



FABRIKASI PADUAN MAGNESIUM BERPORI DENGAN PARTIKEL GARAM NaCl SEBAGAI *SPACE HOLDER*

Franciska Pramuji Lestari^a, Fadhlan Hidayat^b, Aprilia Erryani^a, Muhammad Satrio Utomo^a, Yudi Nugraha Thaha^a, Ika Kartika^a

^aPusat Penelitian Metalurgi dan Material - LIPI

Gedung 470 Kawasan Puspiptek Serpong, Tangerang Selatan, Indonesia 15310

^bTeknik Metalurgi Universitas Sultan Ageng Tirtayasa

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

*Email: fran011@lipi.go.id

Masuk tanggal : 26-11-2018, revisi tanggal : 27-12-2018, diterima untuk diterbitkan tanggal :09-01-2019

Intisari

Logam magnesium berpori merupakan logam yang potensial sebagai implan tulang karena beratnya yang ringan, sifatnya yang mampu luruh di dalam tubuh serta mampu mengakomodasi pertumbuhan dan regenerasi sel jaringan tulang. Paduan magnesium (Mg), paduan kalsium (Ca) dan seng (Zn) dengan struktur berpori difabrikasi dengan proses metalurgi serbuk menggunakan partikel garam (NaCl) sebagai pembuat ruang/pori (*space holder*). Studi ini dilakukan untuk menghasilkan struktur logam berpori yang terisolasi dan heterogen. Optimalisasi parameter untuk membuat logam berpori dengan NaCl sebagai *space holder* adalah dengan melakukan variasi temperatur sintering 600, 650 dan 700 °C dengan waktu tahan konstan selama 3 jam serta komposisi %berat NaCl pada 5, 10 dan 20. Karakterisasi struktur mikro paduan Mg dilakukan dengan menggunakan SEM (*scanning electron microscopy*), persebaran unsur dilakukan dengan mapping EDX (*energy dispersive x-ray spectroscopy*) dan juga XRD (*x-ray diffraction*) analysis. Pengujian tekan dilakukan untuk mengetahui nilai kekuatan paduan serta %porositas dengan metode Archimedes. Penghilangan NaCl sebagai *space holder* yaitu dengan perendaman dalam campuran larutan etanol dan gliserin selama 48 jam pada temperatur ruang sehingga menghasilkan porositas tertinggi Mg dengan 20% berat NaCl pada temperatur *sinter* 650 °C, yaitu 34,57% porositas, serta kekuatan kompresi 197,339 MPa pada 5% berat NaCl pada temperatur *sinter* 650 °C. Hasil penelitian menunjukkan bahwa struktur pori serta sifat mekanik yang dihasilkan mendekati kesesuaian dengan *cortical bone*, sehingga secara fisik dan mekanik logam berpori paduan Mg-Zn-Ca dengan *space holder* NaCl memiliki potensi untuk aplikasi pengganti tulang.

Kata Kunci: implan mampu luruh, paduan Mg, pembuat ruang NaCl, struktur berpori

Abstract

Porous magnesium metal is a metal potential as a bone implant because of its light, biodegradable in the body and can accommodate the growth and regeneration of bone tissue cells. The fabrication of magnesium (Mg), calcium (Ca) and zinc (Zn) with porous structures were carried out by powder metallurgy processes using salt particles (NaCl) as a space holders. This study was conducted to produce an isolated and heterogeneous porous metal structure. The various sintering temperatures of 600, 650 and 700 °C with constant holding time at 3 h and the composition of space holder of NaCl (wt.%) 5, 10, and 20 are used for making porous in the Mg-Ca-Zn alloy. Microstructure observation of Mg alloy is carried out by using SEM (*scanning electron microscopy*), the distribution of elements was done by EDX (*energy dispersive x-ray spectroscopy*) mapping and also XRD (*x-ray diffraction*) analysis. Compressive test and % porosity by Archimedes method are carried out to determine the strength of this alloy. NaCl space holder was removed by immersion in ethanol solution and glycerin for 48 h at room temperature. By using 20 wt.% NaCl and sintering temperature of 650 °C revealed high porosity and high compressive strength in Mg alloy. The highest porosity is around 34.57% and the compressive strength is 197.339 MPa. The results showed that the pore structure and mechanical properties were closed to conformity with cortical bone, therefore the porous metal of Mg-Zn-Ca alloy with NaCl as a space holder which was obtained in this study potentially for bone replacement applications.

Keywords: degradable implant, Mg alloy, NaCl spacer, porous structure

1. PENDAHULUAN

Logam berpori adalah kelas material yang berbeda karena memiliki karakteristik gabungan dari logam dan pori. Logam pada umumnya bersifat tangguh, memiliki sifat termal dan elektrik konduktif serta kuat. Sedangkan pori memiliki berat yang rendah dan dapat disesuaikan kepadatannya [1]. Sifat gabungan yang baik dari logam dan pori membuat logam berpori cocok untuk aplikasi struktural dan fungsional. Berbagai macam aplikasi logam berpori, seperti *shock* dan *impact energy absorber*, filter debu dan cairan, knalpot mesin, elektroda berpori, gasket temperatur tinggi, peredam suara, penukar panas, katalis, bahan konstruksi serta aplikasi biomedis implan [2].

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. Hasil investigasi mengindikasikan bahwa ukuran pori yang sesuai untuk pelekatan, pertumbuhan jaringan osteoblas dan vaskularisasi yaitu sekitar 200-500 μm [3] atau 300-400 μm [4] untuk aplikasi penggantian tulang. Hal yang tak kalah penting juga yaitu berkaitan dengan degradasi implan dalam tubuh untuk implan yang mampu luruh serta permeabilitasnya [5]-[8]. Implan Mg (AZ91D) dengan struktur pori yang acak, berhasil dibuat menggunakan NaCl sebagai *space holder* dengan teknik cor yang telah diuji secara *in vivo*, menggunakan model kelinci dan menunjukkan biokompatibilitas yang baik. Degradasi scaffold utama selesai dalam 3 bulan dan jaringan baru berhasil tumbuh menggantikan implan Mg. Hasil menunjukkan bahwa implan berbasis Mg sangat menjanjikan pendekatan dalam pengembangan scaffold berpori yang cocok secara mekanik untuk menggantikan tulang subchondral [9]-[10].

