

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Menurut data *World Health Organization* (WHO) pada tahun 2021, sejumlah negara berkembang memiliki jumlah kasus kecelakaan lalu lintas (laka lantas) yang paling tinggi. Sekitar 80 persen kasus laka lantas, mengakibatkan terjadinya fraktur atau patah tulang [1]. Selain faktor laka lantas, kerusakan tulang juga disebabkan tulang keropos (osteoporosis). Menurut data Riset Kesehatan Dasar (Riskesdas) Kementerian Kesehatan RI pada tahun 2021, kasus osteoporosis di Indonesia rata-rata mencapai kenaikan kasus sebesar 6,1 persen [2].

Tingginya kasus kerusakan tulang yang disebabkan patah tulang dan osteoporosis ini, menyebabkan kebutuhan biomaterial untuk operasi implan juga meningkat. Satu diantara biomaterial yang banyak digunakan sebagai bahan implan, khususnya implan ortopedi adalah Ti-6Al-4V *Extra Low Interstitial* (ELI), paduan titanium tipe $\alpha+\beta$ [3]. Paduan ini memiliki sifat mekanik dan biokompatibilitas yang sangat baik. Namun, seperti logam implan lainnya, bioaktifnya kurang untuk mendukung proses pertumbuhan jaringan tulang baru (osseointegrasi) di sekitar implan.

Oleh karena itu, permukaan Ti-6Al-4V ELI perlu dilapisi dengan bahan yang memiliki bioaktivitas tinggi seperti hidroksiapatit (HA). Namun, beberapa penelitian menjelaskan lapisan HA cenderung memiliki kekuatan adhesi yang rendah sehingga menyebabkan lapisan mudah retak dan terkelupas dari permukaan implan, dan kemudian menyebabkan kegagalan implan [4,5].

Selain untuk meningkatkan bioaktifitas, Ti-6Al-4V ELI yang dilapisi HA juga bertujuan untuk menghindari kontak langsung antara logam dengan jaringan keras dan lunak di dalam tubuh untuk meminimalkan korosi implan logam dan pelepasan ion logam.

Penelitian serupa dengan menggunakan metode pelapisan *Electro Phoretic Deposition* (EPD), juga menunjukkan bahwa daya lekat lapisan *coating* HA masih rendah, dan banyak ditemukan titik-titik retakan yang dapat menyebabkan kegagalan osseointegrasi. Selain itu, lapisan HA juga banyak ditemukan penumpukan lapisan (aglomerasi) dan retakan pada permukaan spesimen uji Ti-6Al-4V ELI yang dilapisi HA komersil (nano). Kondisi tersebut terjadi pada proses densifikasi pada temperatur sintering

900 °C [5,6]. Spesimen uji yang diberi perlakuan di bawah 8 volt selama 5 menit menunjukkan ikatan adhesi terbaik pada suhu sintering 800 °C. Pelapisan cukup seragam dengan cakupan permukaan 82,1% dan dengan ketebalan rata-rata 73,3 µm.

Sintering pada suhu 800 °C adalah kondisi optimum untuk HA dalam kondisi vakum, karena tidak menyebabkan perubahan struktur HA, sehingga tidak menimbulkan retak. Suhu tersebut mempengaruhi sifat kimia pelapis HA yang stabil karena memiliki daya rekat yang baik pada permukaan material. Selain itu, pada suhu sintering 800 °C, tidak ada lagi degradasi titanium dan tidak ada dekomposisi HA yang diinduksi oleh logam [7].

Selain itu, juga dilaporkan masalah serupa pada lapisan HA yang mudah retak pada suhu sintering 900 °C [7]. Dalam hal ini, kekuatan adhesi dilakukan dengan menggunakan uji pita potong silang (*cross-cut test*) dan diperoleh hasil daya rekat tidak begitu kuat pada suhu sintering di atas 800 °C. Suhu sintering terbaik untuk meminimalkan retak adalah pada 800 °C. Di satu sisi, suhu sintering yang tinggi, dapat memperkuat kepadatan lapisan dan mengurangi porositas. Namun di sisi lain, juga menyebabkan keretakan, yang diawali dengan terkelupasnya lapisan tertentu.

