

Kajian Komposit Berbasis Paduan Logam Magnesium Berpenguat Keramik untuk Aplikasi Ortopedi

Franciska Pramuji Lestari ^{1,2}, Ika Kartika ², Ariadne L. Juwono ¹ Anawati Anawati ^{1*}

¹Departemen Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Indonesia, Depok, Indonesia 16424

²Pusat Riset Metalurgi – Badan Riset dan Inovasi Nasional, Kawasan Puspiptek-Serpong, Tangerang Selatan, Indonesia 15314

Abstrak

Komposit berbasis logam Magnesium (Mg) merupakan material maju yang potensial diaplikasikan untuk implan biodegradabel yang bersifat sementara. Mg memiliki sifat biodegradabel, biokompatibel serta memiliki densitas yang mendekati tulang sehingga dapat mengurangi stress shielding antara tulang dan implan. Namun, Mg memiliki laju degradasi yang relatif cepat yang dapat menurunkan sifat mekaniknya di dalam lingkungan fisiologis dan kurangnya sifat bioaktivitas. Di sisi lain, biokeramik yang kerap digunakan sebagai bahan implan tulang dan gigi bersifat bioaktif dan bioinert. Penggabungan Mg dan keramik dapat menjadi sebuah material komposit untuk aplikasi biomedis dengan peningkatan sifat mekanik dan biokompatibilitas serta laju degradasi yangimbang. Dalam kajian ini, dibahas secara komprehensif kemajuan riset material komposit berbasis Mg dengan paduan logam Mg sebagai matriks, berbagai material keramik yang umum digunakan sebagai penguat, fasa-fasa penguatan pada komposit, proses manufaktur serta perlakuan panas pada komposit berbasis magnesium. Komposit berbasis Mg menjadi material yang menjanjikan untuk aplikasi biomedis karena kombinasi sifat mekanik yang baik, berat jenis yang rendah, dan kemungkinan untuk mencapai laju korosi yang lebih lambat serta meningkatkan penyembuhan dengan adanya material bioaktif.

Kata kunci: magnesium, Mg; implan; komposit; keramik; biomaterial

Abstract

[Title: Study of Magnesium Metal Alloy-Based Composites Ceramic Reinforcement for Orthopedic Applications] Magnesium (Mg) metal-based composite is an advanced material that has the potential to be applied for temporary biodegradable implants. Mg has biodegradable, biocompatible properties and has a density close to bone so that it can reduce stress shielding between bone and implant. However, Mg has a relatively fast rate of degradation which can decrease its mechanical properties in physiological environments and lack bioactivity. On the other hand, bioceramics which are often used as bone and dental implant materials are bioactive and bioinert. The combination of Mg and ceramic can be a composite material for biomedical applications with improved mechanical properties and biocompatibility as well as a balanced degradation rate. In this study, comprehensively discussed the progress of research on Mg-based composite materials with Mg metal alloys as a matrix, various ceramic materials commonly used as reinforcement, strengthening phases in composites, manufacturing processes and heat treatment of magnesium-based composites. Mg-based composites are promising materials for biomedical applications due to the combination of good mechanical properties, low specific gravity, and the possibility to achieve slower corrosion rates and improved healing in the presence of bioactive materials.

Keywords: magnesium; Mg; implant; composite; ceramic; biomaterial

1. Pendahuluan

Semakin tingginya pertumbuhan populasi usia tua

dan tingginya kasus kecelakaan, kebutuhan akan biomaterial dalam aplikasinya sebagai implan ortopedi semakin meningkat dan terus berkembang pesat. Ketika tulang mengalami patah, dibutuhkan pembedahan untuk menanamkan material implan ke dalam atau di dekat

*) Penulis Korespondensi.

E-mail: anawati@sci.ui.ac.id

patah tulang untuk memfasilitasi penyembuhan atau untuk mengkompensasi kekurangan atau hilangnya jaringan tulang hingga tulang sembuh (Munir dkk., 2020). Umumnya, implan konvensional yang digunakan saat ini terbuat dari bahan yang *inert* sehingga setelah tulang sembuh diperlukan re-operasi untuk mengangkat implan tersebut. Selain itu, timbul masalah *stress shielding* akibat kekuatan yang terlalu jauh antara material implan dengan tulang asli (Brar dkk., 2009). Oleh sebab itu, dibutuhkan pengembangan material implan yang bersifat sementara atau *biodegradable*.

Magnesium (Mg) adalah material yang menjanjikan sebagai implan ortopedi yang bersifat sementara di dalam tubuh. Hal ini karena ia memiliki karakteristik nilai kepadatan dan kekuatan mendekati tulang (Staiger dkk., 2006) serta merupakan logam yang *biodegradable* dan *biocompatible*. Namun, Mg murni dan paduan memiliki laju degradasi yang relatif cepat di dalam tubuh (Atrens dkk., 2020). Hal ini berakibat pada tingginya pelepasan gas hidrogen dan berkurangnya integritas mekanik dari implan sebelum tulang sembuh (Sezer dkk., 2018). Reaksi korosi Mg selalu disertai pelepasan gas hidrogen (Esmaily dkk., 2017).

Biokeramik telah digunakan sebagai bahan implan generasi kedua. Keramik memiliki stabilitas kimia dalam lingkungan fisiologis serta bioaktivitas yang baik. Beberapa keramik terdiri dari ion-ion yang biasa ditemukan di lingkungan fisiologis dan ion-ion tersebut tidak menunjukkan toksisitas pada jaringan tubuh (Mala & Celsia, 2018). Namun, karena sifat kerapuhannya, keramik memiliki risiko kegagalan patah katastrofik yang tidak terduga dalam aplikasi implan (Hamadouche & Sedel, 2000).

Untuk memanfaatkan sifat unggul dari material Mg, dimungkinkan untuk menggabungkan Mg dengan keramik yang *biocompatible* menjadi material komposit. Penggabungan kedua jenis material tersebut menguntungkan dalam meningkatkan sifat mekanik dan bioinert logam serta menurunkan sifat rapuh dari keramik. Sifat material yang diharapkan sebagai prasyarat material implan yaitu (1) *biocompatible* dan memiliki viabilitas sel yang maksimal untuk menghindari inflamasi, infeksi atau reaksi lainnya yang membahayakan tubuh (Huzum dkk., 2021); (2) tidak meracuni tubuh, dan tidak melepaskan elemen toksik selama degradasi di dalam tubuh serta memiliki sifat yang dapat membantu proses penyembuhan dan osseointegrasi tulang (Kamrani & Fleck, 2019); (3) memiliki ketahanan korosi yang seimbang untuk menjamin integritas secara mekanik hingga jaringan sembuh (Amukarimi & Mozafari, 2022); (4) memiliki sifat mekanik yang sesuai seperti ketangguhan, keuletan, kekerasan, kekuatan fatik, modulus elastisitas yang

sebanding dengan tulang (Ali, Hussein, & Al-Aqeeli, 2019).

Tulang adalah komposit alami dalam jaringan hidup, yang mengandung sekitar 30% berat matriks, 60% berat mineral, dan 10% berat air (Bommala, Krishna, and Rao 2019). Pengembangan material komposit merupakan sebuah pendekatan yang efektif karena adanya kemungkinan untuk memanfaatkan efek keramik bioinert dan bioaktif yang membantu penyembuhan atau meningkatkan ikatan antara jaringan dan implan. Komposit bersama dengan logam sebagai matriks dapat meningkatkan sifat mekanik, keuletan dan penyerapan energi yang baik. Selain itu, teknik pemrosesan yang tepat juga dapat meningkatkan ketahanan korosi material komposit, sehingga dapat menurunkan laju degradasi.

2. Mg sebagai Material Biodegradabel

Diantara beberapa logam yang potensial menjadi material implan biodegradabel seperti Fe dan Zn, logam Mg memiliki biokompatibilitas yang lebih tinggi. Hal ini ditunjukkan dengan tingginya nilai *daily intake* Mg (310 mg) yang dapat ditoleransi oleh tubuh dibandingkan Fe (8 mg) dan Zn (11 mg) (Edori, Harcourt, & Marcus, 2017). Mg memiliki kemampuan degradasi secara spontan di dalam lingkungan fisiologis. Mg juga penting bagi manusia dalam proses metabolisme karena sebagai kofaktor untuk banyak enzim (Song, Shan, & Han, 2008; Hänzi dkk., 2010). Ion Mg (Mg^{2+}) juga memfasilitasi penyembuhan jaringan (Jacobs dkk., 2003). Selain itu ion Mg^{2+} tidak menyebabkan toksisitas dalam tubuh dan umumnya dikeluarkan bersama dengan urin (Huff-Lonerger, 2010). Sifat logam material yang biodegradabel dan tulang alami tercantum pada Tabel 1.

Secara umum, implan material Mg memiliki beberapa keuntungan, diantaranya: (1) biokompatibilitas dan osteogenesis baik (Witte, 2010); (2) bersifat biodegradabel sehingga dapat menghindari re-operasi (Hänzi dkk., 2010), serta (3) secara mekanik mendekati tulang asli (Staiger dkk., 2006). Agar berfungsi sebagai biomaterial, Mg dan paduannya harus memiliki sifat mekanik yang sesuai, ketahanan korosi yang seimbang dengan pertumbuhan jaringan tulang serta biokompatibilitas yang baik. Persyaratan sifat mekanik, korosi dan biokompatibilitas biomaterial paduan Mg untuk beberapa aplikasi klinis spesifik dirangkum dalam Tabel 2.