Ada dua metode dasar untuk fabrikasi logam berpori, yaitu pembentukan pori secara langsung yang dimulai dari logam cair yang

disiapkan secara khusus kemudian diberikan dispersan yang merupakan partikel non-logam sebagai agen pengembang yang stabil yang tersebar merata. Agen pengembang ini mengeluarkan gas sehingga terbentuklah gelembung atau pori. Sedangkan pembuatan logam berpori secara tidak langsung yaitu dimulai dari prekursor padat yang terdiri dari matriks logam yang mengandung partikel pengembang (*blowing agent*) yang tersebar secara merata, umumnya logam yang berikatan dengan hidrida. Selama proses pelelehan matriks logam, prekursor ini mengembang dan membentuk pori. Pembuatan magnesium berpori dapat disiapkan dengan beberapa metode, seperti metalurgi serbuk [11], pelelehan dengan menggunakan agen pengembang [12], dan injeksi gas pada logam cair [13]. Diantara metode tersebut, metalurgi serbuk memiliki keunggulan diantaranya biaya proses relatif rendah, kontrol yang lebih baik terhadap ukuran dan bentuk pori, dan kemampuan produksi hampir mendekati cetakan (*near net shape*).

Beberapa logam berpori, seperti Mg, tidak bisa dibuat dengan menggunakan proses rapid prototyping karena kesulitan secara fisik dengan bentuknya yang serbuk karena secara alami sangat tinggi sifat mampu bakarnya. Karena alasan inilah dibutuhkan alternatif yang tepat untuk memproduksi logam Mg berpori secara aman [14]. NaCl merupakan salah satu alternatif *space holder* yang bisa digunakan karena sifatnya yang biokompatibilitas dan mudah untuk dihilangkan melalui metode pelarutan [9]-[10]. Selain itu, NaCl dipilih juga karena kompatibel dengan lingkungan biologis tubuh. NaCl digunakan sebagai *space holder* karena bentuknya semi-bulat (semi-spherical) yang menghasilkan pori makro yang lebih seragam. Jika ukuran pori dengan bentuk acicular tinggi, maka dapat menurunkan kekuatan dari logam [15]. Selain itu, penggunaan NaCl karena biaya yang murah, kemudahan pelarutan serta rendahnya resiko toksisitas [16].

Magnesium merupakan biomaterial yang cukup menjanjikan sebagai salah satu material pengganti tulang karena sifatnya yang sangat baik, seperti modulus Young yang relatif rendah dan kekuatan yang tepat [17], biokompatibilitas yang sangat baik, biodegradabilitas dan bioresorbabilitas [18]. Karena sifatnya yang unik ini, magnesium dianggap ideal sebagai material dasar dari logam berpori untuk regenerasi jaringan tulang.

Tujuan dari penelitian ini adalah untuk mengembangkan logam paduan magnesium berpori dengan sifat mekanik mendekati tulang

asli dengan porositas di atas 35% dan ukuran pori 70-400 μ m menggunakan NaCl sebagai *space holder*.

2. PROSEDUR PERCOBAAN

2.1 Persiapan Material

Material dasar pada penelitian ini menggunakan serbuk Mg murni (ukuran partikel: 0,06-0,3 mm), Ca murni berbentuk *granule*, dan serbuk Zn (kemurnian >98%, ukuran partikel: \pm 63 μ m) serta NaCl sebagai *space holder*. NaCl dipanaskan dahulu dalam tungku pada temperatur 200 °C selama 2 jam untuk menghilangkan lemak dan uap air. Lalu, dilakukan proses *dry milling* untuk mencampur serbuk Mg, Ca, dan Zn serta NaCl 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 600 Psi selama 2 menit kemudian dilanjutkan dengan beban 800 psi selama 3 menit. Dari hasil kompaksi diperoleh *green compact* dengan diameter 10 mm. Proses metalurgi serbuk kemudian dilanjutkan dengan *sintering* pada temperatur konstan 600 °C dalam atmosfer Ar dengan waktu tahan 3 jam. Spesimen hasil *sintering* kemudian dilakukan proses *leaching* atau penghilangan NaCl dari logam paduan Mg selama 48 jam guna membentuk pori. Larutan yang digunakan untuk penghilangan NaCl adalah campuran antara etanol dan gliserin dengan perbandingan 2:1. Kemudian spesimen dikarakterisasi lebih lanjut yang mencakup uji porositas, struktur mikro serta EDX *mapping*, kekuatan mekanik dengan uji kompresi, dan pembentukkan fasa.

2.2 Uji Porositas

Pengujian porositas dilakukan untuk melihat pengaruh penggunaan NaCl sebagai *space holder* pada paduan Mg. Pengujian porositas dan densitas dapat dilakukan dengan menggunakan metode Archimedes. Pada metode Archimedes, besaran yang diukur adalah massa kering spesimen, massa spesimen basah dan massa spesimen di dalam air.

2.3 Karakterisasi dan Struktur Mikro

Struktur mikro paduan Mg-Zn-Ca diamati dengan menggunakan SEM (*scanning electron microscopy*) serta dilakukan pula EDX (*energy dispersive x-ray spectroscopy*) *mapping* untuk melihat persebaran NaCl. Spesimen dipreparasi

dengan prosedur standar metalografi tanpa etsa dilanjutkan dengan pelapisan emas.