Oleh karena itu, diperlukan kekuatan rekat yang kuat untuk menghindari retak pada permukaan lapisan. Kekuatan adhesi lapisan juga dipengaruhi oleh ketebalan dan cakupan area (*surface coverage*) lapisan yang tipis dan merata. Lapisan HA dengan ketebalan yang tinggi, cenderung memiliki kekuatan adhesi yang lebih rendah, dan juga lebih mudah retak selama proses sintering [8].

Untuk mengurangi retak lapisan selama proses sintering, Guraksin *et al.*[9] menggunakan pelarut aditif KH_2PO_4 , Na_2CO_3 , dan P_2O_5 untuk meningkatkan sifat adhesi lapisan pada Ti-6Al-4V. Dalam penelitian tersebut, retakan tidak ditemukan pada suhu sintering 800 °C, namun retakan terjadi pada 900 °C. Ini disebabkan perbedaan koefisien termal, dimana Ti-6Al-4V memiliki koefisien termal $\sim 10.3 \mu\text{m}/\text{m.K}$ lebih rendah dibanding HA ($\sim 14 \mu\text{m}/\text{m.K}$) yang memicu tegangan termal, mendorong terjadinya retak. Perbedaan koefisien termal ini juga akan mempengaruhi perbedaan muai dan susut antara lapisan HA dan material pada saat pemanasan dan pendinginan selama proses sintering yang menghasilkan tegangan termal.

Selain disebabkan perbedaan koefisien termal, retak ini juga disebabkan kurang kuatnya ikatan adhesi antara lapisan HA dengan material Ti-6Al-4V selama proses sintering. Semakin besar ukuran partikel HA, maka rongga (porositas) antar partikel akan semakin besar pula. Karena partikel HA tulang sapi sebesar 125 µm cukup besar, maka etanol yang digunakan sebagai pelarut HA, terperangkap dalam rongga yang terbentuk

pada proses pelapisan HA, jumlahnya juga cukup banyak. Kondisi ini akan menimbulkan keretakan pada permukaan lapisan ketika proses sintering, karena etanol yang terperangkap tersebut menguap dengan cepat [9].

Berdasarkan *state of the art* di atas, dapat diambil *gap* penelitian, bahwa lapisan HA pada material implan cenderung mengalami retak ketika dipanaskan pada temperatur tinggi, di atas 800 °C. Ini disebabkan daya rekat lapisan HA yang kurang kuat pada temperatur sintering yang tinggi. Hal ini menjadi *entry point* untuk menciptakan *novelty* dalam penelitian ini. Untuk meningkatkan kekuatan rekat lapisan HA, terutama pada suhu sintering tinggi di atas 800 °C, perlu ditambahkan *Zirconium Oxide* (ZrO₂) untuk meningkatkan daya rekat dan mengurangi retak lapisan [10].

Ada dua hipotesis kenapa perlu ditambahkan ZrO₂ dalam penelitian ini. Pertama, ZrO₂ memiliki sifat tahan retak dan kekuatan lentur (*flexural strength*) yang baik karena dapat menyerap energi selama transformasi dari struktur tetragonal menjadi monoklinik [10, 11]. Dalam penelitian ini nantinya, dengan menambahkan ZrO₂ ke dalam suspensi HA, lapisan HA akan sulit retak jika dipanaskan di atas 800 °C.

Temperatur pemanasan di atas 800 °C ini akan meningkatkan kekuatan ikatan melalui peningkatan difusi partikel pada bagian permukaan (*interface*). Sintering ini memicu difusi ikatan antara unsur fosfor dengan material. Pada temperatur 850–900 °C, terjadi transformasi penguatan (*toughening*) lapisan HA dan ZrO₂ dari fasa- α (tetragonal) menjadi fasa- β (monoklinik) [11].