3. Tantangan dan Hambatan Paduan Mg untuk Aplikasi Biomedis

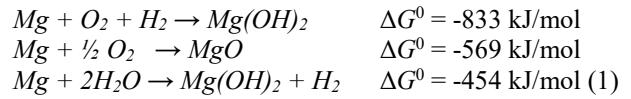
Meskipun sifatnya sangat menguntungkan, Mg dan paduannya belum banyak digunakan sebagai implan yang dapat terdegradasi. Masalah terbesar yang menghambat penggunaan Mg sebagai material biomedis adalah karena laju korosi yang sangat cepat di dalam cairan tubuh. Karakteristik korosi Mg dapat dikaitkan

dengan tiga faktor utama, yaitu rendahnya potensial reduksi Mg (-2,37 V) (Shaw 2003); produk korosi yang terbentuk tidak protektif (Atrens, Liu, & Abidin, 2011; Guang, Song, & Atrens, 2000); dan adanya interaksi mikro-galvanik antara fasa konstituen yang menyebabkan korosi paduan Mg (Atrens dkk., 2011; Atrens dkk., 2015). Gambar 1 menunjukkan skematik grafik ideal proses penyembuhan. Kekakuan/kekuatan mekanis implan biodegradabel perlahan-lahan menurun seiring berjalannya proses penyembuhan dan terdegradasi sempurna ketika tulang induk juga telah sembuh sempurna. Namun, karena degradasi yang cepat dari paduan Mg mempengaruhi integritas mekanik yaitu menurunnya sifat mekanik setelah implantasi, berakibat pada kegagalan prematur implan sebelum proses penyembuhan jaringan tulang selesai (Kannan & Raman, 2008).

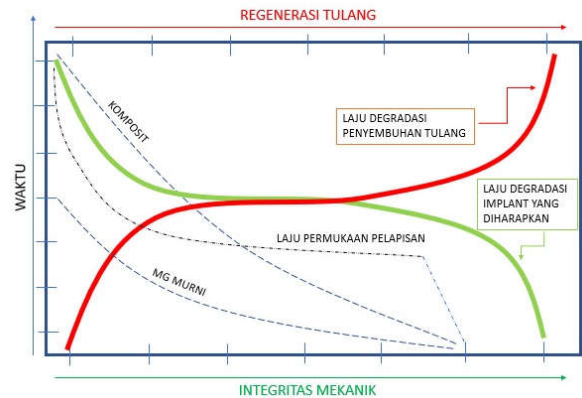
Jenis korosi yang paling banyak terjadi pada Mg dan paduannya, yaitu korosi galvanik. Korosi galvanik terjadi karena Mg berperilaku anodik jika kontak dengan logam lain (Zeng dkk., n.d.). Potensial reduksi standar Mg ke bentuk Mg^{2+} adalah $E^{\circ} = -2,37 V_{SHE}$ (Cain dkk., 2014). Presipitasi terbentuk ketika konsentrasi elemen paduan melebihi batas kelarutan maksimum. Tingkat efek galvanik tergantung pada beberapa faktor, seperti orientasi kristal dari matriks Mg, jenis fasa sekunder, partikel pengotor, ukuran butir dan media larutan (Ivanova dkk., 2016).

Secara termodinamika, Mg merupakan logam yang paling aktif dari semua logam yang ada. Perubahan energi bebas Gibbs (ΔG^0) standar untuk reaksi oksidasi

Mg terlihat pada Persamaan 1 (Song 2011).



Lapisan MgO memiliki nilai *Pilling-Bedworth Ratio* (PBR) diatas 2 yang artinya lapisan oksida bersifat non protektif dan pecah-pecah (Jiang dkk., 2021). Perbedaan koefisien ekspansi mekanik logam dan lapisan oksida yang tinggi menyebabkan lapisan oksida terbelah-belah. Nilai PBR untuk lapisan oksida protektif



Gambar 1. Perbandingan tingkat degradasi material Mg murni, paduan dan pelapisan permukaan, komposit, serta implan ideal yang diharapkan dengan penyembuhan jaringan tulang yang retak

Tabel 1. Perbandingan sifat *cortical* dan *cancelous bone* dengan material implan biodegradabel (Kuśnierczyk & Basista, 2017; Cheng dkk., 2013)

Sifat	<i>Cortical Bone</i>	<i>Cancelous Bone</i>	Fe Murni	Zn Murni	Mg Murni
Densitas (g/cm ³)	1.8–2.1	1.0–1.4	7,87	7,14	1,74
E (GPa)	5–23	0.01–1.57	211	105	45
YS (MPa)	-	-	120-150	-	80
UTS (MPa)	35–283	1.5–38	180-210	110-200	152
Tingkat Toksisitas	-	-	1 - L929 dan ECV304	4 - L929 dan 1 - ECV304	0 - 1 to L929 dan ECV304
V _{corr} (V)	-	-	-0,748	-1,049	-1,886
I _{corr} (I)	-	-	8,96	5,47	86,06
CR (mm/yr)	-	-	0,105	0,325	1,94
Aplikasi	Bone screws, plates, pins, stents, nails				

Tabel 2. Persyaratan sifat mekanik, korosi dan biokompatibilitas paduan Mg untuk aplikasi klinis implan ortopedi dan *stent* kardiovaskular (Shahin dkk., 2019)

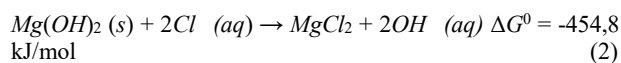
Aplikasi	σ_y (Mpa)	ϵ (%)	CR (mm/y)	Aktivitas selular (%)	Waktu Penyembuhan (bulan)
Implan Ortopedi	>200	>10	<0.5	>80	3-6
Stent Kardiovaskular	>200	>20	<0.5	>80	6-12

σ_y : Tensile Yield Strength; ϵ : tensile strain; CR: Corrosion Rate

Tabel 3. Pengaruh elemen paduan terhadap paduan Mg biodegradabel (Radha & Sreekanth, 2017)

Elemen	Sifat Mekanik	Efek Patopsikologi	Efek Toksikologi
Ca	<ul style="list-style-type: none"> • Meningkatkan ketahanan korosi dan penghalus butir 	<ul style="list-style-type: none"> • Tersimpan di tulang dan gigi • Kadar serum darah 0,919–0,993 mg/L 	<ul style="list-style-type: none"> • Gangguan metabolisme
Zn	<ul style="list-style-type: none"> • Meningkatkan <i>yield stress</i>, mengurangi evolusi gas hidrogen selama bio-korosi 	<ul style="list-style-type: none"> • Kadar serum darah 12,4-17,4 mol/L • Penting untuk enzim dan sistem kekebalan tubuh 	<ul style="list-style-type: none"> • Dapat meracuni syaraf dan menghalangi perkembangan tulang
Mn	<ul style="list-style-type: none"> • Meningkatkan ketahanan korosi 	<ul style="list-style-type: none"> • Tingkat serum darah <0,8 g/L • Mempengaruhi fungsi sistem kekebalan tubuh dan pertumbuhan tulang 	<ul style="list-style-type: none"> • Gangguan neurologis
Sr	<ul style="list-style-type: none"> • Meningkatkan massa tulang • Meningkatkan ketahanan korosi, penyempurnaan butir 	<ul style="list-style-type: none"> • 140 mg dalam tubuh manusia dan 99% terletak di tulang 	<ul style="list-style-type: none"> • Gangguan neurologis
Sn	<ul style="list-style-type: none"> • Meningkatkan kuat tekan dan ketahanan korosi 	<ul style="list-style-type: none"> • 9-140 g/L, kandungan lebih tinggi terdapat pada hati 	<ul style="list-style-type: none"> • karsinogenik
Ag	<ul style="list-style-type: none"> • Meningkatkan kekuatan tarik dan ketahanan korosi • Efek antibakteri 	<ul style="list-style-type: none"> • kadar serum darah 11–26 g/L 	<ul style="list-style-type: none"> • Belum diketahui dengan pasti

berada di rentang $1 < PBR < 2$. Dalam lingkungan basah, MgO cenderung mengalami hidrasi menjadi $Mg(OH)_2$. Diagram Pourbaix menunjukkan bahwa $Mg(OH)_2$ hanya stabil pada pH diatas 13 (Kappes, Iannuzzi, & Carranza, 2013). Lapisan hidroksida pada kondisi lingkungan basa sekalipun, $(Mg(OH)_2)$ tidak stabil jika terdapat ion klorida. Cairan tubuh memiliki kandungan ion klorida cukup tinggi sekitar 0.9 wt% (Sun, 2004). Kehadiran ion klorida dengan cepat mengubah lapisan hidroksida menjadi Mg klorida yang sangat larut, seperti terlihat pada Persamaan 2 (Song dkk., 1997).



Selain itu, implantasi material berbasis Mg dapat menimbulkan evolusi gas hidrogen (H_2) yang berlebihan dalam waktu singkat. Gas H_2 yang berlebih pada jaringan tulang menyebabkan kelarutan dan difusi gas H_2 terhambat pada jaringan biologis lokal, sehingga terjadi akumulasi gas H_2 yang mengakibatkan pembengkakan di rongga jaringan (Song, 2007a; Atrns dkk., 2011). Gas ini dianggap dapat mempengaruhi penyembuhan tulang dengan menciptakan tekanan lokal di lingkungan tulang induk sehingga menghambat penyembuhan dan pembentukan tulang baru (Zeng dkk., 2008). Studi in-vitro melaporkan tingkat toleransi kritis dari H_2 yaitu $<0,01 \text{ mL/cm}^2/\text{hari}$, dan ini telah banyak digunakan sebagai salah satu prasyarat untuk pemakaian paduan Mg sebagai implan sementara (Song 2007b). Namun, beberapa studi in-vivo (Kraus dkk., 2012) melaporkan kantong gas pembentuk H_2 yang berevolusi hanya dalam minggu pertama pasca operasi, kemudian secara bertahap menghilang selama 2-3 minggu pasca operasi. Jadi, memungkinkan bahwa evolusi H_2 tidak

secara signifikan mengganggu proses penyembuhan selama tingkat korosi dari implan Mg dikontrol dengan tepat pada beberapa minggu di awal.