2.4 Analisa XRD

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

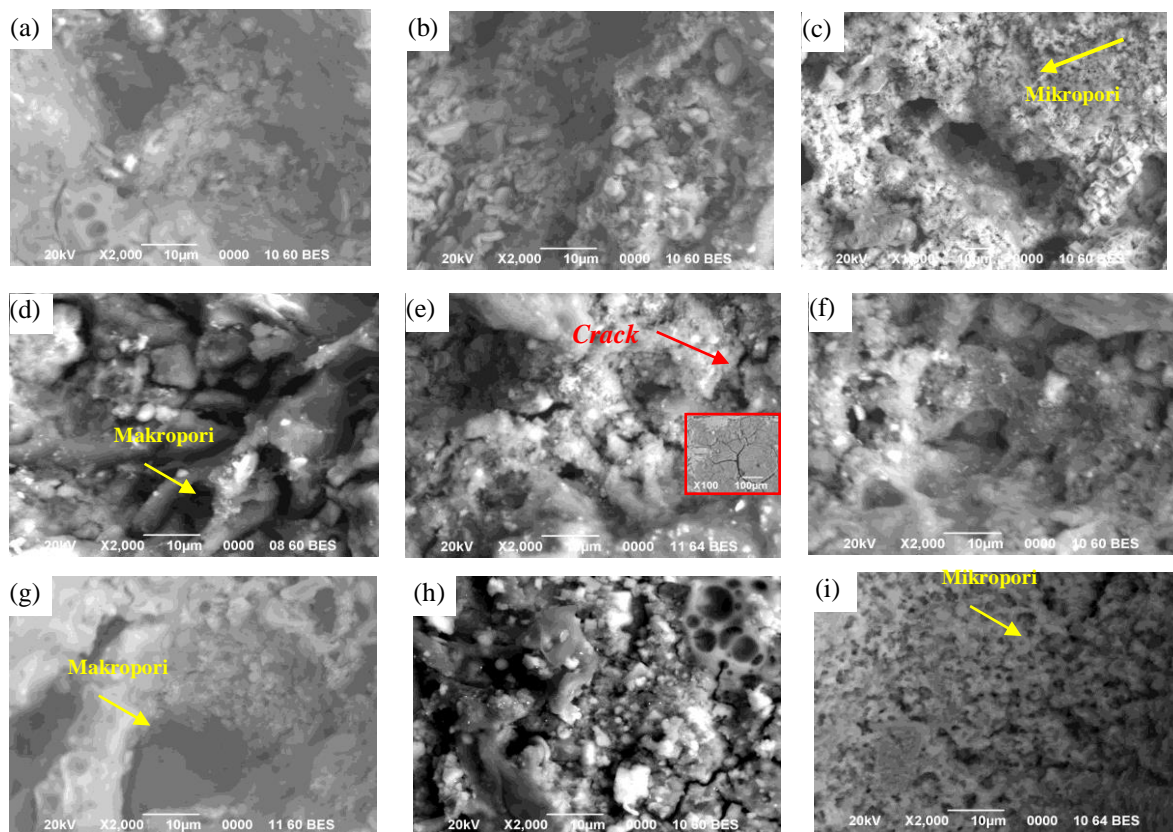
2.5 Pengujian Tekan

Untuk mengetahui nilai kekuatan mekanik paduan, dilakukan pengujian tekan. 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 DISKUSI

3.1 Struktur Mikro

Dari hasil SEM menunjukkan bahwa secara umum, mikrostruktur paduan Mg-Ca-Zn setelah dilakukan penghilangan partikel NaCl, terdapat 2 tipe porositas yang terbentuk di permukaan paduan Mg-Ca-Zn yaitu makropori dan mikropori. Makropori yang terbentuk akibat penghilangan dari partikel NaCl pada bagian terluar logam paduan Mg dan ukuran pori yang terbentuk ini dikontrol oleh partikel NaCl, seperti pada Gambar 1. Kemudian pori dengan ukuran kecil atau disebut juga mikropori, yang terbentuk akibat proses *sinter* dari serbuk magnesium *spherical*, seperti ditunjukkan pada Gambar 1(c) dan 1(i). Pori kecil terdistribusi pada dinding dari makropori dan terlihat jelas terdapat pori yang interkoneksi dan juga terisolasi. Pori yang interkoneksi sangat diharapkan terbentuk karena membantu dan memudahkan fluida melewati implan dan juga pertumbuhan jaringan tulang yang baru. Sedangkan pori yang terisolasi dengan area permukaan yang besar dan kekasaran yang tinggi, dapat membantu pelekatan jaringan dengan tulang induk. Struktur pori seperti itu dapat terlihat secara skematis pada Gambar 1(b), 1(d) dan 1(g).

