi et al., 2025). Namun, untuk memastikan fleksibilitas, daya tahan mekanik, dan stabilitas hidrogel dalam aplikasi medis yang lebih luas, diperlukan pendekatan modifikasi formulasi dengan teknik *crosslinking* yang lebih efisien, penyesuaian rasio polimer, serta evaluasi karakteristik reologi guna memastikan kinerja optimal dalam berbagai kondisi fisiologis (Sanyal et al., 2024).

Penambahan gliserol sebagai plasticizer dalam formulasi hidrogel bertujuan untuk meningkatkan fleksibilitas dan elastisitas film hidrogel, sehingga lebih nyaman digunakan sebagai pembalut luka atau sistem penghantaran obat (Sanchez et al., 2024). Gliserol juga berperan dalam menjaga kelembaban hidrogel, yang merupakan faktor penting dalam mempercepat proses penyembuhan luka (Jallab et al., 2024). Kombinasi dari ketiga komponen ini diharapkan dapat menghasilkan hidrogel yang unggul dalam aspek mekanik, biokompatibilitas, dan efektivitas terapeutik (Pablos et al., 2024).

Penelitian ini bertujuan untuk mensintesis dan mengkarakterisasi hidrogel berbasis alginat, kitosan, dan gliserol untuk aplikasi pembalut luka dan penghantaran obat. Karakterisasi mencakup analisis sifat fisik dan biofisik dari film hidrogel yang dihasilkan. Dengan memahami karakteristik hidrogel ini, diharapkan material yang dikembangkan dapat menjadi alternatif yang lebih efektif dan inovatif dalam perawatan luka serta sebagai sistem penghantaran obat yang efisien. Secara keseluruhan, penelitian ini bertujuan untuk mengembangkan hidrogel berbasis polimer alami yang memiliki sifat unggul dalam aplikasi medis. Dengan demikian, hasil penelitian ini

diharapkan dapat memberikan kontribusi dalam pengembangan material biomimetik yang lebih optimal dan aplikatif, serta memperluas kemungkinan penggunaannya dalam bidang perawatan luka dan penghantaran obat.

1.2 Tujuan Penelitian

1. Mengidentifikasi efisiensi enkapsulasi dan pelepasan obat dari hidrogel menggunakan analisis Uv-Vis.
2. Menganalisis pengaruh penambahan kitosan dalam larutan sodium alginat terhadap karakteristik struktur film hidrogel berdasarkan data XRD dan FTIR, serta terhadap *swelling ratio* dan aktivitas antibakterinya.

1.3 Manfaat Penelitian

1. Manfaat Ilmiah

Penelitian ini berkontribusi pada pengembangan ilmu material biomedis, khususnya dalam sintesis dan karakterisasi hidrogel berbasis alginat/kitosan. Studi ini dapat menjadi referensi bagi penelitian lanjutan dalam pengembangan biomaterial yang lebih inovatif untuk aplikasi medis. Selain itu, penelitian ini memperkaya wawasan mengenai mekanisme interaksi polimer alami serta efektivitas hidrogel dalam penghantaran obat dan perawatan luka.

2. Manfaat Praktis

Penelitian ini dapat diaplikasikan dalam industri medis dan farmasi untuk menghasilkan produk pembalut luka dan sistem penghantaran obat berbasis hidrogel yang lebih efisien. Hidrogel yang dikembangkan memiliki potensi untuk digunakan secara luas dalam praktik klinis, terutama dalam perawatan luka.

3. Manfaat Ekonomi dan Lingkungan

Penelitian ini menawarkan solusi yang lebih ekonomis dan ramah lingkungan dibandingkan dengan *dressing* luka konvensional berbasis bahan sintetis. Penggunaan kitosan dan alginat yang biodegradable mengurangi limbah medis serta dampak ekologis dari material sekali pakai, sehingga berkontribusi pada keberlanjutan lingkungan. Selain itu, material ini dapat diproduksi secara lokal, mengurangi ketergantungan pada impor dan menurunkan biaya produksi dalam skala industri.

