



SIFAT MEKANIK DAN STRUKTUR MIKRO PADUAN MAGNESIUM BERPORI DENGAN VARIASI KOMOSISI AGEN PENGEMBANG DAN TEMPERATUR SINTER UNTUK APLIKASI IMPLAN MAMPU LURUH

Aprilia Erryani^a, Novantoro^b, Franciska Pramuji Lestari^a, Made Subekti Dwijaya^a, Ika Kartika^a

^aPusat Penelitian Metalurgi dan Material-LIPI

Gedung 470, Kawasan Puspiptek Serpong, Tangerang Selatan, Indonesia 15310

^bUniversitas Sultan Ageng Tirtayasa

Jl. Jend. Sudirman Km 3, Cilegon, Banten, Indonesia 42435

*Email : apri011@lipi.go.id

Masuk Tanggal : 26-06-2019, revisi tanggal : 06-08-2019, diterima untuk diterbitkan tanggal : 09-10-2019

Intisari

Implan magnesium berpori memiliki potensi yang besar sebagai aplikasi *scaffold* berdasarkan sifat mampu luruh, biokompatibilitas dan sifat mekaniknya yang mendekati tulang manusia. Kombinasi Mg, Zn dan Sr dalam implan dapat membantu mempercepat proses penyembuhan tulang. Optimalisasi parameter untuk membuat logam berpori dengan SrCO₃ sebagai agen pengembang adalah dengan melakukan variasi temperatur sintering 650, 675 dan 700 °C dengan waktu tahan konstan selama 3 jam serta komposisi %berat SrCO₃ pada 5, 10 dan 20. Karakterisasi struktur mikro paduan Mg dilakukan dengan menggunakan SEM (*scanning electron microscope*), persebaran unsur dilakukan dengan *mapping* EDS (*energy dispersive spectrometry*) dan juga XRD (*x-ray diffraction*). Dilakukan pengujian tekan untuk mengetahui nilai kekuatan paduan serta %porositas dengan metode Archimedes. Porositas tertinggi Mg didapat pada 20 %berat SrCO₃ pada temperatur sinter 700 °C, yaitu 29,63% porositas, serta kekuatan kompresi 283,28 MPa pada 5 %berat SrCO₃ pada temperatur sinter 700 °C. Hasil penelitian menunjukkan bahwa struktur pori serta sifat mekanik yang dihasilkan mendekati kesesuaian dengan *cortical bone* dan *consellous bone*.

Kata Kunci: Paduan Mg, struktur berpori, metalurgi serbuk, agen pengembang SrCO₃, implan mampu luruh

Abstract

Porous magnesium implant has great potential for scaffold application due to their biodegradable properties, biocompatible, and their mechanical properties which close to natural human bone. A combination of Mg and Sr in implant application accelerates bone formation. The parameter optimization for making porous metal with SrCO₃ as a foaming agent is to vary the sintering temperature of 650, 675 and 700 °C with a constant holding time of 3 hours and the composition of SrCO₃ at 5, 10 and 20 wt.%. Characterization of the microstructure of Mg alloy is carried out by using a SEM (scanning electron microscopy). The elemental distribution is analyzed by EDS (energy dispersive spectrometry) mapping and XRD (x-ray diffraction). The compressive test was carried out to determine the strength of alloy and percentage of porosity by the Archimedes method. The highest porosity of Mg was obtained at 20 wt.% SrCO₃ sintered at 700 °C, having 29.63% porosity, and the highest compression strength of 283.28 MPa was obtained at 5 wt.% SrCO₃ sintered at 700 °C. The results showed that the resulting pore structure and mechanical properties were close to conformity with cortical bone and cancellous bone.

Keywords: Mg alloy, porous structure, powder metallurgy, foaming agent SrCO₃, biodegradable implant

1. PENDAHULUAN

Berdasarkan sifat luruhnya, material untuk perbaikan tulang dibedakan menjadi dua, yaitu material bioinert dan material mampu luruh.

Material bioinert memiliki sejarah yang panjang dalam penggunaan secara klinis, yang merupakan material medis yang paling banyak digunakan. Meskipun material ini tidak diragukan lagi keberhasilannya untuk perbaikan

tulang namun material ini memiliki masalah yang tidak dapat dihindari. Misalnya material ini akan bertahan dalam tubuh manusia secara permanen sampai mereka tidak dibutuhkan lagi dan harus dihilangkan dengan cara operasi lanjutan. Hal ini, tidak hanya akan menambah biaya namun juga menambah rasa sakit pada pasien. Material mampu luruh hadir untuk mengatasi masalah-masalah tersebut. Material mampu luruh hadir dengan sifat uniknya. Material ini dapat luruh dengan sendirinya sehingga tidak diperlukan operasi lanjutan untuk menghilangkannya. Material ini akan menurunkan sifat mekaniknya seiring dengan pertumbuhan tulang dan jaringan lunak untuk menghindari efek *stress shielding* [1].

Penggunaan implan yang biodegradabel dan biokompatibel merupakan subjek material yang saat ini banyak dikembangkan. Namun, dalam aplikasi proses penyembuhan tulang, sifat mekanik yang tinggi saja tidak cukup untuk sebuah material dikatakan cocok sebagai implan, tetapi juga dioptimalkan sesuai dengan sifat asli dari struktur tulang yang akan diperbaiki. Karena alasan inilah, logam digunakan untuk aplikasi implan tulang yang berstruktur pori baik mikro atau makroselular sehingga dapat mengurangi kekakuan serta kekuatan material logam implan dan mendekati sifat tulang aslinya serta membatasi jumlah material asing yang akan terdegradasi dalam tubuh. Selain itu, logam berpori juga dapat meningkatkan pertumbuhan tulang dan interaksi yang baik antar jaringan tulang dalam proses penyembuhan. Hal yang tak kalah penting juga yaitu berkaitan dengan degradasi implan dalam tubuh untuk implan yang mampu luruh serta permeabilitasnya [2]- [5].