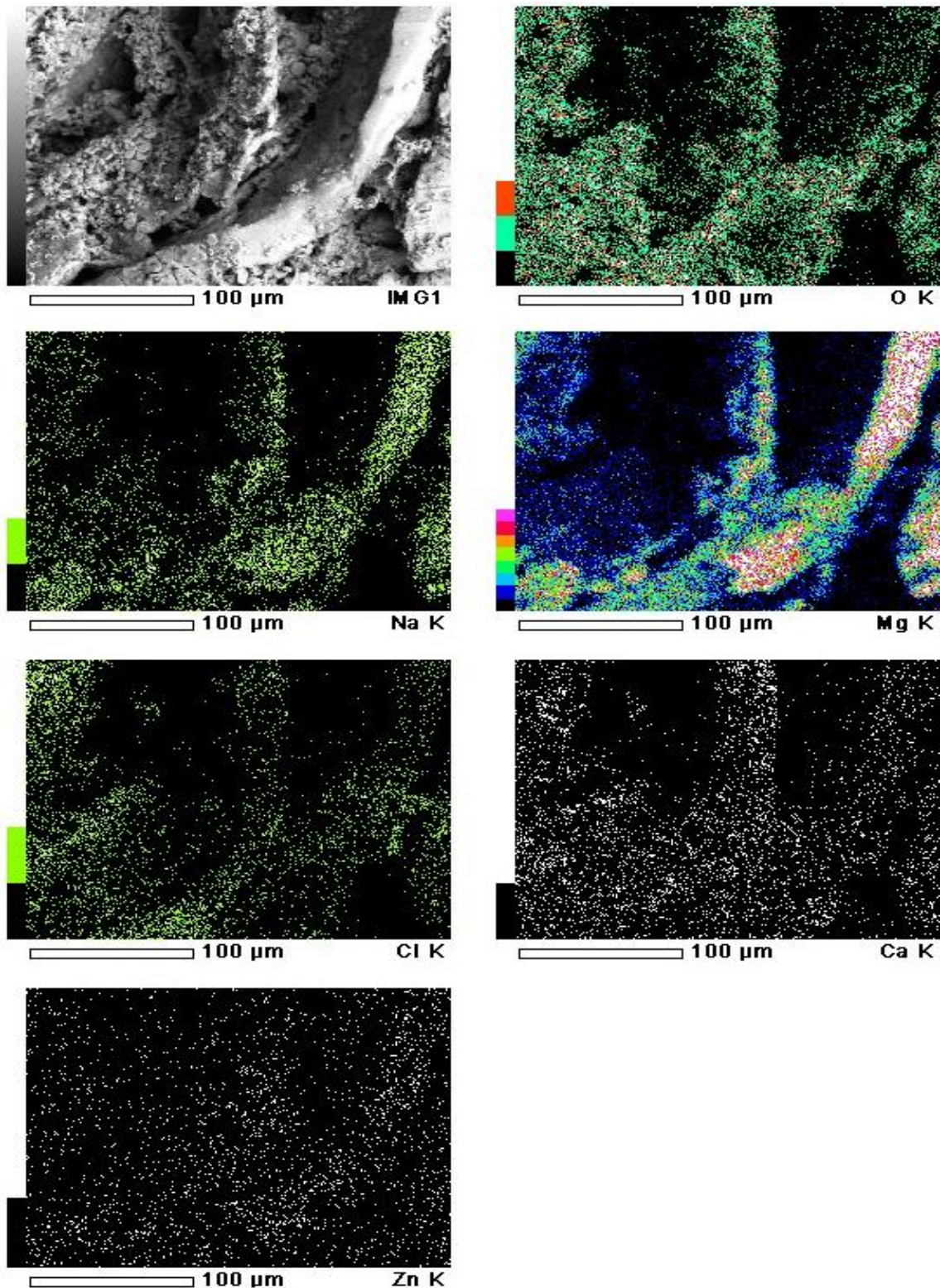


Gambar 1. Hasil SEM struktur mikro paduan Mg-Zn-Ca dengan temperatur disolusi ($^{\circ}\text{C}$) dan % berat NaCl : (a) 600 - 5, (b) 600 - 10, (c) 600 - 20, (d) 650 - 5, (e) 650 - 10, (f) 650 - 20, (g) 700 - 5, (h) 700 - 10, dan (i) 700 - 20

Dari hasil morfologi dan topografi paduan Mg-Ca-Zn pada Gambar 1, pori yang terbentuk umumnya tertutup (*closed cell*) atau terisolasi yang tidak saling interkoneksi dengan pori lainnya. Terlihat bahwa pori paling besar terbentuk pada temperatur 600 $^{\circ}\text{C}$ dengan komposisi NaCl 20% berat, yaitu sekitar 30 - 500 μm . Sedangkan pada komposisi 10% berat ukuran pori yang terbentuk sekitar 30 - 200 μm . Terbentuknya makropori dari paduan Mg-Ca-Zn terlihat jelas menunjukkan akibat terlarutnya *space holder* pada waktu proses pelarutan NaCl dalam cairan gliserin+ethanol. Sedangkan mikro pori terbentuk proses *sintering* karena adanya proses difusi antar partikel pada saat proses *sintering*. Pori yang kecil biasanya terdistribusi di tengah-tengah, menghasilkan lubang panjang yang menyambung seperti terowongan sehingga membuat porositas terbuka (*open cell*). Dinding sel atau perbatasan antara dua mikropori dengan interval yang besar dan dikelilingi pori kecil yang banyak serta dimensi yang tidak seragam, dikhawatirkan bisa mengganggu fungsinya dalam pertumbuhan jaringan tulang. Mikropori dapat

pula terjadi akibat densifikasi ketika proses *sintering*. Diameter pori yang kecil terutama ditentukan oleh tekanan infiltrasi, besarnya partikel garam serta sudut pembasahan antara logam paduan Mg cair ketika *sintering* dengan partikel NaCl [19].

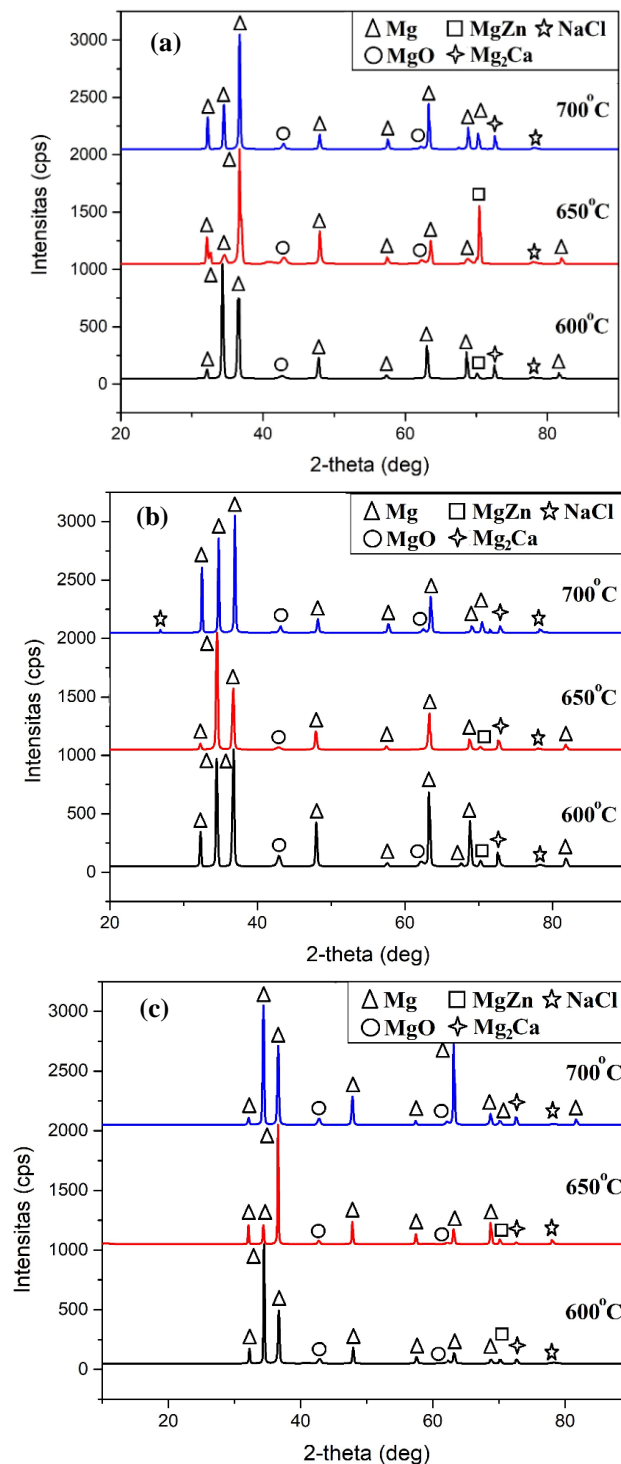
Diketahui dengan meningkatnya temperatur pemanasan, reaksi yang terjadi semakin tinggi. Hal ini membuat batas butir mulai berpindah sehingga butir mulai bertumbuh, terbentuknya saluran yang saling berhubungan sehingga intensitas ikatan antar unsur semakin tinggi yang membuat paduan semakin rapat. Kecepatan ikatan dipengaruhi oleh temperatur sebagai energi penggerak yang menyebabkan difusi antar batas butir dan terjadi penyusutan porositas yang akan meningkatkan densitas dan meningkatkan kekuatan. Selain itu, terbentuknya mikro pori juga diakibatkan oleh penguapan Zn karena pengaruh temperatur. Pada temperatur *sintering* 600 dan 650 $^{\circ}\text{C}$ temperatur terlalu tinggi untuk Zn, sehingga membentuk mikro pori pada paduan Mg-Ca-Zn [20].