4. Manfaat Kesehatan

Penelitian ini dapat meningkatkan kualitas perawatan luka dengan menciptakan lingkungan penyembuhan yang lebih optimal, mengurangi risiko infeksi, serta mempercepat regenerasi jaringan. Selain itu, sifat antibakteri dari kitosan dalam hidrogel dapat membantu menekan pertumbuhan mikroorganisme patogen, sehingga mengurangi komplikasi infeksi yang sering terjadi pada luka kronis. Dengan demikian, penelitian ini berpotensi meningkatkan standar perawatan luka dan memberikan manfaat kesehatan yang lebih luas bagi pasien.

BAB II METODE PENELITIAN

2.1 Tempat dan Waktu

Penelitian ini dilaksanakan pada bulan Desember 2024 hingga April 2025, di Laboratorium Fisika Material Dan Energi, Departemen Fisika, Fakultas Matematika Dan Ilmu Pengetahuan Alam, dan Laboratorium Penelitian dan Pengembangan Sains Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Hasanuddin, Makassar.

2.2 Bahan dan Alat

2.2.1 Bahan Penelitian

Bahan yang digunakan pada penelitian ini yaitu:

1. Sodium Alginat ($\text{NaC}_6\text{H}_7\text{O}_6$)
2. Kitosan ($\text{C}_{56}\text{H}_{103}\text{N}_9\text{O}_{39}$)
3. Gliserol ($\text{C}_3\text{H}_8\text{O}_3$)
4. *Aquadest*
5. Kalsium Klorida (CaCl_2)
6. Asam Asetat 2% (CH_3COOH)
7. *Hydrochloric acid* (HCl)
8. *Sodium chloride* (NaCl)
9. *Potassium dihydrogen phosphate* (KH_2PO_4)
10. *Sodium hydroxide* (NaOH)
11. *Cefixime*

2.2.2 Alat Penelitian

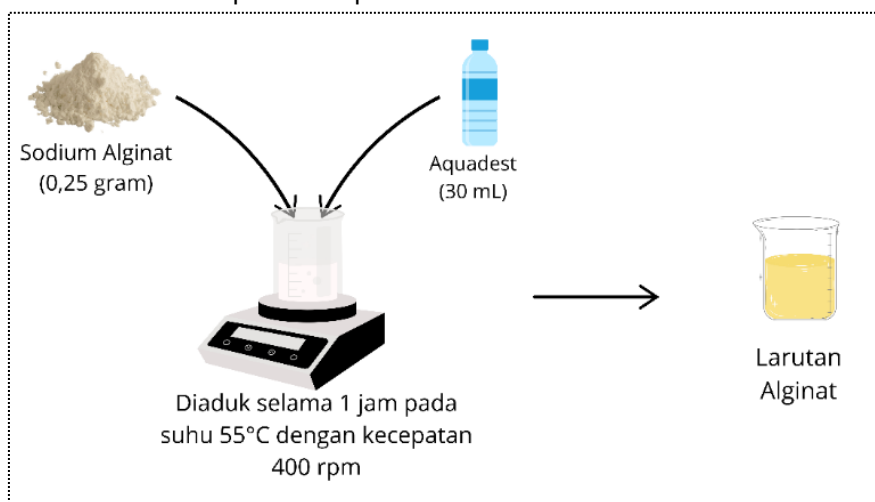
Alat yang digunakan pada penelitian ini yaitu:

1. Timbangan digital
2. *Magnetic Stirrer*
3. Gelas kimia
4. Gelas ukur
5. Corong
6. Spatula
7. Kertas saring
8. Cetakan
9. *Oven*
10. Pipet tetes
11. Spuit
12. Cawan petri
13. Corong
14. FT-IR (*Fourier Transform Infrared*)
15. XRD (*X-Ray Diffraction*)
16. *Uv-Vis Spectroscopy*