Beberapa strategi dilakukan untuk meningkatkan ketahanan korosi dari Mg baik secara intrinsik maupun ekstrinsik. Secara intrinsik diantaranya dengan purifikasi, pemaduan, penghalusan butir dan perlakuan panas (Chen, Dai, & Zhang 2015). Secara garis besar, strategi intrinsik ini bertujuan untuk memperbaiki ukuran butir Mg paduan dan membentuk fasa kedua, yang mengelilingi matriks Mg secara kontinyu. Selain itu, mampu untuk mengurangi pengendapan fasa kedua pada batas butir, menyeimbangkan perbedaan potensial antara matriks Mg dan fasa kedua sehingga menurunkan korosi mikrogalvanik. Secara ekstrinsik, modifikasi permukaan pada Mg dan paduannya menggunakan pendekatan rekayasa permukaan untuk memberi proteksi dan pencegahan korosi. Beberapa teknologi modifikasi permukaan/pelapisan untuk meningkatkan ketahanan korosi logam Mg diantaranya adalah proses elektrokimia (*plating, conversion coating, hydriding, dan anodizing*), deposisi fasa gas (*thermal spray, chemical vapor deposition (CVD), physical vapor deposition (PVD), diamond-like coating, pelapis difusi, implantasi ion*), pelapis polimer organik dan modifikasi permukaan dengan laser (Singh & Harimkar, 2012).

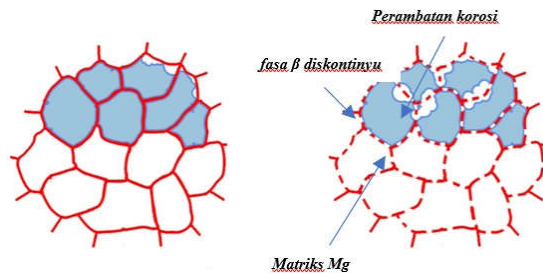
Penggunaan material maju komposit berbasis Mg masih belum banyak dilirik oleh periset. Padahal, komposit dapat menjadi salah satu jawaban untuk mengatasi masalah utama laju degradasi Mg yang tinggi. Sintesis *metal matrix composites* (MMC) berbasis Mg adalah pendekatan yang sangat menjanjikan karena merupakan penggabungan sifat-sifat unggul dari masing-masing material penyusun.

4. Komposit Matriks Mg yang Biodegradabel

Komposit memiliki setidaknya dua konstituen, yaitu konstituen utama (>50%) disebut sebagai matriks dan konstituen minor (<50%) disebut sebagai penguat. Untuk matriks Mg, komposit dikenal sebagai komposit matriks Mg (komposit Mg) (Kumar, Das, & Prasad 2021). Terdapat tiga unsur penentu dari sifat biokompatibilitas, mekanik dan perilaku korosi dari komposit Mg, yaitu komposisi material, distribusi fasa kedua dan ukuran butir (Ivanova dkk., 2016). Distribusi fasa kedua dan ukuran butir dapat dikontrol dengan teknik fabrikasi dan pemrosesan (Ivanova dkk., 2016). Adanya kombinasi sifat-sifat unggul logam Mg dan penguat keramik, material komposit ini menarik untuk dikembangkan sehingga pemilihan material, jenis paduan, konsentrasi penguat dan proses yang digunakan dapat mengoptimalkan sifat komposit yang dihasilkan. Komposit matriks logam berbasis Mg sebagian besar digunakan untuk meningkatkan sifat ketahanan korosi, sifat mekanik serta biokompatibilitasnya.

4.1 Mg dan Paduan Mg sebagai Matriks pada Komposit Mg

Matriks berfungsi sebagai media transfer beban ke penguat, menahan penyebaran retak dan melindungi penguat dari efek lingkungan serta kerusakan akibat benturan. Mg murni memiliki ketahanan korosi dan tingkat degradasi yang baik, namun memiliki sifat mekanik yang sangat rendah sehingga sangat terbatas dalam aplikasi serta pemakaiannya sebagai material implan medis. Oleh sebab itu, paduan berbasis Mg sebagai matriks dikembangkan untuk meningkatkan sifat mekanik komposit. Pemilihan elemen paduan memainkan peran penting dalam degradasi Mg, tidak hanya untuk meningkatkan sifat mekanik dan korosi tetapi juga menunjukkan biokompatibilitas dalam lingkungan biologis. Penambahan dari elemen paduan dalam Mg murni dapat meningkatkan perbaikan butir dan memperkuat dengan cara larutan padat (*solid solution*). Tabel 3 memperlihatkan elemen paduan yang sering digunakan pada paduan Mg dan pengaruhnya terhadap mikrostruktur, sifat mekanik serta ketahanan korosi.

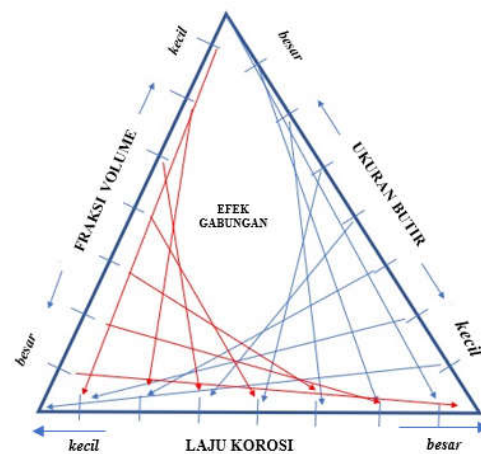


Gambar 2. Pengaruh distribusi fasa sekunder pada perilaku korosi paduan Mg

Umumnya, elemen paduan dapat meningkatkan kekuatan Mg dengan mekanisme penguatan larutan padat (*solid-solution strengthening*), pengerasan presipitasi (*precipitation hardening*), dan penghalusan butir (*grain-refinement*) (Radha & Sreekanth 2017). Penguatan matriks didapatkan dengan penambahan elemen paduan yang memiliki batas kelarutan lebih tinggi.

Struktur mikro seperti ukuran butir, fraksi volume, dan distribusi fasa sekunder, sangat memainkan peran penting dalam perilaku korosi paduan Mg. Telah disepakati secara luas bahwa ukuran butir yang halus bermanfaat untuk ketahanan korosi paduan Mg dalam suasana netral dan basa serta elektrolit korosif natrium klorida (NaCl) (Op't Hoog, Birbilis, & Estrin 2008; Ben-Hamu dkk., 2007). Song dkk. melaporkan bahwa pengaruh fasa sekunder pada perilaku korosi paduan Mg tergantung pada jumlah dan distribusinya (Song & Atrous 1999; Zhao dkk., 2008). Fasa sekunder (fasa β) ketika terkena lingkungan korosif setelah larut dalam matriks Mg dapat bertindak sebagai katoda galvanik yang dapat mempercepat laju korosi, atau sebagai penghalang yang dapat meningkatkan ketahanan korosi elektrolit korosif (dibandingkan dengan matriks Mg) dengan bentuk kontinyu di sepanjang batas butir, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.

Lu dkk. (2015) telah mempelajari pengaruh gabungan dari fasa sekunder dan ukuran butir pada korosi hasil cor dan perlakuan panas pada paduan Mg₃Zn_{0,3}Ca (dalam % berat). Hasilnya menunjukkan bahwa fraksi volume fasa sekunder dan ukuran butir penting untuk mengendalikan penjalaran korosi paduan, dan korelasinya diilustrasikan seperti pada Gambar 3. Dari ilustrasi pada Gambar 3 juga ditunjukkan ketika pengaruh ukuran butir mendominasi proses korosi pada



Gambar 3. Efek fraksi volume fasa sekunder dan ukuran butir pada laju korosi paduan Mg

paduan, ukuran butir yang besar akan menyebabkan peningkatan laju korosi. Sebaliknya, ketika fraksi volume fasa sekunder tinggi, maka akan mengesampingkan keuntungan dari ukuran butir yang halus.

Sistem Paduan Mg Biner

Penelitian tentang paduan Mg biner dilakukan untuk mengidentifikasi komposisi yang paling sesuai dalam mengembangkan paduan dan komposit berbasis Mg dengan kinerja yang unggul untuk aplikasi implan ortopedi. Kirkland, dkk (2011) melakukan penelitian paduan biner MgCa melalui metode *casting* dengan variasi Ca (1%, 2%, dan 3% berat). Meningkatnya kandungan paduan menyebabkan peningkatan volume fasa kedua dan meningkatnya *yield strength*. Lestari, dkk (2015) membuat paduan biner MgCa secara metalurgi serbuk dan menyimpulkan bahwa dengan penambahan unsur Ca sebagai paduan menyebabkan terbentuknya formasi fasa Mg₂Ca yang lebih katodik sehingga secara sistematis meningkatkan laju korosi dan menurunkan potensial korosi paduan Mg-Ca. Laju korosi (*corrosion rate*) memiliki pola peningkatan seiring dengan bertambahnya Ca. Sementara itu potensial korosi (E_{corr}) menurun atau menjadi lebih negatif seiring dengan semakin tingginya komposisi Ca dalam paduan berbasis Mg. Hal ini merupakan akibat dari aktivitas elektrokimia fasa Mg₂Ca yang memiliki reaktivitas tinggi secara kimia dan struktur kristal. Mg tidak dapat membentuk permukaan oksida yang stabil, karena memiliki PBR <1 (Kirkland dkk., 2010). Hal ini diakibatkan oleh volume lapisan oksida yang dihasilkan Mg lebih rendah dibandingkan volume logam yang terkikis, sehingga mengindikasikan bahwa lapisan oksida tersebut tidak dapat melindungi. Besarnya pengaruh partikel intermetalik terhadap arus anodik atau katodik tergantung pada komposisi kimia dan volume fraksi, sehingga semakin besar volume fraksi partikel intermetalik dalam paduan, semakin besar dampaknya pada peningkatan laju korosi paduan (Birbilis & Buchheit, 2005; Kirkland dkk., 2010).