Gambar 2. Hasil *mapping* unsur dengan SEM-EDX perbesaran 500X pada paduan Mg-Ca-Zn dengan komposisi NaCl 10% berat pada temperatur 600°C : (a) O, (b) Na, (c) Mg, (d) Cl, (e) Ca, dan (f) Zn

Dari hasil SEM, dapat dilihat bahwa pori yang terbentuk dengan ukuran lebih besar terjadi pada temperatur *sintering* 600 °C dari pada temperatur 650 dan 700 °C. Hal ini menunjukkan bahwa peningkatan temperatur *sintering* mengakibatkan terjadinya penyusutan pori antara batas butir (*grain boundary*) dan diikuti oleh pertumbuhan grain serta peningkatan ikatan antar partikel yang

berdekatan. Pada temperatur 650 °C, diperkirakan bahwa Mg telah mengalami proses leleh sehingga viskositas meningkat. Pada metode metalurgi serbuk, semakin tinggi temperatur *sintering* hingga mendekati temperatur leleh logam cair, akan menghasilkan viskositas yang lebih tinggi dibandingkan dengan temperatur sinter yang jauh di bawah temperatur



Gambar 3. Hasil uji XRD campuran serbuk dan *sintering* paduan Mg-Zn-Ca pada temperatur 600, 650 dan 700 °C dengan komposisi NaCl (%berat) : (a) 5, (b) 10, dan (c) 20

leleh logam, sehingga penghilangan NaCl melalui pelindian akan lebih sulit karena larutan juga akan sulit menembus dinding antar partikel logam paduan. Berbeda dengan temperatur 600 °C, di bawah temperatur leleh, logam ikatan yang terbentuk tidak terlalu kuat sehingga pada saat penghilangan NaCl dengan larutan lebih mudah terjadi.

Dari pengamatan struktur mikro pada Gambar 1 juga terlihat adanya retak mikro (*micro cracking*). Retak mikro ini dihasilkan karena sisa

NaCl yang masih tertinggal pada paduan Mg-Ca-Zn selama proses pelarutan yang belum sempurna dan dapat menginisiasi kerusakan paduan Mg. Sifat NaCl yang higroskopis dan rapuh (*brittle*) akan mengawali pembentukan *crack*. Terlihat NaCl menyebabkan kerusakan berupa korosi sumuran pada permukaan paduan, yaitu terbentuknya retakan seperti bentuk jarum. Retakan terbentuk pada saat proses *sintering*, dimana akan terjadi korosi pada saat pemanasan. Sifat NaCl yang higroskopis akan mempermudah

Mg mengalami korosi. Namun, adanya residu NaCl dianggap bahwa partikel-partikel NaCl ini dapat menahan perambatan retak dalam proses deformasi kompresi. Karena itu, matriks magnesium yang diperkuat oleh partikel NaCl dapat menunjukkan kekuatan yang lebih tinggi, dibandingkan dengan magnesium murni berpori [21].

Hasil analisa kuantitatif unsur menggunakan *mapping* EDX, terlihat di semua komposisi NaCl masih meninggalkan unsur Na dan Cl pada paduan Mg-Ca-Zn. Ini menjadikan penghilangan *space holder* NaCl dengan larutan gliserin+ethanol selama 48 jam belum sempurna, residu NaCl masih tertinggal pada paduan Mg-Ca-Zn. Pada Gambar 2, merupakan contoh *mapping* EDX komposisi NaCl 10% berat pada temperatur *sintering* 600 °C.

Dari keseluruhan komposisi paduan Mg-Ca-Zn terdapat unsur O karena adanya proses oksidasi pada saat *sintering*. Ini menunjukkan terjadi proses oksidasi sulit dihindari pada saat proses *sintering*, meskipun sudah menggunakan gas argon agar atmosfer inert untuk menghindari proses oksidasi. Adapun O merupakan unsur yang tidak masuk dalam rancangan perhitungan sintesis paduan Mg-Ca-Zn namun memiliki kadar yang lebih banyak dari unsur awal paduan Mg-Ca-Zn yaitu Zn dan Ca. Unsur O lebih banyak pada komposisi NaCl 5%, dimana Mg yang digunakan sebagai unsur mayor lebih banyak daripada komposisi NaCl 10% dan 20%. Mg sangat mudah teroksidasi karena memiliki afinitas elektron yang tinggi, hal ini menunjukkan bahwa semakin banyaknya Mg maka akan semakin tinggi oksida yang dihasilkan.