2.3 Metode Penelitian

2.3.1 Pembuatan Larutan Sodium Alginat

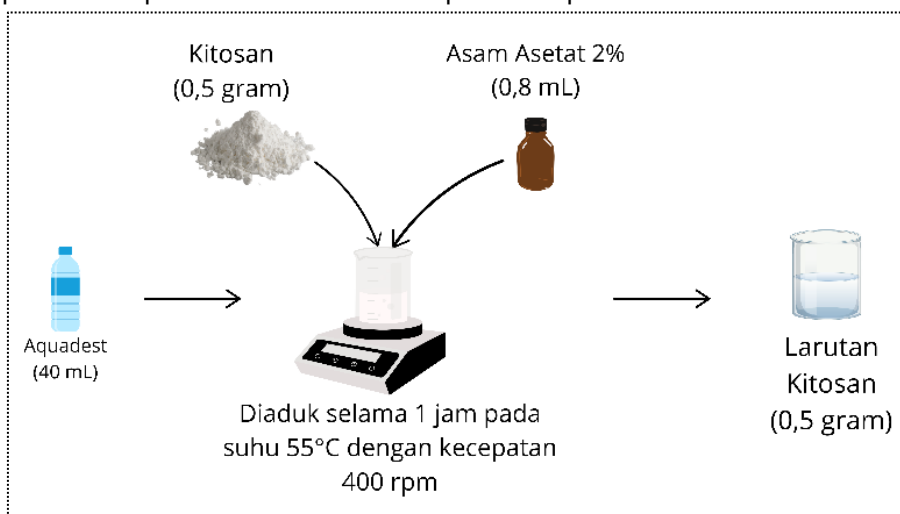
Larutan sodium alginat (SA) disiapkan dengan cara memasukkan 0,25 gram bubuk SA yang dilarutkan pada 30 mL *aquadest* dengan cara diaduk menggunakan *magnetic stirrer* selama 1 jam pada suhu 55°C dengan kecepatan 400 rpm. Proses pembuatan larutan SA dapat dilihat pada **Gambar 1**.

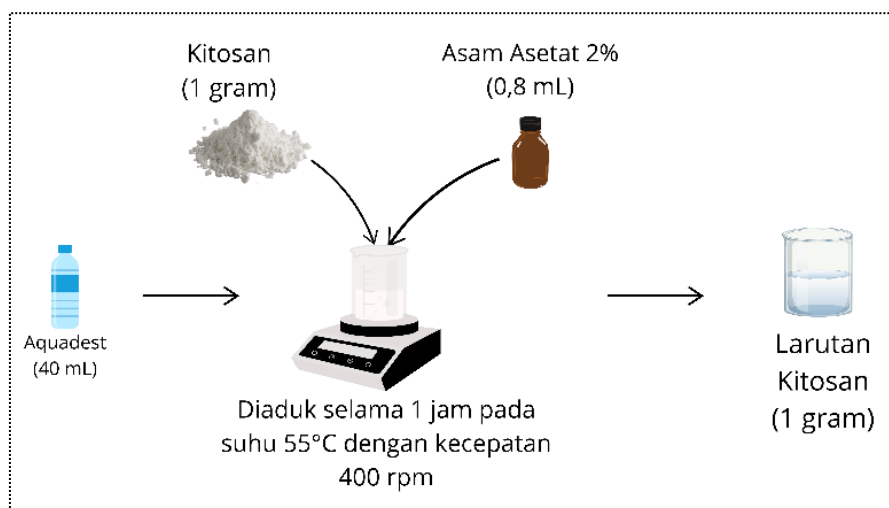


Gambar 1. Skema pembuatan larutan sodium alginat

2.3.2 Pembuatan Larutan Kitosan

Larutan kitosan (Ch) disiapkan dengan cara mencampur 40 mL *aquadest* dengan larutan asam asetat 2% (0,8 mL) menggunakan *magnetic stirrer* hingga homogen, selanjutnya memasukkan 0,25 gram dan 0,5 gram bubuk SA pada larutan dengan cara diaduk menggunakan *magnetic stirrer* selama 1 jam pada suhu 55°C dengan kecepatan 400 rpm. Proses pembuatan larutan Ch dapat dilihat pada **Gambar 2**.





