

# BAB I

## PENDAHULUAN

### I.1 Latar belakang

Material *nanocarrier* seperti *dendrimers* dan *micelles*, komponen organik dan komponen inorganik yang meliputi *mesoporous silica*, *quantum dots*, selulosa dan kerangka logam-organik (MOF), dikembangkan selama beberapa dekade terakhir sebagai pembawa obat dalam sistem penghantaran obat (DDS) [1–6]. MOF telah dikembangkan secara luas [6–9] karena dipicu oleh kekurangan dari material seperti *dendrimers* dan *micelles* yang memiliki kapasitas *loading* tidak stabil dan rendah [10, 11], *quantum dots* yang memiliki sitotoksitas [12], dan *mesoporous silica* yang dapat menyebabkan terjadinya hemolisis [13]. Sifat-sifat MOF seperti porositas yang bisa diatur, kapasitas *loading* yang tinggi, pelepasan obat yang mudah dikontrol adalah beberapa alasan MOF lebih digunakan dalam DDS. Terlebih lagi, beberapa logam telah diuji memiliki biokompatibilitas dan dapat terurai secara biologis, sehingga MOF merupakan material yang berpotensi tinggi untuk digunakan dalam DDS [7, 8].

MOF adalah material yang tersusun atas logam dengan ligan organik [14]. Salah satu logam yang dapat digunakan dalam pembuatan MOF adalah logam kalsium (Ca). Hingga saat ini, MOF berbasis kalsium (Ca-MOF) telah digunakan dalam banyak aplikasi seperti, proses pemisahan *light hydrocarbon* [15], proses ekstraksi CO<sub>2</sub> dari *flue gas* [16], sebagai *photoluminescence* [17], sebagai katalis untuk *biodiesel* [18], dan juga pembawa obat dalam DDS [19]. Toksisitas yang rendah serta biokompatibilitas dengan tubuh manusia merupakan alasan Ca-MOF dapat digunakan sebagai pembawa obat dalam DDS [20]. Meskipun demikian, penggunaan Ca-MOF dalam DDS masih sangat jarang untuk digunakan. Hal

tersebut disebabkan oleh kapasitas *loading* obat dan volume pori Ca-MOF yang rendah ketika digunakan sebagai pembawa obat dalam DDS [8].

Untuk mengatasi kekurangan tersebut, pemilihan pelarut yang sesuai dapat diaplikasikan dalam sintesis Ca-MOF. Penggunaan pelarut yang berbeda dalam sintesis Ca-MOF khususnya dengan ligan *benzene dicarboxylic acid* (BDC) yang akan digunakan pada penelitian ini (Ca-BDC) akan menghasilkan pada volume pori dan luas permukaan yang berbeda juga, dimana hal ini akan berdampak pada kemampuan *loading* dan pelepasan obat dari Ca-BDC. Dalam penelitian ini pelarut dimetilasetamida (DMA) akan digunakan dalam sintesis Ca-BDC, karena dapat menghasilkan volume pori dan *accessible* luas permukaan yang lebih tinggi dibandingkan dengan pelarut dimetilformamida (DMF). *Alavijeh et al* (2022) melaporkan bahwa Ca-BDC dengan pelarut DMA menghasilkan peningkatan pada volume pori dan luas permukaan area jika dibandingkan ketika menggunakan DMF sebagai pelarut, sehingga kemampuan adsorpsi dari Ca-BDC dengan pelarut DMA meningkat dibandingkan ketika menggunakan pelarut DMF [21].

Sintesis Ca-BDC akan dilakukan secara solvotermal menggunakan pelarut DMA dengan menambahkan modulator berupa trietilamina (TEA). Penambahan modulator ini bertujuan untuk meningkatkan kemurnian dan karakteristik fisik dari Ca-BDC [22, 23]. Performa Ca-BDC dalam *loading* dan pelepasan obat dilakukan dengan menggunakan target obat kurkumin. Selama 2 dekade terakhir, kurkumin telah diteliti dan memiliki potensi untuk digunakan sebagai obat antioksidan, *anti-inflammatory*, *antiproliferative*, dan juga diketahui sebagai penghambat aktivitas karsinogenesis [24]. Meskipun demikian, kurkumin merupakan obat yang bersifat hidrofobik sehingga susah untuk diserap oleh tubuh dan membuat kemampuan bioavailabilitasnya menjadi terbatas [24, 25]. Oleh karena itu, diperlukan

adanya pembawa obat untuk memuat dan menghantarkan kurkumin ke target yang diinginkan. Meskipun penggunaan kurkumin dalam sistem penghantaran obat sudah banyak dilakukan, namun penelitian yang mendalam untuk mengetahui kemampuan Ca-BDC untuk mengadsorpsi dan menghantar obat kurkumin masih sangat jarang dilakukan. Penelitian ini berfokus pada studi karakteristik Ca-BDC, mempelajari pengaruh konsentrasi awal kurkumin, pH, waktu, dan suhu terhadap proses adsorpsi kurkumin ke dalam Ca-BDC. Studi degradasi dari Ca-BDC yang membawa obat kurkumin secara *in vitro*—menggunakan *phosphate buffer saline* (PBS) pada berbagai pH (pH = 2, 5,5, dan 6,8) serta kinetika pelepasan obat kurkumin dengan pengaruh pH 2, 5,5, dan 6,8 dan radiasi sinar UVA pada panjang gelombang 366 nm akan juga dipelajari.

## **I.2 Tujuan penelitian**

Pada penelitian ini, peneliti memiliki tujuan sebagai berikut:

1. Menganalisa karakteristik kristalinitas, morfologi dari permukaan, ukuran partikel dan luas permukaan, muatan, serta gugus fungsi dari Ca-BDC.
2. Mempelajari pengaruh konsentrasi awal kurkumin (200 – 2000 ppm, dengan interval konsentrasi 200 ppm), pH (2 – 9), waktu (6, 12, 18, 24, dan 48 jam), dan suhu (30, 40, dan 50°C) dalam proses adsorpsi kurkumin ke dalam Ca-BDC.
3. Mempelajari degradasi dari Ca-BDC secara *in vitro* pada PBS dengan pH 2, 5,5, dan 6,8.
4. Mempelajari studi kinetika pelepasan kurkumin dari Ca-BDC dengan pengaruh pH (pH = 2, 5,5, dan 6,8) dan radiasi sinar UVA pada panjang gelombang 366 nm.

### I.3 Pembatasan masalah

Pada penelitian ini memiliki batasan-batasan masalah sebagai berikut:

1. Obat yang dibawa oleh Ca-BDC adalah kurkumin.
2. Metode sintesis Ca-BDC adalah solvotermal dengan menggunakan pelarut DMA.
3. Proses adsorpsi dilakukan dengan menggunakan variasi pengaruh konsentrasi awal kurkumin (200, 400, 600, 800, 1000, 1200, 1400, 1600, 1800, 2000 ppm), variasi pH (2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9), variasi waktu (6, 12, 18, 24, 48 jam), dan suhu (30, 40, dan 50°C).
4. Larutan untuk studi degradasi *in-vitro* berupa PBS dengan pH 2,2, 5,5 dan 6,8.
5. Model kinetika pelepasan kurkumin dari pembawa obat Ca-BDC yang dipelajari adalah model kinetika *pseudo first order*, *Korsmeyer-Peppas* dan *Higuchi*.
6. Pelepasan obat kurkumin dilakukan pada PBS dengan pH 2,2, 5,5, 6,8 dan pengaruh radiasi terhadap pelepasan obat kurkumin dilakukan dengan menggunakan sinar UVA pada panjang gelombang 366 nm.