Logam berbasis magnesium, termasuk magnesium murni dan paduannya menarik perhatian untuk aplikasi medis terutama implan mampu luruh karena sifat mampu luruhnya dalam tubuh dan mampu diserap maupun dikeluarkan dari tubuh. Namun aplikasi paduan Mg sebagai implan terbatas karena beberapa masalah seperti kekuatan mekaniknya yang rendah serta sifat plastisitas yang buruk [6].

Dari segi proses, paduan magnesium yang diproses melalui metalurgi serbuk punya sifat mekanik yang lebih baik dibandingkan dengan yang melalui proses *casting*. Hal ini karena hasil metalurgi serbuk memiliki butir yang lebih halus [7].

Selain dari segi proses, penguatan paduan magnesium dapat dilakukan dengan penambahan unsur pepadu seperti Zn dan Sr. Unsur Zn adalah komponen esensial yang ada

pada lebih dari 200 enzim pada tubuh manusia [8]. Kehadiran Zn dalam paduan magnesium dapat meningkatkan sifat mekanik paduan Mg. Penambahan Zn dapat memperbaiki butir dan membentuk fase kedua atau fasa intermetalik yang dapat meningkatkan sifat mekanik paduan Mg. Selain memperbaiki sifat mekanik, Mg juga dapat meningkatkan ketahanan korosi paduan magnesium [9]. Penambahan Sr dapat meningkatkan sifat mekanik dari paduan magnesium melalui mekanisme penghalusan butir dari adanya fasa intermetalik. Sr juga memiliki pengaruh yang baik bagi tubuh, diantaranya menstimulasi pertumbuhan tulang, memiliki sifat mirip dengan kalsium, serta dapat meningkatkan kekuatan dan kepadatan tulang. Stronsium (Sr) biasa digunakan untuk menanggulangi *osteoporosis*, menurunkan aktifitas *osteoplast* dan meningkatkan replikasi sel *reosteoblast* [10]. Penambahan Sr dapat menghaluskan ukuran butir. Kekerasan dan kekuatan luluh (*yield strength*) dari paduan juga meningkat dengan penambahan Sr [11].

Stronsium dalam implan mampu luruh akan menghasilkan ion Sr^{2+} sebagai hasil dari degradasi yang terjadi dalam tubuh. Ion ini dapat membantu mempercepat pertumbuhan jaringan tulang baru karena pengaruhnya dapat mempercepat regenerasi dan mineralisasi tulang [12].

Scaffold merupakan implan berpori yang digunakan dalam proses penyembuhan kerusakan tulang yang *massive* hingga menyebabkan adanya celah pada tulang. Kerusakan jenis ini tidak bisa di sembuhkan hanya dengan mekanisme *mechanical fixation* saja. Magnesium memiliki potensi yang baik untuk dijadikan sebagai bahan *scaffold*. Hal ini dikarenakan magnesium memiliki sifat mekanik yang hampir mirip dengan tulang manusia, serta sifat mampu luruhnya yang membuatnya lebih unggul jika dibandingkan dengan *scaffold* berbahan titanium atau baja tahan karat (*stainless steel*) yang bersifat kaku dan tidak mampu luruh sehingga berpotensi menimbulkan terjadinya *stress shielding* [13].

Implan berbasis Mg sangat menjanjikan pendekatan dalam pengembangan *scaffold* berpori yang cocok secara mekanik untuk menggantikan tulang subchondral [14].

Penelitian ini sangat menarik untuk dilakukan, selain masih sangat terbatas informasi yang diperoleh, juga untuk mengetahui pengaruh penambahan $SrCO_3$ dan temperatur sinter terhadap sifat mekanik dan struktur mikro dalam paduan magnesium sebagai aplikasi implan yang habis dalam tubuh

(*bioresorbable*). Beberapa pengujian yang akan dilakukan adalah pengamatan struktur dengan SEM-EDS (*scanning electron microscopy-energy dispersive spectrometry*), mengetahui fasa yang terbentuk dengan alat uji XRD (*x-ray diffraction*), mengetahui keterkaitan penggunaan agen pengembang dengan pembentukan poros dan densitas, serta sifat mekanik dengan menggunakan metoda Archimedes dan alat uji kompresi pada temperatur kamar.

2. PROSEDUR PERCOBAAN

2.1. Persiapan Material

Material yang digunakan pada penelitian ini meliputi serbuk Mg murni (ukuran partikel: 0,06-0,3 mm), serbuk Zn (kemurnian >98%, ukuran partikel: $\pm 63 \mu\text{m}$) serta SrCO_3 sebagai agen pengembang (*foaming agent*). Seluruh bahan kemudian melalui proses *dry milling* untuk mencampur serbuk Mg, Zn dan SrCO_3 dalam *shaker mill* selama 30 menit sesuai dengan komposisi paduan pada Tabel 2. Setelah tercampur melalui proses pencampuran kering, campuran serbuk logam masing-masing 1 gram dimasukkan ke dalam cetakan dan dikompaksi dengan beban 100 Psi selama 2 menit kemudian dilanjutkan dengan beban 200 psi selama 2 menit. Dari hasil kompaksi diperoleh *green compact* dengan diameter 10 mm. Proses metalurgi serbuk kemudian dilanjutkan dengan *sintering* dengan varisasi temperatur 650, 675, dan 700 °C dalam atmosfer Ar dengan waktu tahan 3 jam. Sampel hasil *sintering* kemudian dikarakterisasi lebih lanjut yang mencakup uji porositas, pengamatan struktur mikro serta EDS (*energy dispersive spectrometry*) *mapping*, kekuatan mekanik dengan uji kompresi, dan pembentukan fasa.