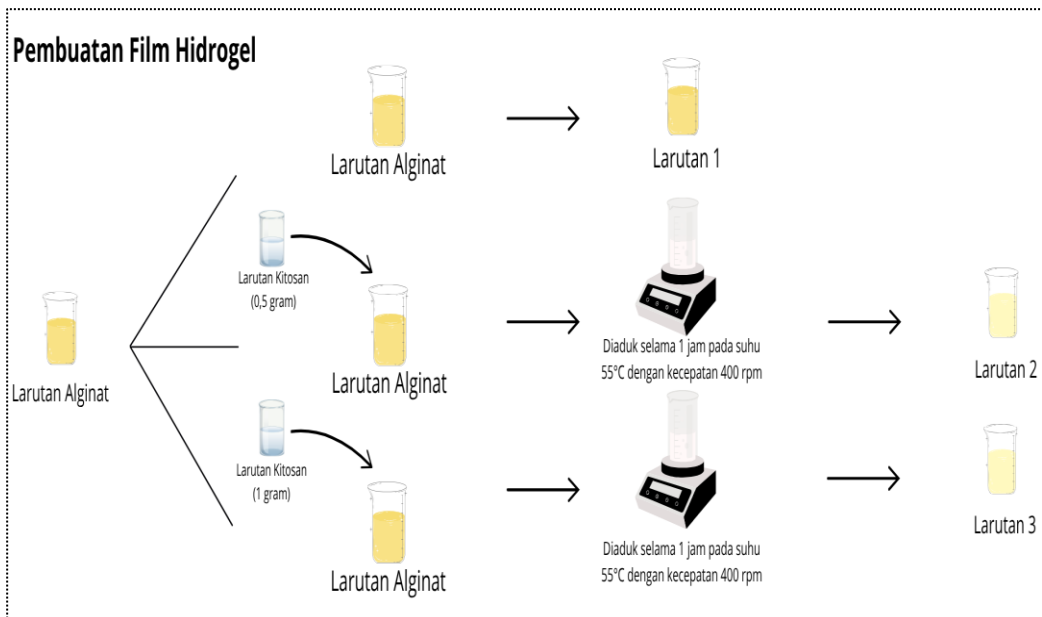
Gambar 2. Skema pembuatan larutan kitosan

2.3.3 Sintesis Film Hidrogel

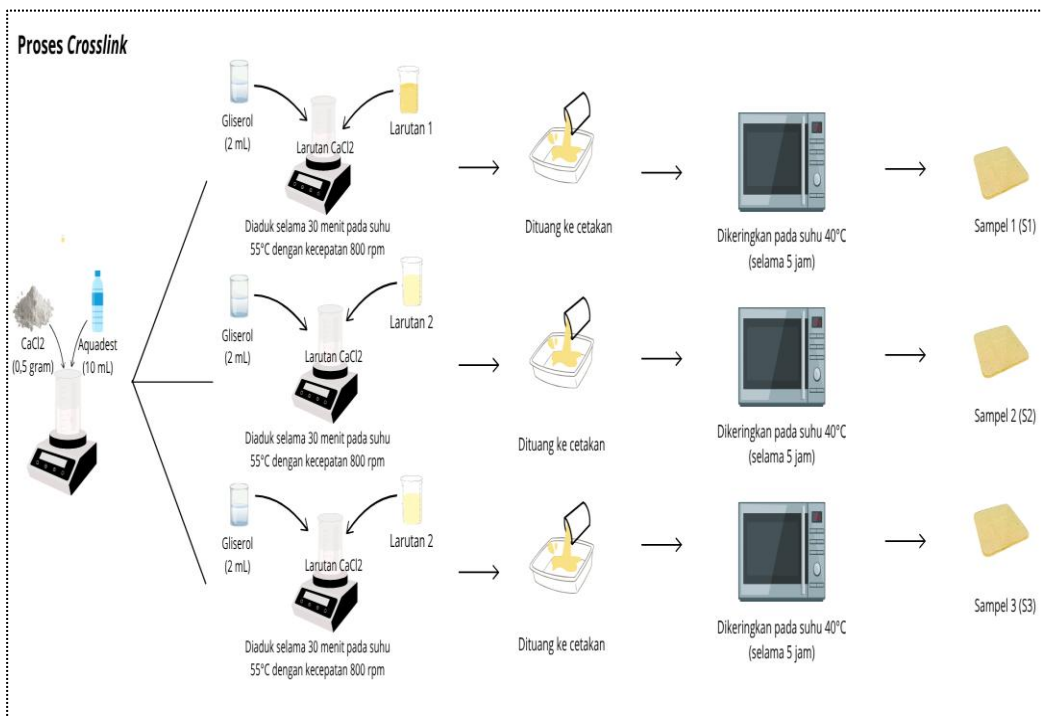
Sintesis film hidrogel dibuat dengan menggunakan proses *solvent-casting* dengan prosedur *crosslinking*. Pertama, larutan SA dan Gliserol dicampur dengan menggunakan *magnetic stirrer* selama 30 menit pada suhu 55°C dengan kecepatan 400 rpm. Setelah larutan homogen tambahkan larutan CaCl_2 2% (2,5 mL) ke dalam larutan, aduk menggunakan *magnetic stirrer* selama 20 menit pada suhu 55°C dengan kecepatan 800 rpm. Kemudian campuran tersebut dituang ke dalam cetakan (10 cm × 10 cm) dan dikeringkan di oven selama 5 jam pada suhu 40°C. Kedua, larutan SA dan Ch dicampur dengan menggunakan *magnetic stirrer* selama 30 menit pada suhu 55°C dengan kecepatan 400 rpm. Kemudian tambahkan Gliserol dan aduk menggunakan *magnetic stirrer* selama 30 menit pada suhu 55°C dengan kecepatan 400 rpm. Setelah larutan homogen tambahkan larutan CaCl_2 2% (2,5 mL) ke dalam larutan, aduk menggunakan *magnetic stirrer* selama 20 menit pada suhu 55°C dengan kecepatan 800 rpm. Kemudian campuran tersebut dituang ke dalam cetakan (10 cm × 10 cm) dan dikeringkan di oven selama 5 jam pada suhu 40°C. Prosedur kedua ini juga digunakan untuk membuat sampel ketiga dengan variasi Ch yang berbeda yaitu 1 gr. Proses pembuatan sampel dapat dilihat pada **Gambar 3.** dan **Gambar 4.** Sintesis film hidrogel ini memvariasikan kandungan sampel seperti pada **Tabel 1:**