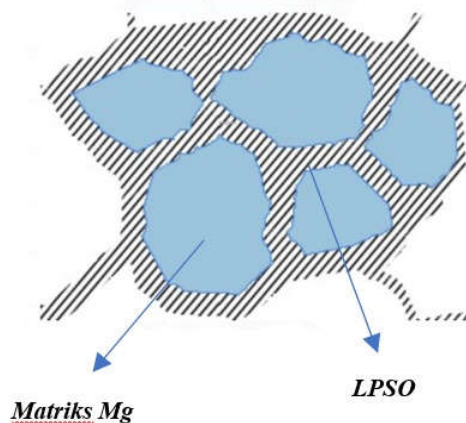
Tie dkk (2014) meneliti tentang penambahan Ag pada logam Mg. Kekerasan meningkat pada paduan Mg-xAg hasil cor dengan penambahan Ag (x = 2, 4, 6 % berat) karena adanya pembentukan fasa Mg₄Ag dan menurun dengan adanya perlakuan panas T4 (*solution heat treatment*, *quenching*, dan *aging* pada temperatur tinggi). Kekerasan paduan Mg-xAg akan meningkat dengan perlakuan panas T6 (didinginkan dari temperatur tinggi, *quenching*, dan *aging* pada temperatur tinggi) karena terjadinya re-presipitasi fasa β . Penambahan unsur Ag, dapat meningkatkan kekuatan tarik dan keuletan tertinggi. Ketahanan korosi juga meningkat secara signifikan dengan perlakuan T4 yang disebabkan melarutnya sebagian besar dendrit yang kaya Ag dan fasa β .

Seng (Zn) adalah elemen paduan kedua yang paling umum ditambahkan untuk paduan Mg komersial (Xia dkk., 2015). Penambahan Zn dapat meningkatkan nilai potensial korosi menjadi lebih tinggi dari paduan Mg-Zn dibandingkan dengan Mg murni, sehingga dapat mengurangi laju korosi dan meningkatkan sifat mekanik melalui mekanisme penguatan *solid solution* (Haferkamp dkk., 2004). Zn adalah salah satu elemen penting untuk banyak fungsi biologis, seperti sistem kekebalan tubuh serta indera penciuman dan perasa. Kelarutan Zn dalam Mg yaitu 6,2% pada 325°C (Zhang, Wang, and Geng 2011), namun dengan penurunan temperatur, sekitar 1,6 % berat Zn tetap larut dalam matriks Mg dan berkontribusi terhadap *solid strengthening* (Zhang dkk., 2011). Elemen Zn yang berlebih akan membentuk fasa intermetalik dan lima fasa intermetalik dalam sistem Mg-Zn, yaitu Mg₅₁Zn₂₀ (Ohno and Schmid-Fetzer 2006), MgZn, Mg₂Zn₃ (Tsai, Murakami, and Niikura 2000), MgZn₂, dan Mg₂Zn₁₁. Intermetalik Mg_xZn dapat memberikan efek pengerasan (Cáceres & Blake 2002), tetapi dapat merusak ketahanan korosi paduan karena mempercepat laju reaksi (Song dkk., 2012). Kombinasi sifat mekanik yang baik dan ketahanan korosi pada paduan Mg-Zn menurut Zhang dkk (Zhang dkk., 2011) yaitu dengan kandungan Zn hingga 4 % berat. Pengaruh laju korosi diantaranya komposisi elektrolit, struktur mikro paduan (ukuran butir dan distribusi fasa sekunder) serta elemen pengotor. Umumnya, lebih banyak fasa sekunder dan pengotor akan menyebabkan korosi paduan lebih cepat.

Gu dkk (2009) menyatakan bahwa paduan biner hasil cor Mg-1x (x= Al, Ag, In, Mn, Si, Sn, Y, Zn dan Zr) dan pembentukan fasa Mg₂Si pada paduan Mg-1Si karena tidak adanya kelarutan Si dalam Mg dan sisa fasa α -Mg pada paduan biner Mg. Peningkatan *yield strength* dan *ultimate tensile strength* secara signifikan terjadi dengan adanya penambahan elemen tunggal Al, Ag, In, Si, Sn, Zn atau Zr. Sedangkan, penurunan kekuatan dan elongasi terjadi pada paduan Mg-1Mn dan Mg-1Y. Presipitasi dari fasa α eutektik pada Mg-1Al hasil *roll* dapat mempercepat laju korosi. Paduan Mg-1Al, Mg-1Sn dan Mg-1Zn menunjukkan tidak adanya penurunan viabilitas sel secara signifikan terhadap fibroblas dan paduan Mg-1Al, Mg-1Si, Mg-1Sn, Mg-1Y, Mg-1Zn tidak terdapat indikasi toksisitas terhadap osteoblas.

Sistem Paduan Mg Terner

Kombinasi unggul antara ketahanan korosi dan sifat mekanik berbasis paduan Mg dapat ditingkatkan dengan penambahan elemen logam paduan ketiga atau modifikasi mikrostruktur melalui perlakuan panas dan proses mekanis. Karena biokompatibilitasnya yang baik, paduan Mg-Zn-Ca telah banyak diteliti untuk aplikasi biomedis. Annur dkk, melaporkan bahwa fasa intermetalik fasa Mg₂Zn₁₁, Ca₂Mg₆Zn₃ dan Ca₂Mg₅Zn₁₃



Gambar 4. Struktur LPSO dalam paduan Mg

memiliki efek penguatan. Penghalusan butir dan presipitasi akan berkontribusi pada peningkatan sifat mekanis paduan Mg-Zn-Ca (Annur dkk., 2018). Namun demikian, Yin dkk berpendapat dengan meningkatnya kandungan Ca, fasa Mg_2Ca dan $Ca_2Mg_6Zn_3$ berpresipitasi di sepanjang batas butir, yang dapat menurunkan sifat tarik paduan, karena Mg_2Ca adalah fasa yang getas dan dapat menjadi sumber retak (Yin dkk., 2013).

Sebagai salah satu jenis paduan yang juga penting, yaitu Mg-RE (*rare earth*)-Zn dengan rasio berat RE/Zn > 1, RE = Y, Gd, Tb, Dy, Ho, Er, Tm) dan cukup menarik karena adanya pembentukan fasa berstruktur *long-period-stacking-ordered* (LPSO) berbentuk garis-garis atau *lamellar* dalam paduan Mg, seperti pada Gambar 4. LPSO merupakan fasa dengan struktur yang teratur dengan komponen utama atom RE dan Zn yang secara berkala berada pada bidang basal Mg (Zhu, Morton, & Nie, 2010; Nie, Zhu, & Morton, 2014). Dengan demikian, LPSO menjadi fase penguatan yang penting dalam paduan Mg yang dapat meningkatkan sifat mekanik, ketahanan korosi serta kapasitas redam paduan Mg (Xu dkk., 2015; Wu, Chen, & Ke, 2014; Du dkk., 2016; Hagihara dkk., 2013). Penguatan batas butir terjadi karena adanya struktur LPSO yang berbentuk seperti serat dan berfungsi sebagai penguat di dalam fasa matriks Mg yang halus yang secara dominan berkontribusi pada penguatan paduan Mg pada suhu kamar (Hagihara dkk., 2013).

Zhang dkk. (2008) melakukan penelitian dengan menambahkan elemen logam RE sebagai paduan ketiga, yaitu Y dalam paduan Mg-Zn. Kelarutan Zn dalam matriks Mg sangat menurun ketika Y ditambahkan sebagai paduan. Penurunan ini diyakini sebagai hasil interaksi antara Zn dan Y. Umumnya, penambahan unsur tanah jarang atau *rare earth* (RE) adalah untuk meningkatkan kekuatan mekanik pada paduan Mg dan merupakan salah satu elemen yang efektif sebagai

penghalus butir (Dinodi & Shetty, 2013). Komposisi fasa yang terbentuk dalam paduan Mg-Zn-Y paduan sangat bergantung pada rasio berat Zn terhadap Y (Rosalbino dkk., 2010; Lee dkk., 2005), yaitu ketika rasio berat Zn/Y < 1,5 maka fasa $Mg_{12}ZnY$ berpresipitasi (fasa X atau fasa LPSO - *long period stacking ordered phase*). Ketika rasio berat Zn/Y adalah 1,5 – 2 maka fasa $Mg_3Zn_3Y_2$ (fasa W, fasa dendritik) terbentuk di area interdendritik. Ketika rasio Zn/Y meningkat menjadi 2 – 2,5 maka fasa Mg_3Zn_6Y (fasa I, fasa quasicrystal ikosahedral) mulai terbentuk dan berdampingan dengan fasa-W. Ketika rasio Zn/Y adalah 5-7, hanya fasa I yang terbentuk dalam paduan Mg-Zn-Y. Namun, dengan peningkatan rasio Zn/Y lebih lanjut (~10), komposisinya mendekati komposisi sistem biner Mg-Zn, dengan demikian fasa biner MgZn terbentuk (Lee dkk., 2005; Nam dkk., 2013).

Fasa-fasa sekunder itu secara elektrokimia lebih nobel dari matriks α -Mg sehingga dapat menjadi katoda yang efektif ketika paduan berada di lingkungan korosif. Dengan ukuran dan fraksi volume partikel intermetalik yang serupa, paduan MgZnY dengan fasa sekunder tunggal (misalnya, Mg_3Zn_6Y I-fasa) menunjukkan ketahanan korosi yang lebih baik dibandingkan dengan dua fasa sekunder misalnya, fasa-W $Mg_3Zn_3Y_2$ dan fasa-I Mg_3Zn_6Y (Asgharzadeh dkk., 2014).