3.2 Analisa XRD

Pengujian XRD pada penelitian ini dilakukan untuk mengetahui fasa yang ada dalam paduan Mg-Zn-Ca menggunakan *space holder* NaCl yang disintesis dengan metode metalurgi serbuk. Gambar 3 memperlihatkan hasil difraksi pada sintesis logam berpori Mg-Zn-Ca-NaCl dengan variasi komposisi NaCl (%berat) 5, 10 dan 20 pada temperatur 600, 650 dan 700 °C waktu tahan 3 jam dengan NaCl sebagai *space holder* setelah proses *sintering* dan penghilangan NaCl dari paduan Mg-Ca-Zn. Dari hasil difraksi hasil pencelupan dalam larutan etanol dan gliserin selama 48 jam mengindikasikan bahwa partikel garam sebagai *space holder* pada lapisan dalam dari paduan Mg masih mengindikasikan terdapatnya senyawa NaCl.

Analisis XRD menggunakan bantuan perangkat lunak *highscore plus*. Hasil pengujian XRD pada paduan Mg-Ca-Zn dengan variasi

temperatur *sintering* dan variasi komposisi NaCl ditampilkan pada Gambar 3.

Dari grafik XRD menunjukkan bahwa fasa-fasa yang terbentuk memiliki kesamaan seperti Mg, MgO, MgZn and NaCl. Juga dapat dilihat bahwa *space holder* NaCl pada paduan Mg-Ca-Zn tidak banyak memberikan pengaruh yang berbeda dari puncak-puncak karakteristik fasa yang terbentuk. Dari fasa yang terbentuk, terdapat senyawa oksida yaitu fasa MgO pada tiap pola XRD. Perbedaan yang tampak adalah tinggi puncak difraksi dimana puncak-puncak fasa MgO mengalami penurunan pada setiap peningkatan variasi temperatur *sintering*, hal ini menunjukkan semakin banyaknya Mg yang berikatan dengan oksigen. Ini dimungkinkan karena semakin tinggi temperatur, porositas semakin turun akibat proses densifikasi sehingga menyebabkan luas permukaan butir semakin kecil dan reaktivitas terhadap oksigen semakin menurun. Salah satu kelemahan metalurgi serbuk yaitu memiliki luas permukaan yang tinggi sehingga reaktif terhadap oksidasi.

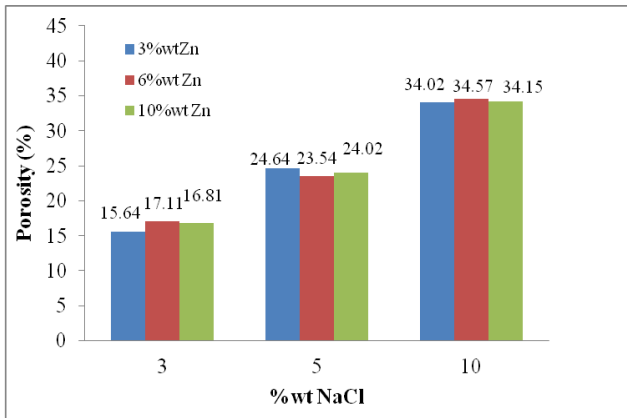
Paduan Zn pada fasa intermetalik MgZn merupakan fasa yang tidak stabil secara termal, sehingga meningkatkan sifat kekuatan dan ketahanan mulur (*creep*). Fasa Mg-Zn akan membentuk intermetalik dan akan mempengaruhi sifat mekanik paduan Mg, dimana diketahui akan meningkatkan kekerasan paduan Mg-Zn-Ca [22]. Namun fasa intermetalik ini juga dapat menyebabkan korosi galvanik dan kerapuhan (*brittleness*) sehingga dalam jumlah tertentu dapat menurunkan laju korosi paduan Mg [23].

3.3 Pengujian Porositas

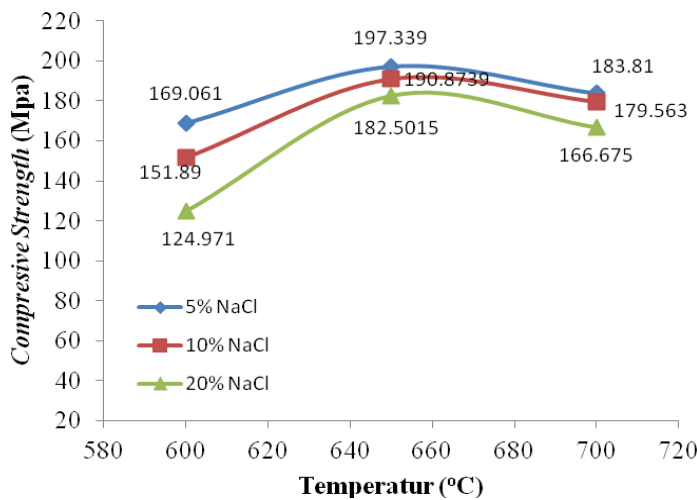
Dari hasil pengujian porositas, menunjukkan struktur pori bersifat heterogen dan berbentuk bulat dengan sel tertutup. Porositas paduan magnesium berpori yang diperoleh dengan menggunakan metode metalurgi serbuk ini bervariasi yaitu dalam kisaran 15,64-34,57%. Ukuran pori rata-rata bervariasi antara 10-500 µm, dan berubah dengan kandungan *space holder* serta temperatur *sintering*. Dari Gambar 4, dapat terlihat bahwa semakin banyak prosentase NaCl yang ditambahkan pada Mg-Zn-Ca, akan meningkatkan nilai porositas dari paduan tersebut. Nilai porositas terendah terdapat pada komposisi NaCl 5% berat yaitu 15,64% porositas. Sedangkan nilai porositas tertinggi terdapat pada komposisi NaCl 20% berat sekitar 34,57% porositas yang terbentuk.

Tren besarnya porositas yang terbentuk berdasarkan Gambar 4, terlihat bahwa pada setiap %berat NaCl yang sama baik 5, 10 dan 20 pada setiap temperatur *sintering* yang berbeda,

menghasilkan besar porositas yang nilainya tidak jauh berbeda. Hal ini mengindikasikan bahwa banyaknya pori yang terbentuk pada logam paduan Mg-Ca-Zn sangat dominan dipengaruhi oleh banyaknya NaCl yang terdissolusi di dalam larutan etanol dan gliserin. Semakin banyak NaCl yang larut, maka pori yang terbentuk akan semakin banyak.