Tabel 1. Variasi komposisi kandungan sampel

Kode Sampel	Sodium Alginat ($\text{NaC}_6\text{H}_7\text{O}_6$) (gram)	Kitosan ($\text{C}_{56}\text{H}_{103}\text{N}_9\text{O}_{39}$) (gram)
S1	0,25	-
S2	0,25	0,5
S3	0,25	1



Gambar 3. Skema pembuatan film hidrogel



Gambar 4. Skema proses *crosslink* film hidrogel SA/Ch

2. 4 Pengamatan dan Pengukuran

2.4.1 Fourier Transform Infrared Spectroscopy (FTIR)

Spektrum FTIR (IR Prestige-21 Shimadzu) digunakan untuk menganalisis gugus fungsi pada sampel, pada rentang gelombang 350-4000 cm^{-1} .

2.4.2 X-Ray Diffraction (XRD)

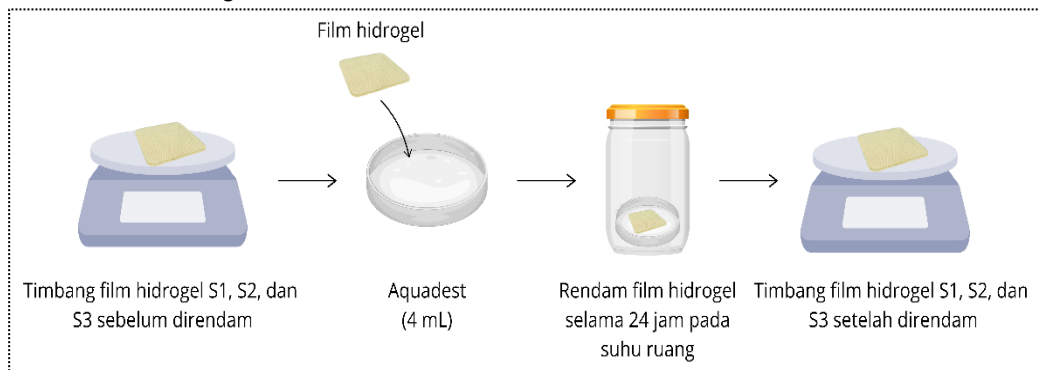
XRD (XRD, Shimadzu 7000) dapat digunakan untuk melihat fase amorf yang terbentuk dari sampel dan sifat struktural dari sampel.