Tabel 1. Komposisi paduan magnesium yang digunakan dalam penelitian

Komposisi Paduan	%Berat		
	Mg	Zn	SrCO_3
Mg-4Zn-5 SrCO_3	91	4	5
Mg-4Zn-10 SrCO_3	86	4	10
Mg-4Zn-20 SrCO_3	76	4	20

2.2. Uji DTA/TGA

Uji DTA/TGA (*differential thermal analysis/thermogravimetric analysis*) dilakukan pada sampel untuk mengetahui rentang temperatur terjadinya reaksi antara lelehan Mg dengan SrCO_3 . Reaksi akan menghasilkan gas untuk proses pembusaan pada sampel sehingga terbentuk pori. Sampel dipanaskan mulai dari

temperatur ruang hingga temperatur 800 °C. Pengujian ini juga bertujuan untuk menetapkan variasi temperatur yang akan digunakan dalam penelitian ini.

2.3. Karakterisasi dan Struktur Mikro

Struktur mikro dari sampel diamati dengan menggunakan SEM (*scanning electron microscopy*) serta dilakukan EDS (*energy dispersive spectrometry*) *mapping* untuk melihat persebaran fasa dan unsur yang terdapat pada paduan Mg-Zn- SrCO_3 hasil proses *sintering*. Spesimen dipreparasi dengan prosedur standar metalografi, spesimen diampelas dengan kertas ampelas grid 1000, dan dilanjutkan dengan pelapisan emas.

2.4. Analisa XRD

Analisis XRD (*x-ray diffraction*) digunakan untuk mengetahui fasa yang terdapat pada paduan Mg-Zn- SrCO_3 hasil proses *sintering*. Uji XRD dilakukan pada 2θ dari 20° hingga 90°. Pengukuran XRD dioperasikan pada 15 mA dan 40 kV menggunakan radiasi Cu K α .

2.5. Uji Porositas

Pengujian porositas dilakukan untuk melihat pengaruh penggunaan SrCO_3 sebagai agen pengembang (*foaming agent*) pada paduan Mg. Pengujian porositas dan densitas dapat dilakukan dengan menggunakan metode Archimedes. Pada metode Archimedes, besaran yang diukur adalah massa kering sampel, massa sampel basah dan massa sampel di dalam air.

2.6. Pengujian Tekan

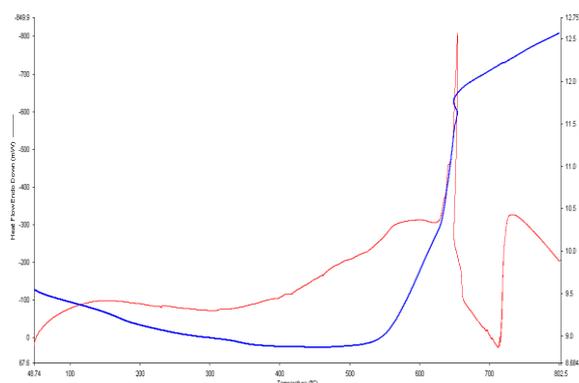
Pengujian tekan dilakukan untuk mengetahui nilai kekuatan mekanik paduan. Pengujian ini dilakukan dengan menggunakan *universal testing machine* (Shimadzu AGS-10 KN) pada temperatur ruangan dengan laju kompresi 1,33 mm/menit. Spesimen uji tekan berbentuk silinder dengan diameter 10 mm dan tinggi 10 mm. Pengujian tekan dilakukan mengikuti standar ASTM D-695-02.

3. HASIL DAN PEMBAHASAN

3.1. Kurva DTA/TGA

Sebelum dilakukannya proses *sintering*, telah dilakukan pengujian DTA/TGA (*differential thermal analysis/thermogravimetric analysis*) terhadap serbuk logam paduan untuk melihat titik awal dekomposisi dari SrCO_3 dalam paduan. Serbuk logam paduan dipanaskan mulai dari temperatur ruang hingga temperatur 800 °C.

dari hasil pengujian didapatkan kurva DTA/TGA dapat dilihat pada Gambar 1.



Gambar 1. Kurva DTA/TGA SrCO₃ dalam paduan Mg-Zn-SrCO₃

Berdasarkan Gambar 1 dapat terlihat bahwa titik awal terjadinya perubahan masa dimulai pada temperatur sekitar 560 °C. Pada titik tersebut mulai terjadi perubahan masa. Perubahan masa terus terjadi hingga di atas temperatur 800 °C. Perubahan fasa yang signifikan terjadi pada rentang 630 - 670 °C. Namun perubahan fasa tetap berlanjut pada temperatur selebihnya namun tidak signifikan. Jika dilihat dari aliran panasnya, pada rentang tersebut terjadi 2 jenis reaksi yaitu endotermis dan eksotermis. Reaksi eksotermis terjadi mulai dari temperatur 650 sampai 700 °C. Pada rentang inilah panas dalam sistem mengalir ke lingkungan. Pada daerah reaksi eksotermis ini terjadi reaksi antara lelehan magnesium dengan foaming agent. Pada rentang tersebut reaksi menghasilkan gas CO yang akan membentuk pori dalam paduan [15]. Hal inilah yang mendasari rentang tersebut sebagai variasi temperatur sinter. Reaksi yang terjadi adalah sebagai berikut:



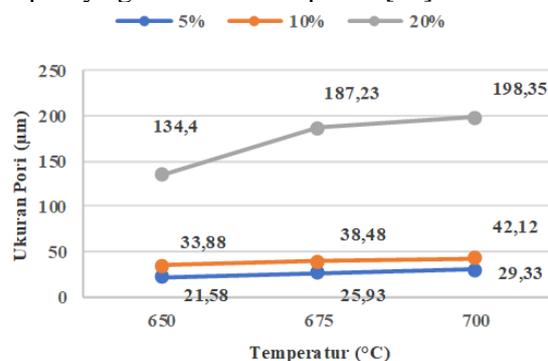
3.2. Struktur Mikro

Untuk lebih jauh melihat pengaruh temperatur terhadap ukuran pori yang terbentuk, hasil pengukuran ukuran pori pada masing-masing variasi komposisi dan temperatur dapat dilihat pada Gambar 2.