Li dkk. telah mempelajari pengaruh fraksi volume fasa LPSO pada ketahanan korosi paduan $Mg_{0,9}Zn_{1,6}Y$, $Mg_{2,1}Zn_{5,2}Y$, dan $Mg_{3,1}Zn_{7,6}Y$ (% berat) dalam 0,1 M larutan NaCl. Perbedaan potensial volta pada fasa LPSO / antarmuka α -Mg bisa sampai 250 mV. Kemudian, korosi berlangsung di sepanjang batas fasa LPSO.

Mangan (Mn) efektif dalam mengikat beberapa pengotor logam berat, sehingga mengurangi korosi galvanik antara pengotor dan matriks Mg (Avedesian and Review- 1999). Selain itu, Mn dalam bentuk *solid solution* dapat menstabilkan lapisan produk korosi dengan mengubah mangan menjadi oksida ke dalam lapisan $Mg(OH)_2$ (Rosalbino dkk., 2013). Rosalbino dkk. (2010) telah menemukan bahwa Mg-2Zn-0,2Mn menunjukkan ketahanan korosi paling baik dibandingkan dengan paduan Mg-2Zn-0,2Ca, Mg-2Zn-0,2Si (% berat) dan AZ91, bahkan meningkat empat kali lipat dalam ketahanan polarisasi dibandingkan paduan AZ91 setelah terendam dalam larutan ringer selama 168 jam pada temperature 37°C. Selain itu, telah dilaporkan oleh Abidin dkk (2011) bahwa laju korosi paduan Mg-2Zn-0,2Mn (% berat) diuji dalam larutan Hank's pada 37 °C jauh lebih rendah dibandingkan Mg dengan kemurnian tinggi. Selain fasa $MgZn_2$, penambahan silikon sebesar 0,2 (% berat) ke dalam paduan Mg-Zn-Mn dapat menginduksi pembentukan fasa Mg_2Si dan Mn_5Si_3 , tetapi hanya fasa Mg_2Si yang mempengaruhi ketahanan korosi paduan secara signifikan (Ben-Hamu,

Eliezer, & Shin, 2008). Peran fasa terhadap sifat korosi paduan tergantung pada morfologi dan fraksi volume dalam struktur mikro.

4.2 Keramik sebagai Penguat pada Komposit Mg

Keramik yang digunakan untuk aplikasi bio disebut biokeramik. Penggunaan biokeramik sebagai penguat pada komposit bertujuan untuk mencapai dua sifat penting, diantaranya bioaktivitas dan kekuatan mekanik. Material penguat yang umum digunakan dapat diklasifikasikan menjadi biokeramik kalsium-fosfat, biokeramik yang mengandung silikon, Mg oksida, dan bahan karbon.

Hidroksiapatit (HAP)

Material Hidroksiapatit ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$), memiliki komposisi seperti tulang alami serta biokompatibilitas dan osteokonduktivitas yang baik. Selain itu, sebagai rekayasa jaringan tulang pengganti tulang memiliki ketersediaannya yang banyak dengan biaya yang rendah. Meskipun HA menunjukkan kelarutan yang rendah dalam tubuh manusia (Kwon dkk., 2003; Fulmer dkk., 2002), namun HA dapat membantu membentuk ikatan kimia dengan jaringan. Lebih penting lagi, dapat menginduksi deposisi seperti tulang apatit dalam lingkungan fisiologis (Shuai dkk., 2017).

Cui dkk. (2019) menyelidiki efek nano-HA pada sifat mekanik, degradasi, dan biokompatibilitas dari komposit Mg-Zn/HA dengan teknologi *spark plasma sintering* (SPS). Hasilnya menunjukkan bahwa komposit Mg-5,5Zn-10HA (%berat) menghasilkan kekuatan luluh, kuat tekuk, dan ketahanan korosi yang meningkat dibandingkan dengan paduan Mg-5,5Zn. Menurut diagram biner Mg-Zn, kelarutan Zn dalam matriks Mg adalah sekitar 6% berat pada 753K. Ketika temperatur sintering pada SPS mencapai temperatur leleh Zn (693K), dengan bantuan arus plasma dan tekanan, memunculkan adanya *joule heating* antara partikel serbuk dan partikel Zn menjadi cair sehingga mempercepat difusi Zn menjadi Mg. Inilah yang disebut metode sintering fasa *solid-liquid*. Keuntungan dari hilangnya fasa Zn dan MgZn dapat mengurangi korosi galvanik dan menghambat korosi Mg secara efektif. Dengan meningkatnya kandungan HA, potensi korosi komposit meningkat. Kecenderungan ini sependapat dengan Kolygin dkk. (2019) yang menunjukkan bahwa ketahanan korosi Mg bisa ditingkatkan dengan menambahkan kuantitas optimal nano-HA dengan distribusi seragam pada permukaan partikel Mg. Dutta dkk. (2019) juga menunjukkan bahwa distribusi HA dalam matriks Mg berpengaruh terhadap laju korosi. Penambahan HA lebih lanjut akan menurunkan ketahanan korosi. Ini mungkin dikaitkan dengan aglomerasi HA jika kandungannya lebih tinggi, sehingga bertindak sebagai fasa sekunder dan mempercepat korosi Mg.

Shuai dkk. (2017) membuat komposit dengan komposisi Mg-3Zn/xHA ($x = 0; 2,5; 5; 7$ % berat) melalui metode *selective laser melting* (SLM). SLM adalah metode potensial untuk menyiapkan komposit yang homogen karena proses pelelehan dan pemadatan yang cepat, sehingga mampu membatasi pergerakan fasa yang tidak meleleh di dalam lelehan logam (Mroz dkk., 2015). Hasil penelitian menunjukkan bahwa HA dapat menginduksi pembentukan apatit mirip tulang dalam larutan SBF (Shuai dkk., 2017). Proses pada tahap awal, muatan negatif dari permukaan HA berinteraksi dengan ion positif unsur kalsium dalam larutan SBF untuk membentuk kalsium fosfat amorf (*amorphous calcium phosphate/ACP*) yang kaya Ca. Setelah itu, ACP kaya Ca berinteraksi dengan PO_4^{3-} dalam larutan SBF, sehingga membentuk ACP miskin Ca. Proses tahap akhir, ACP yang miskin Ca dapat mengkristal menjadi apatit seperti tulang. Apatit seperti tulang terbentuk di permukaan matriks dan dapat secara efektif menghambat proses korosi.

β -Trikalsium Fosfat (TCP)

β -TCP ($\beta\text{-Ca}_3(\text{PO}_4)_2$) atau β -trikalsium fosfat memiliki biokompatibilitas, osteokonduktivitas, dan bioaktivitas yang sangat baik, sehingga banyak digunakan dalam aplikasi ortopedi dan gigi (Ryu dkk., 2004). Yu dkk. (2012) mensintesis Mg-Zn/x β -TCP ($x = 0; 5; 10; 15$ % berat) komposit dengan metalurgi serbuk. Partikel β -TCP beraglomerasi ketika kandungannya mencapai 15% berat. Komposit Mg-Zn/10% berat TCP memiliki ketahanan korosi terbaik setelah uji imersi dalam larutan SBF. Penambahan β -TCP ke matriks secara signifikan mempengaruhi perilaku degradasi dari komposit. Produk korosi yang terbentuk selama uji imersi dapat secara efektif menghambat proses korosi dan meningkatkan biokompatibilitas komposit. Selain itu, tes implantasi in vivo pada kelinci menunjukkan bahwa komposit Mg-Zn/ β -TCP memiliki biokompatibilitas yang sangat baik dengan keadaan organ penting seperti jantung, ginjal, dan hati juga sangat baik.

Modifikasi permukaan dari material penguat juga salah satu cara untuk meningkatkan dispersi penguat. Zheng dkk. (2017) membuat komposit Mg-Zn-Zr/1% berat dengan modifikasi β -TCP (m- β -TCP) menggunakan teknologi *high-shear mixing*. Hasil menunjukkan bahwa lapisan MgO berhasil diperoleh pada permukaan partikel m- β -TCP dan bahwa partikel m- β -TCP lebih merata dalam matriks, yang dikaitkan dengan keterbasahan yang besar antara paduan cair dan MgO. Menurut hasil pengukuran elektrokimia dan eksperimen kultur sel, komposit Mg-Zn-Zr/1% berat m- β -TCP menunjukkan ketahanan korosi yang lebih baik dan sitokompatibilitas dibandingkan dengan paduan Mg-Zn-Zr.

Kalsium Polifosfat (CPP)

Kalsium polifosfat (CPP), sebagai biomaterial polimer anorganik, memiliki biokompatibilitas dan osteokonduktivitas yang baik serta biodegradabilitas dalam lingkungan fisiologis (Qiu dkk., 2006). Selain itu, secara *in vitro* CPP telah terbukti unggul dalam proliferasi dan diferensiasi osteoblas sehingga memiliki osteokonduktivitas yang baik (Latour dkk., 2001). Feng dan Han (2011) mensintesis ZK60A/xCPP ($x = 0; 2,5; 5; 7,5$ dan 10 % berat) dengan metode metalurgi serbuk. Untuk ZK60A/2,5% berat CPP dan komposit ZK60A/5% berat CPP, dispersi CPP partikel dalam matriks seragam. Ketika kandungan CPP 7,5 dan 10 % berat, beberapa partikel CPP beraglomerasi dan muncul rongga. Partikel CPP yang beraglomerasi menghasilkan ikatan yang lemah antara CPP dan matriks paduan, sehingga melemahkan sifat mekanik dari komposit. Selain itu, nilai pH menurun secara signifikan dengan penambahan partikel CPP ke dalam paduan ZK60A melalui uji imersi. Penurunan nilai pH dikaitkan dengan produk korosi asam dan efek penghambatan korosi oleh CPP. Selain itu, nilai pH di sekitar implan juga terkait dengan proliferasi sel dan diferensiasi (Pietak dkk., 2008).