2.4.3 Swelling Test

Kemampuan film hidrogel dalam menyerap air dievaluasi dengan cara sampel film hidrogel berukuran 4×4 cm dimasukkan ke dalam cawan petri dan direndam dalam 4 mL *aquadest* pada suhu ruang. Setelah 24 jam, film hidrogel dikeringkan menggunakan kertas saring, kemudian sampel ditimbang untuk mengetahui perubahan massanya. Proses *swelling* dapat dilihat pada **Gambar 5**. *Swelling ratio* (%) hidrogel dihitung dengan menggunakan Pers. 1 (Alves et al., 2022):

$$S = \frac{(W_t - W_i)}{(W_i)} \times 100\% \quad (1)$$

di mana S adalah *swelling ratio*, W_i adalah berat hidrogel sebelum direndam, dan W_t adalah berat hidrogel setelah direndam.



Gambar 5. Skema *swelling test*

2.4.4 Pengukuran zona hambat bakteri

Uji antibakteri dilakukan dengan metode difusi agar dari bakteri *Staphylococcus aureus* dengan mengukur diameter zona hambatan bakteri (Tang et al., 2024).

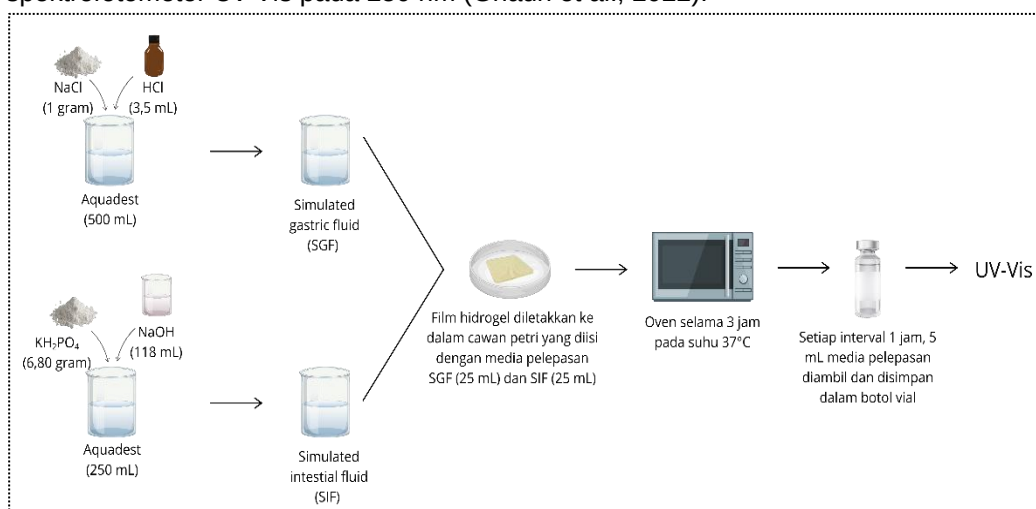
2.4.5 Uji pelepasan obat secara *in vitro*

Berdasarkan referensi dari (Ghauri et al., 2022), *Simulated gastric fluid* (SGF) dengan pH 1,2 disiapkan dengan menambahkan NaCl (1 g) dan HCl 37% (3,5 mL) ke dalam gelas kimia yang berisi *aquadest* (500 mL). *Simulated intestinal fluid* (SIF) dengan pH 6,8 disiapkan dengan mencampurkan 250 mL larutan KH_2PO_4 (0,2 M) dan 118 mL larutan NaOH (0,2 mL). Pemuatan obat cefixime (CFX) pada sampel dibuat dengan menggunakan SA (0,25 g) yang dilarutkan dalam *aquadest* (30 mL), gliserol (2 mL), dan cefixime (0,5 g) dicampur menggunakan *magnetic stirrer* selama 1,5 jam. Kemudian ditambahkan *cross-linker* yaitu CaCl_2 (2,5 mL), diaduk selama 20 menit, pindahkan ke dalam cetakan dan dikeringkan dalam oven 40°C selama 5 jam. Komposisi kimia dan kode dari sampel yang memuat obat terdapat pada **Tabel 2** (Ghauri et al., 2022):

Tabel 2.Variasi komposisi kandungan sampel

Kode Sampel	Sodium Alginat ($\text{NaC}_6\text{H}_7\text{O}_6$) (g)	Kitosan ($\text{C}_{56}\text{H}_{103}\text{N}_9\text{O}_{39}$) (g)	Gliserol ($\text{C}_3\text{H}_8\text{O}_3$) (mL)	CaCl_2 (mL)	Obat Cefixime (g)
S1	0,25	-	2	2,5	0,5
S2	0,25	0,5	2	2,5	0,5
S3	0,25	1	2	2,5	0,5