Hasil pengujian SEM (*scanning electron microscopy*) untuk paduan Mg-Zn dengan komposisi SrCO₃ 5 %berat pada variasi temperatur 650, 675 dan 700°C dapat dilihat pada Gambar 3. Berdasarkan Gambar 2, hasil SEM menunjukkan bentuk permukaan paduan Mg-Zn 5 %berat SrCO₃ untuk tiap variasi temperatur sinter memiliki kemiripan yaitu adanya pori yang terbentuk dari hasil

dekomposisi SrCO₃. Hal ini dibuktikan dengan hasil EDS (*energy dispersive spectrometry*) yang ditandai dengan warna gelap pada daerah tersebut yang menandakan bahwa pada daerah tersebut adalah benar telah terbentuk pori. Berdasarkan gambar dapat terlihat bahwa jumlah dan ukuran pori semakin bertambah dengan kenaikan temperatur sinter (Gambar 2). Kondisi ini berbanding terbalik dengan teori bahwa temperatur berpengaruh terhadap ukuran pori dan porositas dimana semakin tinggi temperatur sinter yang digunakan maka nilai porositas dan ukuran porinya akan semakin kecil [16]. Hal ini dapat terjadi karena pada kasus ini terdapat SrCO₃ yang berfungsi sebagai agen pengembang (*foaming agent*) yang bertujuan untuk menghasilkan pori pada paduan Mg-Zn. Kenaikan temperatur berdampak pada semakin optimalnya dekomposisi yang terjadi, sehingga dihasilkan jumlah dan ukuran pori yang semakin besar.

Selain itu dari Gambar 2 dapat terlihat terdapat mikro poros yang terbentuk. Mikro poros ini bisa terbentuk akibat menghilangnya Zn yang terdapat di dalam serbuk paduan akibat temperatur sinter yang digunakan di atas temperatur leleh Zn sehingga ada Zn yang hilang akibat adanya pembusakan awal dari lepasnya gas hasil dekomposisi [17].

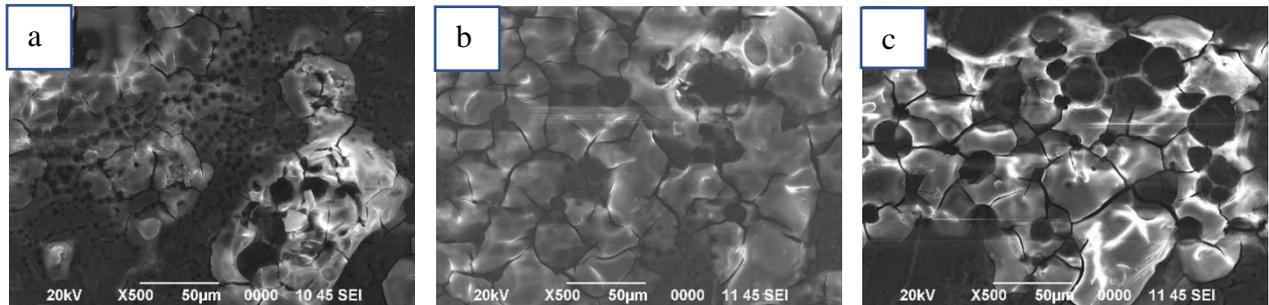


Gambar 2. Grafik pengaruh temperatur terhadap ukuran pori pada masing-masing variasi komposisi dalam paduan Mg-Zn-SrCO₃

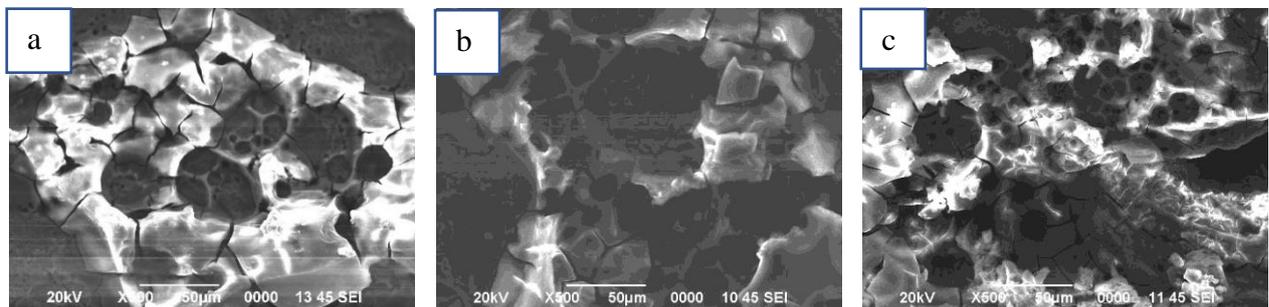
Untuk hasil pengujian SEM pada paduan dengan 10 dan 20 %berat SrCO₃ dapat dilihat pada Gambar 4 dan Gambar 5. Pada kedua gambar tersebut didapatkan hasil yang mirip yaitu temperatur mempengaruhi ukuran pori, dimana semakin tinggi temperatur sinter yang digunakan akan berakibat pada semakin besarnya ukuran pori yang dihasilkan. Selain itu semakin tinggi temperatur akan terjadi pertumbuhan ukuran pori akibat dekomposisi yang terjadi pada agen pengembang SrCO₃. Dengan semakin besarnya pori yang terbentuk akan terjadi penggabungan dari beberapa pori

yang akan membentuk pori yang lebih besar. Jika ditinjau berdasarkan komposisi SrCO_3 yang digunakan, untuk paduan Mg dengan komposisi SrCO_3 yang lebih tinggi akan