Magnesium Oksida (MgO)

Magnesium oksida (MgO) dapat terurai secara hayati dengan produk degradasi $Mg(OH)_2$ (Lei dkk., 2010). MgO memiliki sifat antibakteri, termal serta mekanik yang sangat baik (Pereira dkk., 2004). Konstanta dielektrik MgO adalah 9,65 yang membuat korosi galvanik sulit terjadi (Fontanella, 1974). Goh dkk. (2007) mensintesis komposit Mg/MgO melalui teknik DMD (*direct metal deposition*). Hasil uji mekanis menunjukkan bahwa kekerasan mikro, kekuatan tarik (*tensile strength*), dan kekuatan tarik maksimum (*ultimate tensile strength*) komposit Mg/MgO meningkat dengan penambahan 1 vol% MgO berukuran nano. Peningkatan sifat mekanik dapat dikaitkan dengan karakteristik intrinsik nanopartikel MgO dan ikatan antarmuka Mg/MgO yang baik.

Lin dkk. (2018) membuat komposit $Mg-3Zn-0,2Ca/xMgO$ ($x = 0; 0,1; 0,2; 0,3$ dan $0,5$ % berat) melalui metode *high shear melt condition*. Karena distribusi MgO yang seragam dan nukleat nanopartikel MgO yang heterogen, komposit *as-cast* menunjukkan hasil butir yang lebih halus dibandingkan paduan matriks. Selain itu, ikatan antarmuka antara α -Mg dan MgO sangat baik, dan tidak ada cacat. Hasil uji imersi *in vitro* dan pengukuran elektrokimia menunjukkan bahwa komposit $Mg-3Zn-0,2Ca/0,2\%$ berat MgO memiliki ketahanan korosinya paling tinggi. Hal ini dapat dikaitkan dengan meningkatnya fenomena nukleasi untuk $Mg(OH)_2$ yang memiliki efek protektif pada matriks. Penambahan MgO lebih tinggi dari $0,5\%$

berat menyebabkan aglomerasi MgO sehingga efek perlindungan dari lapisan pasif menurun.

Zirkonia (ZrO₂)

Zirkonia adalah biomaterial yang memiliki kekuatan mekanik yang tinggi dan ketangguhan yang baik. Penambahan partikel ZrO_2 dalam matriks Mg berkontribusi pada sifat mekanik dan biokompatibilitas material. Navazani dan Deghani (2016), menambahkan partikel ZrO_2 ke pelat AZ31 Mg melalui metode *friction stir processing* (FSP) sehingga membantu menyempurnakan butir dan meningkatkan sifat mekanik komposit. Vignesh dkk. (2019) membuat komposit permukaan AZ91D- ZrO_2 dengan FSP. Dilaporkan bahwa kombinasi FSP dan ZrO_2 mengurangi ukuran butir, dan memecahkan serta mendispersikan partikel fasa sekunder sehingga meningkatkan ketahanan korosi ketahanan komposit. Namun, pada penelitian sebelumnya hanya cukup mengkarakterisasi dan mengevaluasi struktur mikro dan kinerja matriks ZrO_2/Mg komposit, mekanisme pengaruh struktur mikro pada sifat mekanik dan korosi resistensi belum dilakukan secara menyeluruh dan komprehensif dianalisis dan didiskusikan. Qiao dkk. (2021) membuat nanokomposit AZ31/ ZrO_2 menggunakan FSP dengan menganalisa struktur mikro, sifat mekanis dan ketahanan korosinya. Kombinasi rekristalisasi dinamis dan partikel ZrO_2 mengarah pada penyempurnaan butir paduan Mg, dan ukuran butir rata-rata komposit AZ31/ ZrO_2 adalah $3,2$ μm . Kekuatan tarik maksimum (UTS) dan kekuatan luluh (YS) AZ31/ ZrO_2 adalah 427 dan 217 MPa, meningkat hampir dua kali dari paduan matriksnya serta ketahanan korosi juga mengalami peningkatan. Penghalusan butir dan penguatan orowan adalah mekanisme penguatan yang utama. Selain itu, ketahanan korosi dalam cairan tubuh yang disimulasikan paduan Mg ditingkatkan dengan penyempurnaan butir dan efek penghalang ZrO_2 .

Bioglass

Dutta dkk. (2019), melaporkan penambahan *bioglass* (campuran dari $57,4\%SiO_2$, $10,3\%Na_2O$, $21,6\%CaO$, $6\%P_2O_5$, $1,3\%TiO_2$, dan $3,4\%B_2O_3$ pada matriks Mg murni serta pengaruh temperatur dan tekanan SPS ditemukan BG di sepanjang batas partikel Mg. Penambahan BG meningkatkan kekerasan dan modulus elastisitas, serta penambahan 10% BG menunjukkan ketahanan korosi tertinggi dan sitokompatibilitas yang baik.

5. Metode Fabrikasi Komposit Mg

Sifat material berbasis Mg juga tergantung pada teknik pemrosesan. Secara umum, ada dua metode utama untuk membuat MMC, yaitu pemrosesan dalam keadaan cair (*liquid-state processing*) dan pemrosesan dalam keadaan padat (*solid-state processing*). *Liquid-*

state processing merupakan rute yang melibatkan pengecoran/peleburan dengan melibatkan penyisipan fasa keras yaitu *reinforce* dalam matriks logam. Sementara rute *solid-state processing*, komposit mencapai konsolidasi padat tanpa melelehkan bahan. Dalam hal ini, konsolidasi partikel harus disebabkan oleh difusi temperatur tinggi dan/atau deformasi plastis.

5.1 Liquid State Processing

Dalam *liquid-state processing* atau yang umum dikenal dengan proses pengecoran/peleburan, fabrikasi dapat dilakukan dengan memompa lelehan logam bertekanan tinggi pada cetakan yang mengandung penguat terdispersi atau sebagai cetakan. Atau partikel penguat dalam bentuk serbuk digabungkan ke dalam matriks logam cair dengan cara pengadukan mekanis.

Khanra dkk. (2010) menggunakan *stir casting* untuk membuat komposit Mg-HA dan ZM61-HA dengan kandungan HA yang berbeda (0, 5, 10 dan 15 % berat), kemudian dilakukan ekstrusi panas pada temperatur 320°C pada *billet*. Penambahan HA berefek pada penghalusan butir. Komposit ZM61-HA menghasilkan sifat mekanik yang lebih tinggi (225,5 MPa) dibandingkan Mg-HA (136,7 MPa). Namun, metode *stir casting* ini menghasilkan distribusi fasa yang tidak seragam. Berikut proses yang termasuk ke dalam *liquid-state processing* dapat dilihat pada Tabel 4.

Peleburan dan ekstrusi panas juga diterapkan untuk mensintesis matriks Mg-Zn-Zr komposit dengan 0; 0,5; 1 dan 1,5 % berat HA sebagai penguat (Sun dkk., 2014). Dilaporkan peningkatan sifat mekanik dengan penambahan HA, dan penurunan laju korosi untuk komposit dengan kandungan 1 % berat HA. Kumar dkk. (Kumar dkk., 2020) mensintesis komposit HA-MgO menggunakan 0; 0,25; 0,5; 1 dan 2 %berat MgO dengan peleburan infiltrasi. Kehilangan massa, setelah 21 hari dalam larutan SBF, dari HA murni adalah $0,43 \pm 0,08$ mg, yang secara signifikan lebih tinggi dari komposit

HA-1,0 MgO ($0,21 \pm 0,03$ mg). Dengan meningkatnya jumlah MgO, terjadi peningkatan dalam sifat mekanik komposit.

5.2 Solid State Processing

Proses pembuatan komposit secara *solid state* adalah metode fabrikasi dimana matriks dan penguat berada dalam keadaan padat. Salah satu manfaat pembuatan komposit secara *solid state* dibandingkan *liquid state* adalah dapat mencegah reaksi antarmuka antara matriks dan penguat. Berikut klasifikasi umum yang termasuk ke dalam *solid-state processing* dapat dilihat pada Tabel 5 beserta kekurangan dan kelebihanannya.