Film hidrogel berukuran 4×4 cm yang mengandung CFX diletakkan dalam cawan petri yang diisi dengan media pelepasan SGF (25 mL) dan SIF (25 mL), kemudian dioven selama 3 jam pada suhu 37°C . Setiap interval 1 jam, 5 mL media pelepasan diambil dan disimpan dalam botol vial. Kemudian cawan petri diisi ulang dengan larutan SGF dan SIF baru dengan volume yang sama seperti yang telah diambil, untuk menjaga konsistensi volume larutan (Ghauri et al., 2022). Proses pembuaatan sampel dapat dilihat pada **Gambar 6**. Jumlah CFX yang dilepaskan oleh S1, S2, dan S3 diukur menggunakan spektrofotometer Uv-Vis pada 250 nm (Ghauri et al., 2022).

**Gambar 6.**Skema obat secara *in vitro*

2.4.6 Efisiensi Enkapsulasi (EE)

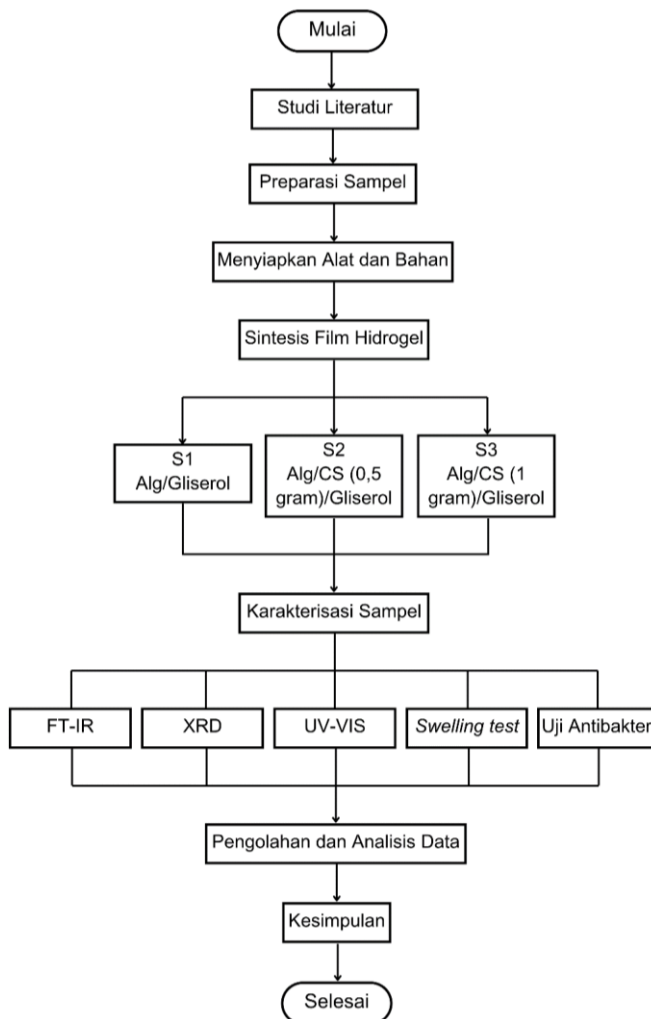
Efisiensi enkapsulasi dihitung dengan mengambil 0,05 g hidrogel yang dimuat oleh CFX, kemudian direndam selama 24 jam dalam 25 mL SGF pada pH 1,2. Setelah 24 jam, larutan diaduk menggunakan *magnetic stirrer* selama 15 menit, disaring dan diukur absorbansinya menggunakan *UV-Vis spectrophotometry* pada 250 nm. Proses pembuatan sampel dapat dilihat pada **Gambar 7**. Efisiensi enkapsulasi (EE) dihitung dengan menggunakan **Pers.2** (Qureshi et al., 2024):

$$EE(\%) = \frac{\text{Konsentrasi obat yang terekstrak dari sampel}}{\text{Konsentrasi awal obat yang ditambahkan}} \times 100 \quad (2)$$



Gambar 7. Skema enkapsulasi obat

2.5 Pelaksanaan Penelitian



Gambar 8. Bagan alir penelitian