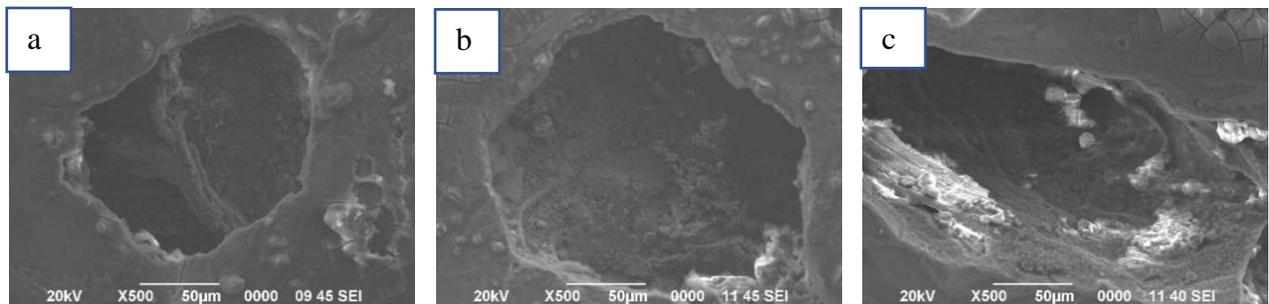
menghasilkan ukuran pori yang semakin besar, karena ruang yang ditinggalkan akibat proses dekomposisi SrCO_3 akan semakin besar pula.



Gambar 3. Bentuk pori paduan Mg-Zn-SrCO₃ dengan 5 %berat SrCO₃ pada variasi temperatur sinter (°C); (a) 650, (b) 675, dan (c) 700



Gambar 4. Bentuk pori paduan Mg-Zn-SrCO₃ dengan 10 %berat SrCO₃ pada variasi temperatur sinter (°C); (a) 650, (b) 675, dan (c) 700



Gambar 5. Bentuk pori paduan Mg-Zn-SrCO₃ dengan 20 %berat SrCO₃ pada variasi temperatur sinter (°C); (a) 650, (b) 675, dan (c) 700

3.3. Analisa XRD

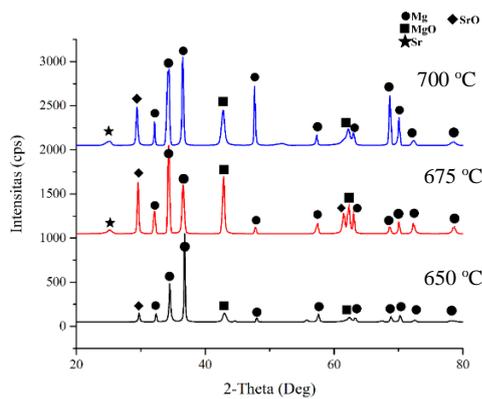
Hasil uji menggunakan XRD (*x-ray diffraction*) dilakukan untuk melihat fasa-fasa apa saja yang terbentuk selama proses *sintering* dan akibat dari dekomposisi SrCO_3 yang terjadi. Hasil analisa XRD untuk paduan dengan komposisi SrCO_3 5 %berat pada variasi temperatur 650, 675 dan 700 °C dapat dilihat pada Gambar 6.

Berdasarkan hasil analisa XRD terhadap paduan Mg dengan 5 %berat SrCO_3 , dari ketiga variasi temperatur terbentuk fasa utama yaitu Mg dan MgO. Hal ini dikarenakan Mg merupakan matriks dan unsur dengan komposisi terbanyak pada paduan implan

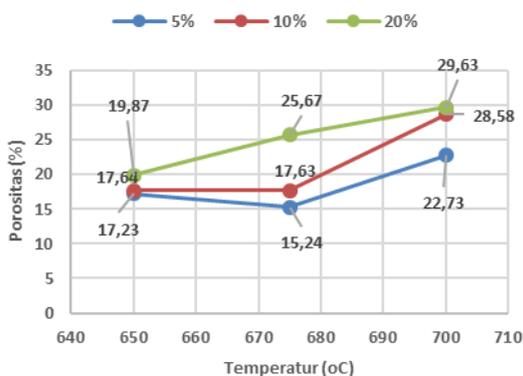
magnesium dalam penelitian ini. MgO terbentuk akibat terjadi reaksi antara matriks Mg dengan oksigen yang dilepaskan dari hasil dekomposisi.

Oksida lain yang terbentuk adalah SrO. Oksida ini terbentuk akibat hasil proses dekomposisi SrCO_3 yang melepaskan CO_2 dan menghasilkan SrO. Pada temperatur yang lebih tinggi SrO akan terdekomposisi menjadi Sr.

Dari Gambar 6 dapat dilihat bahwa tidak adanya unsur Zn yang terdeteksi baik sebagai unsur tunggal maupun senyawa berupa oksida atau fasa lain yang terbentuk. Ini menunjukkan bahwa intensitas Zn dalam paduan sangat kecil sehingga tidak terbaca oleh difraksi sinar-X.