Serbuk hasil pemrosesan kemudian dipadatkan dengan metode sintering. Sintering konvensional sangat bergantung pada proses difusi, dan umumnya berlangsung pada waktu yang lama dan temperatur tinggi, dan ini dapat menyebabkan pertumbuhan butir yang signifikan selama proses. Terdapat metode yang lebih baru yaitu *spark plasma sintering* (SPS). SPS juga dikenal sebagai *field-assisted proses sintering* (FAST). Proses fabrikasi ini melibatkan arus searah, tegangan rendah juga dibantu tekanan dalam proses sinternya. SPS berguna untuk membuat komposit berdensitas tinggi yang menghasilkan pertumbuhan butir serta ukuran butir yang baik. Prinsip pemanasan Joule dengan memberikan tingkat pemanasan yang tinggi memungkinkan untuk menghasilkan MMC berdensitas tinggi dengan pemanasan yang seragam pada temperatur yang sangat rendah dan waktu pemrosesan yang singkat (Pakdel dkk., 2017). Dalam proses SPS ini, *green compact* (dalam bentuk serbuk) diletakkan di dalam cetakan dan dipadatkan secara simultan terjadi pelepasan muatan plasma yang dihasilkan oleh gelombang listrik dan tekanan eksternal. Secara mikroskopik, akibat muatan listrik ini terjadi difusi yang cepat pada material (Ghasali, Alizadeh, & Ebadzadeh ,

Tabel 4. Jenis *liquid-state processing* beserta kelebihan dan kekurangannya (Achparaki dkk., 2012)

Metode	Karakteristik	Kelebihan	Kekurangan
<i>Stir Casting</i> (Alhaji Ibrahim dkk., 2019) (Ali 2020)	Logam cair (matriks) dicampur penguat menggunakan <i>rotating impeller</i> lalu ber solidifikasi pada suhu ruang	<ul style="list-style-type: none"> • mudah, dan cocok untuk produksi masal • interfasa baik antara matriks dan penguat 	<ul style="list-style-type: none"> • Distribusi dan ukuran butir tidak seragam • Porositas tinggi • Reaksi antara matriks dan penguat • Keterbasahan buruk pada suhu tinggi
<i>Squeeze Casting</i> (Alhaji Ibrahim dkk., 2019)	kombinasi proses cor dan penempaan dengan adanya tekanan pada logam semi padat.	<ul style="list-style-type: none"> • Porositas rendah • Permukaan baik • Kekuatan tinggi • Tidak ada limbah 	<ul style="list-style-type: none"> • Mahal • Peralatan spesifik • Membutuhkan control yang akurat
<i>Infiltration</i> (Sree Manu dkk., 2016)	Proses infiltrasi dengan tekanan untuk mengatur masuknya logam cair ke dalam cetakan berpori	<ul style="list-style-type: none"> • Tepat untuk volume fraksi penguat yang tinggi dengan bentuk partikel, fiber, whisker, dll 	<ul style="list-style-type: none"> • Memerlukan persiapan cetakan • Prosesnya lama • Ukuran material tertentu

Tabel 5. Jenis *solid-state processing* beserta kelebihan dan kekurangannya (Achparaki dkk., 2012)

Metode	Karakteristik	Kelebihan	Kekurangan
<i>Physical Vapor Deposition</i> (Pahade, Chavan, and Baisane 2016) (Umm-e-Farwa dkk. 2018)	Fase gas tekanan rendah sehingga menghasilkan lapisan tipis sebagai <i>coating</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Aman terhadap lingkungan • Menghasilkan daya rekat dan ketahanan baik • kontrol komposisi dan ketebalan lapisan yang baik • dapat diterapkan pada semua jenis bahan anorganik 	<ul style="list-style-type: none"> • peralatan kompleks • Mahal • Proses lambat • Geometri substrat terbatas
<i>Powder Blending and consolidation</i> (Munir, Biesiekierski, dkk., 2020; Ye & Liu 2004)	Serbuk dicampur dengan penguat agar homogen lalu dipadatkan di bawah suhu terkontrol	<ul style="list-style-type: none"> • Dimensi akhir akurat dan presisi • Meminimalisir limbah material • Memungkinkan berbagai paduan • Kualitas permukaan baik • Porositas terkontrol • Menghasilkan bentuk yang kompleks 	<ul style="list-style-type: none"> • Mahal • Sifat mekanik kurang baik • Kepadatan material bisa berbeda karena penekanan yang tidak merata
<i>Diffusion Bonding</i> (Gietzelt, Toth, & Huell, 2016; Mukhin, Perevezentsev & Palashov, 2014)	Proses penyambungan dua material dengan pemanasan dan penekanan, yang terjadi karena adanya difusi atom antar material	<ul style="list-style-type: none"> • Sifat fisik dan mekanik baik • Porositas rendah • dapat menggabungkan material yang berbeda • presisi • prosesnya murah • meminimalisir deformasi plastis • tidak ada batasan ketebalan benda 	<ul style="list-style-type: none"> • proses lama • preparasi sulit • ukuran terbatas • tidak untuk produksi massal • tergantung parameter (suhu, tekanan, dan material) • mahal dan produktivitas rendah
<i>Spark Plasma Sintering (SPS)</i> (Saheb dkk. 2012; Tib & Nbo, 2010)	Proses arus searah, tegangan rendah dan ada penekanan dalam proses sinternya.	<ul style="list-style-type: none"> • prosesnya cepat dengan laju pemanasan tinggi • menghasilkan butir yang seragam • tidak memerlukan binder/pengikat • proses mudah • efisiensi tinggi 	<ul style="list-style-type: none"> • hanya bisa bentuk yang simple • sulit mengukur temperatur spesifik pada sampel • mahal

2018). Laju pemanasan dan tekanan luar dijaga pada 100–1000°C/menit dan 20–3000 N/m². Dalam metode ini, porositas dapat diatur untuk mendapatkan sifat yang diinginkan melalui pengaturan tekanan, sehingga densifikasi komposit sangat tinggi dengan permukaan yang relatif halus dibandingkan dengan densifikasi konvensional. Beberapa kelebihan dan kekurangan dari proses ini dirangkum dalam Tabel 6.

Dutta dkk. (2019), melaporkan penambahan *bioglass* (campuran dari 57,4%SiO₂, 10,3%Na₂O, 21,6%CaO, 6%P₂O₅, 1,3%TiO₂, dan 3,4%B₂O₃ pada matriks Mg murni serta pengaruh temperatur dan tekanan SPS ditemukan BG di sepanjang batas partikel Mg Penambahan BG meningkatkan kekerasan dan modulus elastisitas, serta penambahan 10% BG menunjukkan ketahanan korosi tertinggi dan sitokompatibilitas yang baik.

Kumar dkk. (2020) membuat komposit dengan matriks Mg-Zn-Mn dan Mg-Zn-Mn-Si dengan penguat hidroksiapatit (HA) serta pengaturan temperatur dan tekanan SPS. Diamati bahwa SPS memecah sebagian HA menjadi Ca dan P sebagai fase sekunder, sehingga meningkatkan bioaktivitas sampel. Dengan tekanan 30,

40 dan 50 MPa serta temperatur sinter 300, 350 dan 400 K dihasilkan modulus elastisitas (29–45 GPa) dan kekerasan (86-200HV) yang mendekati tulang asli. Selain itu, terbentuk fase intermetalik biokompatibel seperti CaMg, Mg-Zn, Mn-CaO, Mn-P, Ca-Mn-O dan ZnO₂ yang bermanfaat untuk meningkatkan sifat korosi dan bioaktivitas komposit.

5.3 Proses Heat Treatment Pasca Fabrikasi

Proses perlakuan panas dilakukan untuk melarutkan beberapa fase dan menghasilkan beberapa fase baru. Perbedaan proses perlakuan panas dan metode yang dilakukan dapat dilihat pada Tabel 6. Proses perlakuan panas meningkatkan ketahanan korosi dan kekuatan komposit. Proses *heat treatment* diklasifikasikan menjadi *solution treatment*, *homogenization* dan *aging*. Dalam perlakuan panas pengendapan (*solution treatment*), paduan/komposit diproses hingga temperatur dan waktu tertentu untuk mengembangkan konstituen yang diinginkan dalam matriks. Sampel kemudian di *quench*/celup secara tiba-tiba untuk mempertahankan fase yang berkembang. Perlakuan panas homogenisasi (*homogenization*) dilakukan untuk meningkatkan kemampuan kerja

Tabel 6. Daftar istilah jenis perlakuan panas dan kondisinya (Siadkowska & Czyż, 2019)

Istilah	Kondisi Heat Treatment
T1	Didinginkan dari temperatur tinggi dan <i>aging</i> pada temperatur kamar (<i>naturally aging</i>)
T2	Didinginkan dari temperatur tinggi, pengerjaan dingin, dan <i>aging</i> pada temperatur kamar (<i>naturally aging</i>)
T3	Didinginkan dari temperatur tinggi, <i>quenching</i> , pengerjaan dingin, dan <i>aging</i> pada temperatur kamar (<i>naturally aging</i>)
T4	<i>Solution heat treatment, quenching, aging</i> pada temperatur tinggi (<i>artificially aged</i>)
T5	Pendinginan cepat dan <i>aging</i> pada temperatur tinggi (<i>artificially aged</i>)
T6	Didinginkan dari temperatur tinggi, <i>quenching</i> , dan <i>aging</i> pada temperatur tinggi (<i>artificially aging</i>)
T7	<i>Solution heat treatment, quenching, aging</i> dalam waktu yang lama
T8	Didinginkan dari temperatur tinggi, pengerjaan dingin, dan <i>aging</i> pada temperatur tinggi (<i>artificially aging</i>)
T9	<i>Solution heat treatment, artificially aged cold worked</i>
T10	Didinginkan dari temperatur tinggi (temperatur rekristalisasi), pengerjaan dingin, dan <i>artificial aging</i>

material. Homogenisasi dilakukan pada temperatur rekristalisasi. Penuaan (*aging*) disebut sebagai proses perlakuan panas dimana presipitat berkembang. *Aging* menyebabkan peningkatan kekuatan luluh dan kekerasan paduan/komposit.

Reyes dkk. (2017) melakukan penelitian terhadap material komposit Mg-AZ91E/TiC_z dengan teknik infiltrasi pada 950 °C di bawah atmosfer argon. Setelah dilakukan *solution heat treatment* pada 413°C selama 24 jam dan *aging* pada 168 °C selama 12 jam, modulus elastisitas dan kekerasan meningkat. Waktu *aging* juga sangat menentukan modulus elastisitas dan kekerasan komposit Mg (Reyes dkk., 2017), karena kombinasi dari elemen-elemen matriks, kemungkinan beberapa presipitat terbentuk dalam matriks setelah *heat treatment*, seperti pada Gambar 5. Dan menurut studi termodinamika kemungkinan pembentukan *spinell* MgAl₂O₄.