Kedua, ZrO₂ dapat menghantar kalor yang baik kepada Ti-6Al-4V ELI karena koefisien ekspansi termal ZrO₂ ($9,6 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) hampir mendekati koefisien ekspansi termal Ti-6Al-4V ELI ($8,6 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$). Ikatan fasa ZrO₂ pada lapisan HA menjadi penghalang difusi, untuk melindungi retak pada lapisan. Dalam hal ini, ZrO₂ berfungsi sebagai penahan agar ikatan adhesi pada material dan suspensi HA tidak tertarik saat terjadinya proses pemanasan.

Temperatur pemanasan di atas 800 °C akan menyebabkan struktur ZrO₂ menjadi stabil. Fase metastabil tetragonal ZrO₂ ini akan memperkuat dan menguatkan struktur dari transformasi lokal menjadi fase monoklinik untuk meminimalisir retak pada lapisan. Reaksi antara ZrO₂ dan HA menyebabkan terjadinya dekomposisi HA menjadi trikalsium *pospat* (TCP) [12, 13]. Dengan adanya permukaan lapisan yang tidak mudah retak ini, sangat diharapkan untuk meningkatkan osseointegrasi dan mengurangi efek inflamasi dari implan.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang di atas, maka rumusan masalah dalam penelitian ini antara lain:

1. Bagaimana pengaruh ZrO_2 jika ditambahkan pada suspensi HA komersil untuk meningkatkan daya rekat (adhesi) dan mengurangi retak lapisan HA pada permukaan material implan Ti-6Al-4V ELI?
2. Bagaimana pengaruh penambahan ZrO_2 terhadap efektivitas daya rekat lapisan serta sifat bioaktifitas dan biokompatibilitas (*in vitro*) Ti-6Al-4V ELI setelah direndam dalam cairan *simulated body fluid* (SBF)?

1.3 Tujuan Penelitian

1. Mendapatkan parameter terbaik penambahan massa ZrO_2 pada HA komersil untuk meningkatkan daya rekat adhesi dan meminimalkan retak pada lapisan permukaan Ti-6Al-4V ELI.
2. Mendapatkan lapisan HA yang tipis, dan *surface coverage* lapisan yang merata di seluruh permukaan Ti-6Al-4V ELI setelah penambahan ZrO_2 .
3. Mendapatkan efektivitas daya rekat lapisan serta sifat bioaktifitas dan biokompatibilitas (*in vitro*) Ti-6Al-4V ELI setelah direndam dalam cairan SBF.

1.4 Manfaat Penelitian

Manfaat dari penelitian ini ditujukan kepada pemerintah, peneliti lain, praktisi, industri *medical device*, dan masyarakat, yang dapat diuraikan sebagai berikut:

1. Bermanfaat bagi aplikasi biomedis, khususnya mendapatkan ikatan adhesi lapisan material implan yang kuat, yang diharapkan nantinya mampu meningkatkan osseointegrasi dan mengurangi efek inflamasi dari implan.
3. Bagi praktisi dan dunia industri yang bergerak di bidang *implant device*, penelitian ini dapat dimanfaatkan sebagai salah satu referensi untuk menggunakan atau memproduksi lapisan HA yang kuat untuk material implan buatan dalam negeri.
4. Bagi pemerintah, penelitian ini dapat dimanfaatkan sebagai acuan bahwa riset material di bidang kesehatan, terutama di bidang biomedis, sangatlah penting untuk dikaji lebih lanjut, khususnya untuk pengembangan ilmu biomedis yang lebih inovatif.

1.5 Batasan Masalah

1. Pengujian *Dip Coating* dilakukan dalam temperatur kamar.
2. Menggunakan HA komersil (Sigma Aldrich, USA) ukuran nano (200 nm).