Gambar 8. Hasil XRD untuk paduan Mg-Zn-SrCO₃ dengan 20 %berat SrCO₃ pada variasi temperatur (°C); (a) 650, (b) 675, dan (c) 700

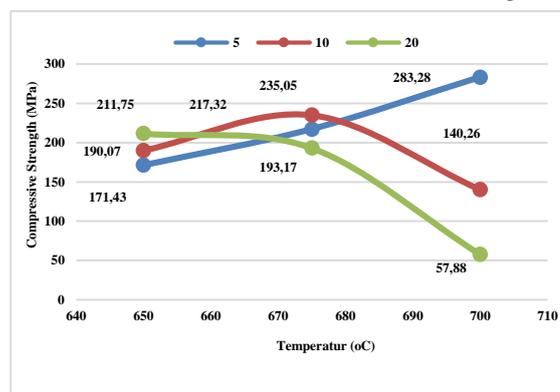


Gambar 9. Grafik pengaruh temperatur terhadap nilai porositas pada masing-masing variasi komposisi dalam paduan Mg-Zn-SrCO₃

Semakin banyak yang ditambahkan maka nilai porositasnya juga akan meningkat. Untuk temperatur, berdasarkan Gambar 9 juga berpengaruh pada nilai porositas dalam paduan Mg-Zn-SrCO₃. Semakin tinggi temperatur akan menghasilkan nilai porositas yang semakin besar. Hal ini terjadi karena pada temperatur yang lebih tinggi sampai batas tertentu akan berpengaruh pada proses dekomposisi *foaming agent* sehingga pori yang dihasilkan dari proses dekomposisi tersebut akan semakin besar karena *foaming agent* terdekomposisi semakin banyak.

Berdasarkan Gambar 9, temperatur sinter dan komposisi SrCO₃ yang ditambahkan berpengaruh linear terhadap nilai porositas. Hal ini terjadi untuk paduan Mg-Zn-SrCO₃ dengan komposisi 10 dan 20 %berat SrCO₃. Namun anomali terjadi pada paduan Mg-Zn-SrCO₃ dengan 5 %berat SrCO₃ nilai porositas menurun pada kenaikan temperatur dari 650 °C menuju 675 °C. pada keadaan tersebut, nilai porositasnya menurun dengan kenaikan

temperatur namun nilai porositasnya naik pada temperatur 700 °C hal ini dapat disebabkan akibat adanya mikro poros pada paduan dengan 5 %berat SrCO₃ dengan temperatur 650 °C. dari hasil SEM pada Gambar 4.2 menunjukkan bahwa untuk paduan Mg-Zn-SrCO₃ 5 %berat SrCO₃ pada temperatur 650 °C memiliki mikro poros yang lebih banyak jika dibandingkan dengan paduan Mg-Zn-SrCO₃ yang sama namun dengan temperatur yang lebih tinggi. Sehingga nilai porositas dari paduan tersebut menjadi lebih besar jika dibanding paduan Mg-Zn-SrCO₃ yang sama namun dengan temperatur yang lebih tinggi. Seiring dengan naiknya temperatur, mikro poros yang terbentuk akan semakin kecil bahkan hilang.



Gambar 10 Grafik pengaruh temperatur terhadap kekuatan kompresi pada masing-masing variasi komposisi

3.4. Uji Tekan

Uji kompresi juga dilakukan pada paduan Mg-Zn-SrCO₃ implan berpori. Pengujian dilakukan untuk melihat pengaruh penambahan SrCO₃ dan temperatur sinter terhadap kekuatan kompresi paduan magnesium berpori. Setelah dilakukan pengujian didapatkan hasil yang bervariasi. Untuk dengan penambahan 5% SrCO₃ didapatkan hasil yaitu dengan semakin naiknya temperatur sinter yang digunakan menyebabkan nilai kekuatan kompresinya naik. Untuk hasil uji kompresi secara lengkap dapat dilihat pada Gambar 10.

Hasil yang berbeda didapatkan pada paduan Mg-Zn-SrCO₃ dengan penambahan 10% SrCO₃, yaitu kekuatan kompresinya meningkat seiring dengan naiknya temperatur sinter hingga temperatur 675 °C. Namun setelah temperatur tersebut tercapai, kekuatan kompresinya menurun seiring dengan bertambahnya temperatur. Hasil yang berbeda juga didapatkan pada paduan Mg-Zn-SrCO₃ dengan penambahan 20 %berat SrCO₃. Pada paduan Mg-Zn-SrCO₃ ini didapatkan hasil

yaitu seiring dengan kenaikan temperatur sintering, maka kekuatan kompresinya akan semakin menurun. Hasil yang variatif ini diakibatkan adanya pengaruh dari fasa-fasa yang terbentuk pada saat proses *sintering* dengan adanya pengaruh temperatur. Jika kita melihat kembali hasil olah data XRD pada Gambar 6 sampai Gambar 8, terlihat adanya perbedaan fasa yang terbentuk seiring dengan kenaikan temperatur untuk tiap variasi komposisi SrCO₃. Hal yang menjadi perhatian adalah adanya fasa MgO, SrO dan unsur Sr pada hasil tersebut.