Gambar 4. Hasil uji porositas dalam paduan Mg-Ca-Zn dengan variasi penambahan Zn dan *space holder* NaCl



Gambar 5. Hasil uji kompresi dalam paduan Mg-Ca-Zn dengan variasi *space holder* NaCl

Porositas diperlukan untuk mengakomodasi proliferasi sel yang akan membentuk jaringan tulang. Porositas dengan interkoneksi yang tinggi serta distribusi dan ukuran pori yang seragam juga sangat diinginkan sebagai media pelepasan metabolisme dan nutrisi bagi sel pembangun tulang. Logam berpori yang bioaktif juga dapat meningkatkan interaksi sel biomaterial, sel proliferasi, adesi serta pertumbuhan dan migrasi sel [24]. Meskipun porositas akan mengurangi sifat mekanik dari material, namun hal yang paling penting adalah paduan Mg berpori masih memiliki kekuatan yang mendekati tulang asli *cortical bone* dengan porositas hingga 30% [25].

3.4 Pengujian Tekan

Sifat mekanik dari paduan Mg berpori harus sesuai dengan target sebagai material untuk mensubstitusi implan tulang salah satunya sifat mekaniknya. Dari Gambar 5, pengujian tekan (*compressive test*) yang telah dilakukan, pada pengaruh komposisi NaCl dan temperatur *sintering*, diperoleh bahwa nilai kekuatan tekan yang paling tinggi pada paduan dengan temperatur *sintering* 650 °C adalah 197,339 MPa dengan 5% berat NaCl, nilai pengujian tekan yang paling rendah pada paduan dengan temperatur *sintering* 600 °C adalah 124,971 MPa dengan 20% berat NaCl. Dari pengujian pengujian tekan yang telah dilakukan, pada pengaruh komposisi NaCl terhadap kekuatan tekan dapat dilihat, bahwa semakin banyak penambahan NaCl pada paduan maka akan menurunkan sifat kuat tekan dari paduan.

Banyaknya *space holder* NaCl yang terlarut dalam larutan etanol dan gliserin menyebabkan pori yang terbentuk juga semakin banyak, sehingga dinding sel Mg berpori menjadi tipis dan sangat lemah sehingga dapat menurunkan sifat kuat tekan [26], sehingga 20% berat NaCl

pada paduan Mg memiliki nilai kuat tekan terendah. Sedangkan porositas terendah pada komposisi 5% berat NaCl dimana pori yang dihasilkan juga cukup rendah.

Porositas juga merupakan pusat konsentrasi tegangan eksternal yang dapat menurunkan kemampuan material dalam menahan beban eksternal. Keberadaan porositas yang tidak homogen dapat menyebabkan penurunan sifat mekanik material. Pengaruh temperatur terhadap kuat tekan dapat dilihat dari setiap kenaikan temperatur. Diketahui dengan meningkatnya temperatur pemanasan, reaksi yang terjadi semakin tinggi. Hal ini membuat batas butir mulai berpindah sehingga butir mulai tumbuh.

Terbentuk saluran yang saling berhubungan sehingga intensitas ikatan antar unsur semakin tinggi yang membuat paduan semakin rapat, namun mengalami penurunan pada temperatur 700 °C. Kondisi ini dikarenakan tidak terbentuknya fasa Mg-Zn pada temperatur tinggi karena sifatnya yang tidak stabil sehingga kekuatan tekanpun menurun.

Logam paduan Mg-Ca-Zn berpori dengan porositas yang berbeda menghasilkan kekuatan kompresi yang berbeda pula, yang juga dipengaruhi oleh jumlah NaCl sebagai sumber porositas. Sebagai hasil kompresi uniaksial, deformasi menyebar melalui pori, akhirnya menghasilkan sekelompok sel yang runtuh. Kekuatan tekan (*compressive strength*) dari paduan Mg-Ca-Zn berpori yang dihasilkan pada penelitian ini yaitu 124-197 MPa dengan porositas yaitu antara 15 – 34%, dimana sesuai dengan sifat mekanik dari *cancellous bone* dan *cortical bone* [25],[27].

4. KESIMPULAN

Hasil studi menunjukkan bahwa logam paduan magnesium, kalsium dan seng dapat dibuat menjadi struktur berpori dengan menggunakan *space holder* NaCl sebagai sumber pori melalui metode metalurgi serbuk. Bentuk pori yang dihasilkan heterogen dengan ukuran bervariasi antara 30-500µm serta volume porositas dalam paduan berkisar 15,64-34,57%. Komposisi NaCl sebagai *space holder* memiliki peranan yang amat penting dalam menentukan besarnya pori yang tercipta pada paduan. Begitu juga proses penghilangan NaCl setelah *sinter* memiliki kontribusi penting terhadap struktur mikro dan morfologi porositas. Berdasarkan uji porositas, komposisi 20% NaCl sebagai *space holder* memiliki porositas tertinggi sekitar 34% dengan kekuatan tekan tertinggi dengan komposisi 5% berat NaCl pada temperatur sinter 650 °C yaitu 194 MPa. Porositas pada paduan Mg-Ca-Zn paduan logam Mg-Ca-Zn dengan *space holder* NaCl memiliki kecenderungan *closed cell* atau pori tertutup. Studi ini juga menggambarkan bahwa porositas dan kekuatan yang dihasilkan mendekati sifat tulang *cortical* dan *cancellous bone* pada tubuh manusia.

