

BAB I

PENDAHULUAN

A. Latar Belakang Masalah

Kecelakaan lalu-lintas, bencana alam dan penuaan dapat menjadi faktor penyebab patah tulang, retak tulang dan pengkroposan tulang. Salah satu teknik penyembuhan tulang yang rusak salah satunya dengan cara mengimplankan struktur tulang buatan atau skafol tulang yang dapat menginisiasi pertumbuhan jaringan tulang dan membantu menopang tulang agar bisa berfungsi kembali.

Menurut Hendra Hermawan (Hariyanti D, 2015;1). Di Indonesia hanya 6% alat kesehatan yang beredar adalah produk lokal. Angka yang rendah di banding dengan Malaysia (10%), Vietnam (13%) dan Thailand (33%), data ini menunjukan ketergantungan Indonesia yang tinggi akan produk impor. Indonesia tidak kekurangan pakar dalam bidang alat kesehatan dan proses produksinya, mereka tersebar di berbagai universitas, lembaga riset dan institusi pemerintah.

Menurut Rizal, Yanuar, (2019). Biodegradable material merupakan material yang dapat terurai sendiri secara alami (biologis) di alam. Penelitian terkait biomaterial terus dilakukan hingga saat ini. Hal ini bertujuan untuk menciptakan inovasi terbaru terkait biomaterial logam sebagai material scaffold yang memiliki spesifikasi lebih baik dan tidak berbahaya bagi tubuh manusia. Dari permasalahan tersebut dibutuhkan scaffold tulang yang dapat terurai sendiri menggunakan bahan Magnesium based alloy berpori. Logam berpori memiliki berat yang rendah dan dapat disesuaikan kepadatannya. Sifat gabungan yang baik dari logam dan pori membuat logam berpori cocok untuk aplikasi struktural dan fungsional. Magnesium berpori sangat cocok digunakan sebagai bahan scaffold struktur tulang cancellous, pori yang terbentuk pada material akan membantu merangsang pertumbuhan tulang. Disamping itu material yang ditanamkan pada tulang akan bertindak sebagai scaffold tulang atau pembentuk struktural sementara dan dapat memperkuat struktur tulang yang mengalami pengkroposan.

Menurut Aprillia Erryani (2019) Logam berbasis Magnesium (Mg) menarik perhatian untuk aplikasi *orthopedic device* terutama *scaffold* tulang karena memiliki sifat mekanik yang hampir sama dengan tulang manusia, serta sifat mampu luruh (*biodegradable*) yang membuatnya lebih unggul jika dibandingkan dengan bahan titanium atau baja tahan karat (*stainless steel*) yang

bersifat kaku dan tidak mampu luruh sehingga berpotensi menimbulkan terjadinya *stress shielding*. Dari segi proses, paduan magnesium yang dilakukan melalui proses metalurgi serbuk memiliki sifat mekanik yang lebih baik dibandingkan dengan proses *casting*. Hal ini dikarenakan proses kompaksi sintering yang membuat material lebih padat, dan akurasi komposisi bahan lebih terkontrol.

Metalurgi serbuk adalah suatu proses manufaktur barang komersil dari bahan logam dengan bahan awal berbentuk serbuk. Prinsip dari proses ini ialah dengan memadatkan bahan yang telah terbentuk serbuk dengan cara menekan (*compaction*) kemudian dipanaskan dibawah titik lelehnya yang disebut proses *sintering* (Safrudin dkk, 2014). Pembuatan produk dengan menggunakan serbuk merupakan suatu langkah yang tepat untuk menghasilkan produk dengan bentuk yang kompleks, memiliki kualitas atau tingkat ketelitian yang bagus dan lebih ekonomis. Adapun proses metalurgi serbuk terdapat beberapa tahapan seperti, *mixing*, kompaksi dan *sintering*.

Sintering adalah proses yang digunakan untuk membentuk ikatan antar partikel setelah proses kompaksi. Proses ini dilakukan dengan memberikan panas sampel pada temperatur di bawah titik lelehnya sehingga serbuk-serbuk logam akan memadu karena adanya mekanisme transformasi massa akibat difusi dari atom-atom dipermukaan serbuk. Dengan adanya difusi ini maka akan terbentuk ikatan-ikatan partikel yang halus antar permukaan serbuk yang dapat meningkatkan kekuatan material.

Pengujian yang digunakan dalam penelitian ini meliputi pengujian struktur mikro dan pengujian tekan adapun pengujian struktur mikro dilakukan untuk mengetahui permukaan dan pori-pori pada spesimen dengan menghaluskan spesimen uji agar dapat mudah terlihat pori-pori benda uji tersebut, sedangkan pengujian tekan dilakukan untuk mengetahui kekuatan spesimen magnesium berpori hasil penelitian, hasil kekuatan uji tekan harus sesuai dengan kekuatan tulang. Tulang *cortical bone* memiliki kekuatan uji tekan 130-180 Mpa, sedangkan *cancelous bone* 4-12 Mpa (Abdulmalik, 2012).

Pada penelitian yang dilakukan Hamid (2016). variasi temperatur yang digunakan 200°C, 250°C dan 300°C, kesimpulan yang didapat adalah semakin meningkatnya temperatur dan lamanya waktu holding sintering, paduan Mg-Fe-Zn mempunyai sifat mekanik dan sifat morfologi yang semakin baik. Penelitian ini sangat perlu untuk dilakukan, selain masih sangat terbatasnya informasi yang

diperoleh, juga untuk mengetahui pengaruh variasi temperatur *sintering* 350°C, 400°C dan 450°C, terhadap kekuatan tekan dan struktur mikro magnesium berpori yang mampu terdegradasi pada tulang manusia.

B. Rumusan Masalah

1. Bagaimana pengaruh temperatur *sintering* terhadap kekuatan tekan *scaffold* tulang mampu terdegradasi?
2. Bagaimana pengaruh temperatur *sintering* terhadap struktur mikro magnesium berpori *scaffold* tulang mampu terdegradasi?

C. Tujuan Penelitian

1. Mengetahui pengaruh temperatur *sintering* terhadap kekuatan tekan pada *scaffold* tulang mampu terdegradasi.
2. Mengetahui pengaruh temperatur *sintering* terhadap struktur mikro magnesium berpori *scaffold* tulang mampu terdegradasi.

D. Kegunaan Penelitian

1. Bidang Akademis
 - a) Dengan penelitian ini penyusun dapat menerapkan ilmu dari teori yang dipelajari dengan praktek langsung dalam proses metalurgi serbuk
 - b) Penyusun dapat memberi pengetahuan tentang hasil penelitian yang telah dilakukan guna referensi penelitian selanjutnya.

2. Bidang Industri dan Masyarakat

Setelah dilakukan penelitian ini diharapkan dapat membantu pemerintah sebagai acuan bahwa riset dibidang medis sangat penting dikaji lebih lanjut, bahkan direalisasikan.

E. Ruang Lingkup Penelitian

Dalam penelitian ini terdapat beberapa hal yang menjadi ruang lingkup yaitu sebagai berikut :

1. Kondisi temperature pada saat dilakukan *sintering* dianggap konstan dan selalu *vacum*.
2. Waktu pada saat dilakukan *sintering* sama yaitu 90 menit.
3. Variasi temperatur yang digunakan yaitu 350°C, 400°C dan 450°C.
4. Besar ukuran serbuk yaitu mesh 100.

5. Pengujian yang dilakukan adalah pengujian tekan dan pengujian struktur mikro
6. Kompaksi spesimen dengan gaya kompresi 270 Mp