Sr pada implan magnesium berpori memiliki pengaruh terhadap sifat mekanik dari implan tersebut [10]. Berdasarkan hasil XRD menunjukkan bahwa seiring dengan semakin naiknya temperatur sinter, jumlah SrO dan Sr yang dihasilkan juga semakin banyak. Kelarutan unsur Sr yang terbatas pada matriks Mg. kelarutan Sr dalam Mg adalah sekitar 0,11 %berat [18]. Seiring dengan naiknya temperatur jumlah Sr yang dihasilkan dari proses dekomposisi SrCO₃ juga semakin banyak. Karena adanya kelarutan yang terbatas dari unsur Sr pada matriks Mg, akibat nya Sr tersebut membentuk presipitat Sr yang terdistribusi dan berkumpul di sekitar batas butir. Atom Sr pada paduan bergerak melewati lapisan permukaan *solid-liquid*, dan menyebabkan batas yang menghalangi pertumbuhan butir. Hal inilah yang menyebabkan unsur Sr dikatakan sebagai penghalus butir ketika ditambahkan pada matriks Mg karena kecenderungannya membentuk senyawa yang tersegregasi ke batas butir. Sama halnya dengan Zn, unsur Sr juga dikenal sebagai agen *precipitation strengthening* dalam paduan magnesium [10].

Penambahan Sr pada implan magnesium memiliki pengaruh pada peningkatan sifat mekanik implan magnesium sampai pada batas tertentu. Beberapa hasil penelitian menunjukkan bahwa penambahan optimum unsur Sr murni pada implan magnesium adalah sekitar 0,5 – 1,5 %berat. Pada penambahan melebihi nilai tersebut menunjukkan adanya penurunan sifat mekanik. Dalam penelitian ini didapatkan hasil serupa. Seiring dengan naiknya temperatur sinter, unsur Sr dan SrO yang terbentuk akan semakin banyak. Dalam penelitian ini untuk paduan Mg-Zn-SrCO₃ dengan penambahan 10 %berat SrCO₃ dengan temperatur sinter di atas 675 °C menunjukkan adanya penurunan kuat tekan dari paduan implan magnesium berpori yang dihasilkan.

Hal yang sama terjadi pada paduan dengan penambahan 20 %berat SrCO₃, seiring dengan naiknya temperatur dari 600 sampai 700 °C menunjukkan terjadinya penurunan kuat tekan, karena semakin banyaknya unsur SrO yang terbentuk dari hasil dekomposisi SrCO₃. Sebenarnya peningkatan jumlah SrO ini dapat meningkatkan nilai kuat tekan [12]. Hal inilah yang menyebabkan nilai kuat tekan paduan Mg-Zn-SrCO₃ meningkat untuk paduan dengan 5 dan 10 %berat SrCO₃. Namun kuat tekan semakin menurun pada paduan Mg-Zn-SrCO₃ dengan 10 %berat SrCO₃ pada temperatur sinter 700 °C, sedangkan untuk paduan dengan 20 %berat SrCO₃ nilai kuat tekan semakin menurun seiring dengan naiknya temperatur. Jika kita melihat hasil analisa XRD dapat terlihat pada keadaan tersebut terjadi peningkatan SrO yang cukup tinggi. Pengaruh SrO dalam meningkatkan nilai kuat tekan hanya terbatas sampai konsentrasi 5 %berat SrO dalam paduan Mg-Zn-SrCO₃. Lebih dari batas tersebut peningkatan SrO akan berakibat pada penurunan nilai kuat tekan [19]. Selain itu peningkatan persen porositas juga mengakibatkan penurunan nilai kuat tekan, karena meningkatnya persen porositas akan menyebabkan turunnya nilai kuat tekan [16].

Implan magnesium berpori untuk aplikasi *scaffold* sebenarnya sifat mekanik bukan fokus utama. Yang menjadi fokus utama dari implan magnesium berpori adalah nilai porositasnya. Namun sifat mekanik ini menjadi hal terpenting berikutnya untuk melihat kecocokan sifat mekaniknya dengan tulang yang akan dipasangkan implan dari paduan Mg-Zn-SrCO₃ tersebut. Hal ini bertujuan untuk menghindarkan adanya efek *stress shielding*. Oleh sebab itu pada penelitian ini penurunan pada nilai kuat tekan bukanlah hal yang tidak diinginkan. Berdasarkan hasil didapatkan hasil nilai kuat tekan tertinggi adalah pada paduan Mg-Zn-SrCO₃ dengan penambahan 5 %berat SrCO₃ dengan temperatur sinter 700 °C yaitu sebesar 283,28 MPa. Nilai ini mendekati nilai kuat tekan dari *cortical bone* yaitu sebesar 130-200 MPa. Sedangkan untuk nilai kuat tekan yang terkecil adalah pada paduan Mg-Zn-SrCO₃ dengan penambahan 20 %berat SrCO₃ dengan temperatur sinter 700 °C yaitu sebesar 57,88 MPa. Nilai ini mendekati nilai kuat tekan dari *conselous bone* yaitu sebesar 0,2 – 80 MPa [20].

4. KESIMPULAN

Hasil studi menunjukkan bahwa logam paduan Mg dan Zn dapat dibuat menjadi struktur berpori dengan menggunakan agen pengembang SrCO_3 sebagai sumber pori melalui metode metalurgi serbuk. Bentuk pori yang dihasilkan heterogen dengan ukuran bervariasi antara 21,58 - 198,35 μm serta volume porositas dalam paduan berkisar antara 17,23 - 29,63%. Komposisi SrCO_3 sebagai agen pengembang memiliki peranan yang amat penting dalam menentukan besarnya pori yang tercipta pada paduan. Begitu juga proses pelepasan gas CO pada saat sinter memiliki kontribusi penting terhadap struktur mikro dan morfologi porositas. Berdasarkan uji porositas, komposisi 20 %berat SrCO_3 sebagai agen pengembang memiliki porositas tertinggi sekitar 29,63% untuk variasi 700 °C dan kekuatan tekan tertinggi didapat pada komposisi 5 %berat SrCO_3 pada temperatur sinter 700 °C yaitu 283,28 MPa. Porositas pada paduan Mg-Zn dengan agen pengembang SrCO_3 memiliki kecenderungan pembentukan pori jenis *closed cell* atau pori tertutup. Studi ini juga menggambarkan bahwa porositas dan kekuatan yang dihasilkan mendekati sifat tulang *cortical bone* dan *conselous bone* pada tubuh manusia.