UCAPAN TERIMA KASIH

Penelitian ini didanai oleh INSINAS tahun 2018 Pusat Penelitian Metalurgidan Material Lembaga Ilmu Pengetahuan Indonesia. Penulis mengucapkan terimakasih kepada Kementerian RISTEK DIKTI serta semua tim yang terlibat dalam penelitian ini.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] L. Lefebvre, J. Banhart, dan D.C. Dunand, "Porous metals and metallic foams : Current status and recent developments," *Advanced Engineering Materials*, vol. 10(9), pp. 775–787, 2008.
- [2] S. Chiras, D. R. Mumm, A. G. Evans, N. Wicks, J. W. Hutchinson, K. Dharmasena, H. N. G. Wadley, dan S. Fichter, "The structural performance of near-optimized truss core panels," *International Journal of Solids and Structures*, vol. 39(15), pp. 4093-4115, 2002.
- [3] A. J. T. Clemow, A. M. Weinstein, J. J. Klawitter, J. Koeneman, dan J. Anderson, "Interface mechanics of porous titanium implants," *J. Biomed. Mater. Res.*, vol. 15, pp. 73–82, 1981.
- [4] E. Tsuruga, H. Takita, H. Itoh, Y. Wakisaka, dan Y. Kuboki, "Pore size of porous hydroxyapatite as the cell-substratum controls BMP- induced osteogenesis," *J Biochem.*, vol. 121, pp. 317–324, 1997.
- [5] S. Yang, K. F. Leong, Z. Du, dan C. Chua, "The design of scaffolds for use in tissue engineering. Part I. traditional factors," *Tissue Eng.*, vol. 7(6), pp. 679–689, 2001.
- [6] K. Alvarez dan H. Nakajima, "Metallic scaffolds for bone regeneration," *Materials*, vol. 2, pp. 790–832, 2009.
- [7] S. J. Hollister, "Porous scaffold design for tissue engineering," *Nat. Mater.*, vol. 4, pp. 518-524, 2005.
- [8] V. Karageorgiou dan D. Kaplan, "Porosity of 3D biomaterial scaffolds and osteogenesis," *Biomaterials*, vol. 26, pp. 5474–5491, 2005.
- [9] F. Witte, H. Ulrich, M. Rudert, dan E. Willbold, "Biodegradable magnesium scaffolds: Part I: Appropriate inflammatory response," *J. Biomed. Mater. Res. A*, vol. 81, pp. 748–756, 2007.
- [10] F. Witte, H. Ulrich, C. Palm, dan E. Willbold, "Biodegradable magnesium scaffolds: Part II: Peri-implant bone remodeling," *J. Biomed. Mater. Res. A*, vol. 81, pp. 757–765, 2007.
- [11] Y. Bi, Y. Zheng, dan Y. Li, "Microstructure and mechanical properties of sintered porous magnesium using polymethyl methacrylate as the space holder," *Mater. Lett.*, vol. 161, pp. 583–586, 2015.
- [12] X. C. Xia, X. W. Chen, Z. Zhang, X. Chen, W. M. Zhao, B. Liao, dan B. Hur, "Effects of porosity and pore size on the compressive properties of closed-cell Mg alloy foam," *J. Magnes. Alloy.*, vol. 1, pp. 330–335, 2013.

- [13] J. Banhart, "Manufacture, characterization and application of cellular metals and metal foams," *Prog. Mater. Sci.*, vol. 46, pp. 559–632, 2001.
- [14] Y. Yamada, K. Shimojima, Y. Sakaguchi, M. Mabuchi, M. Nakamura, T. Asahina, T. Mukai, H. Kanahashi, dan K. Higashi, "Processing of an open-cellular AZ91 magnesium alloy with a low density of 0.05 g/cm³," *J. Mater. Sci. Lett.*, vol. 18, pp. 1477–1480, 1999.
- [15] N. Tuncer dan G. Arslan, "Designing compressive properties of titanium foams," *J. Mater. Sci.*, vol. 44(6), pp. 1477–1484, 2009.
- [16] P. Patnaik, *Handbook of Inorganic Chemicals*, NY: McGraw-Hill, 2003.
- [17] M. Gupta dan N. M. L. Sharon, *Magnesium, magnesium alloys, and magnesium composites*, NJ: Wiley, 2010.
- [18] K. Yang dan L. Tan, "Control of biodegradation of magnesium (Mg) alloys for medical applications," *Corrosion Prevention of Magnesium Alloys*, pp. 509–543, 2013.
- [19] Y. Li, X. Wang, X. Wang, Y. Ren, F. Han, dan C. Wen, "Sound absorption characteristics of aluminum foam with spherical cells," *J. Appl. Phys.* 110 pp. 1–7, 2011.
- [20] Y. Zhou, A. Jiang, dan J. Liu, "The effect of sintering temperature to the microstructure and properties of AZ91 magnesium alloy by powder metallurgy," *Applied Mechanics and Materials*, vol. 377, pp. 250–254, 2013.
- [21] X. Zhang, X. Li, J. Li, dan X. Sun, "Processing, microstructure and mechanical properties of biomedical magnesium with a specific two-layer structure," *Prog. Nat. Sci. Mater. Int.*, vol. 23, pp. 183–189, 2013.
- [22] S. Cai, T. Lei, N. Li, dan F. Feng, "Effects of Zn on microstructure, mechanical properties and corrosion behavior of Mg-Zn alloys," *Mater. Sci. Eng. C*, vol. 32, pp. 2570–2577, 2012.
- [23] H.R. Bakhsheshi-Rad, E. Hamzah, A. Fereidouni-Lotfabadi, M. Daroonparvar, M. A. M. Yajid, M. Mezbahul-Islam, M. Kasiri-Asgarani, dan M. Medraj, "Microstructure and bio-corrosion behavior of Mg-Zn and Mg-Zn-Ca alloys for biomedical applications," *Mater. Corros.*, vol. 65, pp. 1178–1187, 2014.
- [24] A. H. Yusop, A. A. Bakir, N. A. Shaharom, M. R. A. Kadir, dan H. Hermawan, "Porous biodegradable metals for hard tissue scaffolds: A Review," *Int. J. Biomat.*, vol. 2012, 2012.
- [25] S. Lee, M. Porter, S. Wasko, G. Lau, P. Chen, E. E. Novitskaya, A. P. Tomsia, A. Almutairi, M. A. Meyers, dan J. Mckittrick, "Potential bone replacement materials prepared by two methods," *MRS Proceedings*, vol. 1418, 2012.
- [26] Z. Hussain dan N. S. A. Suffin, "Microstructure and mechanical behaviour of aluminium foam produced by sintering dissolution process using NaCl space holder," *J. Eng. Sci.*, vol. 7, pp. 37–49, 2011.
- [27] C. E. Wen, Y. Yamada, K. Shimojima, Y. Chino, H. Hosokawa, dan M. Mabuchi, "Compressibility of porous magnesium foam: dependency on porosity and pore size," *Mat. Lett.*, vol. 58, pp. 357–360, 2004.