UCAPAN TERIMAKASIH

Penelitian ini didanai oleh INSINAS Ristekdikti Tahun 2018. Penulis mengucapkan terima kasih kepada Kementerian RISTEK DIKTI dan Pusat Penelitian Metalurgi dan Material-LIPI, serta semua tim yang terlibat dalam penelitian ini.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] L. Tan, X. Yu, P. Wan, dan K. Yang, "Biodegradable materials for bone repairs: A review," *J. Mater. Sci. Technol.*, vol. 29, no. 6, pp. 503-513, 2013. Doi:10.3390/jfb8040044.
- [2] C. Chua, "Review the design of scaffolds for use in tissue engineering. Part I. Traditional Factors," vol. 7, no. 6, pp. 679-689, 2001.
- [3] K. Alvarez dan H. Nakajima, "Metallic scaffolds for bone regeneration," *Material (Basel)*, vol. 2, no. 3, pp. 790-832, 2009.
- [4] S. J. Hollister, "Porous scaffold design for tissue engineering," *Nature Materials*, vol. 4, no. 7, pp. 518-574, 2005.
- [5] V. Karageorgiou dan D. K. Å, "Porosity of

3D biomaterial scaffolds and osteogenesis," *Biomaterials*, vol. 26, no. 27, pp. 5474-5491, 2005.

- [6] Z. Li, M. Chen, W. Li, H. Zheng, Y. Chen, D. Liu, dan F. Jin, "The synergistic effect of trace Sr and Zr on the microstructure and properties of a biodegradable Mg-Zn-Zr-Sr alloy," *J. Alloys Compd.*, vol. 702, pp. 290-302, 2017.
- [7] Y. Yan, H. Cao, Y. Kang, K. Yu, T. Xiao, J. Luo, Y. Deng, H. Fang, H. Xiong, dan Y. Dai, "Effects of Zn concentration and heat treatment on the microstructure, mechanical properties and corrosion behavior of as-extruded Mg-Zn alloys produced by powder metallurgy," *J. Alloys Compd.*, vol. 693, pp. 1277-1289, 2016.
- [8] C. T. Walsh, H. H. Sandstead, A. S. Prasad, P. M. Newberne, dan P. J. Fraker, "Zinc: health effects and research priorities for the 1990s," *Environ Health Perspect*, vol. 102, no. 2, pp. 5-46, 1994.
- [9] H. Du, Z. Wei, X. Liu, dan E. Zhang, "Effects of Zn on the microstructure, mechanical property and bio-corrosion property of Mg-3Ca alloys for biomedical application," *Mater. Chem. Phys.*, vol. 125, no. 3, pp. 568-575, 2011.
- [10] H. S. Brar, J. Wong, dan M. V Manuel, "Investigation of the mechanical and degradation properties of Mg-Sr and Mg-Zn-Sr alloys for use as potential biodegradable implant materials," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 7, pp. 87-95, 2012.
- [11] H. Sevik dan S. C. Kurnaz, "The effect of strontium on the microstructure and mechanical properties of Mg-6Al-0.3Mn-0.3Ti-1Sn," *Journal of Magnesium and Alloys*, vol. 2, no. 3, pp. 214-219, 2014.
- [12] S. Tarafder, N. M. Davies, A. Bandyopadhyay, dan S. Bose, "3D printed tricalcium phosphate bone tissue engineering scaffolds: Effect of SrO and MgO doping on in vivo osteogenesis in a rat distal femoral defect model," *Biomater. Sci.*, vol. 1, no. 12, pp. 1250-1259, 2013.
- [13] P. Lichte, H. C. Pape, T. Pufe, P. Kobbe, dan H. Fischer, "Scaffolds for bone healing: Concepts, materials and evidence," *Injury*, vol. 42, no. 6, pp. 569-573, 2011.
- [14] F. Witte, H. Ulrich, C. Palm, dan E. Willbold, "Biodegradable magnesium scaffolds: Part II: Peri-implant bone

- remodeling,” *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, vol. 81, no. 3, pp. 757-765, 2007.
- [15] D. H. Yang, B. Y. Hur, dan S. R. Yang, “Study on fabrication and foaming mechanism of Mg foam using CaCO₃ as blowing agent,” *J. Alloys Compd.*, vol. 461, no. 2, pp. 221-227, 2008.
- [16] G. S. UPADYAYA, *POWDER METTALURGY TECHNOLOGY*, vol. 53, no. 9, 2013.
- [17] Y. J. Zhou, A. Y. Jiang, dan J. X. Liu, “The effect of sintering temperature to the microstructure and properties of AZ91 magnesium alloy by powder metallurgy,” *Appl. Mech. Mater.*, vol. 377, pp. 250-254, 2013.
- [18] E. Brooks dan M. Ehrensberger, “Bio-corrosion of magnesium alloys for orthopaedic applications,” *J. Funct. Biomater.*, vol. 8, no. 3, pp. 38, 2017.
- [19] S. Deb dan J. W. Nicholson, “The effect of strontium oxide in glass-ionomer cements,” *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, vol. 10, no. 8, pp. 471-474, 1999.
- [20] M. Cheng, T. Wahafu, G. Jiang, W. Liu, dan Y. Qiao, “A novel open-porous magnesium scaffold with controllable microstructures and properties for bone regeneration,” *Scientific Report*, vol. 6, no. 24134, pp. 1-14, 2016. Doi: 10.1038/srep24134.