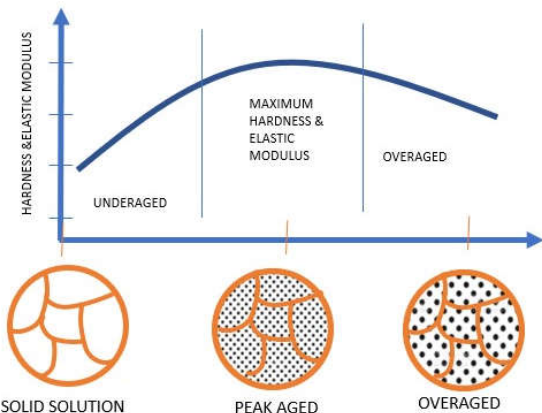
Menurut hasil yang diperoleh Zheng dkk. (2003) untuk komposit SiC/AZ91 dengan fabrikasi *squeeze*

casting, kemudian dilakukan *solution treatment* (pada 415 °C selama 24 jam), lalu komposit yang diperlakukan *aging* pada 150°, 175°, 200°, dan 250°C untuk periode yang berbeda hingga 150 jam. Komposit mencapai kekerasan puncak setelah 40 jam pada 175 °C. Sementara itu, Xiuqing dkk. (2006) mempelajari pengaruh waktu *aging* terhadap kekerasan komposit TiC/AZ91 pada temperatur 175 dan 200 °C. Komposit mencapai kekerasan puncak setelah *aging* selama 30 jam pada 175°C, dan dalam 12 jam pada 200°C.

Gupta dkk. (2013) melaporkan, struktur mikro dan mekanik sifat komposit Mg-(5.6Ti+3Al) yang dikembangkan melalui metode deposisi lelehan disintegrasi (*disintegrated melt deposition/DMD*) diikuti dengan ekstrusi panas sangat dipengaruhi oleh proses perlakuan panas yang dilakukan. Peningkatan keuletan signifikan terjadi akibat adanya relaksasi tegangan antar matriks dan penguat ataupun fasa sekunder yang terbentuk. Relaksasi tegangan ini berakibat pada tertundanya nukleasi dan terjadinya pertumbuhan butir, sehingga meningkatkan keuletan komposit.

6. Kesimpulan

Kajian komprehensif pada komposit Mg dan keramik untuk aplikasi implan ortopedi sudah dilakukan. Meskipun riset terkait Mg paduan telah banyak dilakukan, riset komposit berbasis paduan Mg belum banyak dilaporkan. Secara umum, penghalusan butir, pengendapan fasa sekunder dan distribusinya dalam matriks Mg sangat berperan dalam meningkatkan sifat mekanik dan korosi dari Mg. Penguat yang telah digunakan dalam pembuatan komposit Mg diantaranya adalah hidroksiapatit (HA), bioglass, dan senyawa oksida (MgO). Konsentrasi HA dan bioglass yang menghasilkan densitas komposit tertinggi diperoleh di kisaran konsentrasi 10 wt% sedangkan untuk penguat senyawa oksida diperoleh pada rentang konsentrasi 0.5-



Gambar 5. representasi skematis struktur mikro selama *solution treatment* dan *aging*

1.0 vol%. Metode fabrikasi komposit yang belum banyak diteliti adalah metode *spark plasma sintering* (SPS) khususnya yang menghasilkan struktur mikro *long period stacking order* (LPSO). Perilaku mekanis dan degradasi komposit Mg tergantung pada elemen paduan, jenis keramik penguat, teknik fabrikasi serta proses lanjutan pasca fabrikasi seperti proses perlakuan panas. Komposit berbasis Mg menjadi material yang menjanjikan untuk aplikasi biomedis karena kombinasi sifat mekanik yang baik, berat jenis yang rendah, dan kemungkinan untuk mencapai laju korosi yang lebih lambat serta meningkatkan penyembuhan dengan adanya material bioaktif.

Daftar Pustaka

- Achparaki, Maria, Elisavet Thessalonikeos, Heleni Tsoukali, Orthodoxia Mastrogianni, Eleni Zagelidou, Fotios Chatzinikolaou, Nikolaos Vasiliades, Nikolaos Raikos, Moses Isabirye, D. V. .. Raju, M. Kitutu, V. Yemeline, J. Deckers, and J. Poesen Additional. (2012). Magnesium Metal Matrix Composites and Their Applications. *Intech* 13.
- Alhaji Ibrahim, Musa, Yusuf Sahin, Auwalu Yusuf Gidado, and MT Said. (2019) Mechanical Properties of Aluminium Matrix Composite Including SiC/Al₂O₃ by Powder Metallurgy-A Review. *Global Scientific Journal* 7(3):23–38.
- Ali, M. (2020). Review of stir casting technique and technical challenges for ceramic reinforcement particulate and aluminium matrix composites. *Epitoanyag-Journal of Silicate Based & Composite Materials*, 72(6)..
- Ali, M., Hussein, M. A., & Al-Aqeeli, N. (2019). Magnesium-based composites and alloys for medical applications: A review of mechanical and corrosion properties. *Journal of Alloys and Compounds*, 792, 1162-1190.
- Amukarimi, S., & Mozafari, M. (2022). Biodegradable Magnesium Biomaterials—Road to the Clinic. *Bioengineering*, 9(3), 107.
- Annur, D., Erryani, A., Amal, M. I., Sitorus, L. S., & Kartika, I. (2016, April). The synthesis and characterization of Mg-Zn-Ca alloy by powder metallurgy process. In *AIP Conference Proceedings*. Vol. 1725, No. 1, p. 020032). AIP Publishing LLC.
- Fontanella, J., Andeen, C., & Schuele, D. (1974). Low-frequency dielectric constants of α -quartz, sapphire, MgF₂, and MgO. *Journal of Applied Physics*, 45(7), 2852-2854.
- Asgharzadeh, H., Yoon, E. Y., Chae, H. J., Kim, T. S., Lee, J. W., & Kim, H. S. (2014). Microstructure and mechanical properties of a Mg-Zn-Y alloy produced by a powder metallurgy route. *Journal of alloys and compounds*, 586, S95-S100.
- Atrens, A., Liu, M., & Abidin, N. I. Z. (2011). Corrosion mechanism applicable to biodegradable magnesium implants. *Materials Science and Engineering: B*, 176(20), 1609-1636..
- Atrens, A., Shi, Z., Mehreen, S. U., Johnston, S., Song, G. L., Chen, X., & Pan, F. (2020). Review of Mg alloy corrosion rates. *Journal of Magnesium and Alloys*, 8(4), 989-998.
- Atrens, A., Song, G. L., Liu, M., Shi, Z., Cao, F., & Dargusch, M. S. (2015). Review of recent developments in the field of magnesium corrosion. *Advanced Engineering Materials*, 17(4), 400-453.
- Avedesian, M. M., & Baker, H. (Eds.). (1999). *ASM specialty handbook: magnesium and magnesium alloys*. ASM international.
- Ben-Hamu, G., Eliezer, D., & Shin, K. S. (2008). The role of Mg₂Si on the corrosion behavior of wrought Mg-Zn-Mn alloy. *Intermetallics*, 16(7), 860-867.
- Ben-Hamu, G., Eliezer, D., Shin, K. S., & Cohen, S. (2007). The relation between microstructure and corrosion behavior of Mg-Y-RE-Zr alloys. *Journal of Alloys and Compounds*, 431(1-2), 269-276.
- Birbilis, N., & Buchheit, R. G. (2005). Electrochemical characteristics of intermetallic phases in aluminum alloys: an experimental survey and discussion. *Journal of the Electrochemical Society*, 152(4), B140.
- Kannan, M. B., & Raman, R. S. (2008). Evaluating the stress corrosion cracking susceptibility of Mg-Al-Zn alloy in modified-simulated body fluid for orthopaedic implant application. *Scripta Materialia*, 59(2), 175-178.
- Bommala, V. K., Krishna, M. G., & Rao, C. T. (2019). Magnesium matrix composites for biomedical applications: A review. *Journal of Magnesium and Alloys*, 7(1), 72-79.
- Brar, H. S., Platt, M. O., Sarntinoranont, M., Martin, P. I., & Manuel, M. V. (2009). Magnesium as a biodegradable and bioabsorbable material for medical implants. *Jom*, 61(9), 31-34.
- Cain, T., Bland, L. G., Birbilis, N., & Scully, J. R. (2014). A compilation of corrosion potentials for magnesium alloys. *Corrosion*, 70(10), 1043-1051.
- Chen, K., Dai, J., & Zhang, X. (2015). Improvement of corrosion resistance of magnesium alloys for biomedical applications. *Corrosion Reviews*, 33(3-4), 101-117.
- Cheng, J., Liu, B., Wu, Y. H., & Zheng, Y. F. (2013). Comparative in vitro study on pure metals (Fe, Mn, Mg, Zn and W) as biodegradable metals. *Journal of Materials Science & Technology*, 29(7), 619-627.
- Cui, Z., Li, W., Cheng, L., Gong, D., Cheng, W., & Wang, W. (2019). Effect of nano-HA content on the mechanical properties, degradation and

- biocompatible behavior of Mg-Zn/HA composite prepared by spark plasma sintering. *Materials Characterization*, 151, 620-631.
- Cáceres, C. H., & Blake, A. (2002). The strength of concentrated Mg-Zn solid solutions. *physica status solidi (a)*, 194(1), 147-158.
- Dinodi, N., & Shetty, A. N. (2013). Electrochemical investigations on the corrosion behaviour of magnesium alloy ZE41 in a combined medium of chloride and sulphate. *Journal of Magnesium and Alloys*, 1(3), 201-209..
- Du, Y., Wu, Y., Peng, L., Chen, J., Zeng, X., & Ding, W. (2016). Formation of lamellar phase with 18R-type LPSO structure in an as-cast Mg96Gd3Zn1 (at%) alloy. *Materials Letters*, 169, 168-171.
- Dutta, S., Devi, K. B., Gupta, S., Kundu, B., Balla, V. K., & Roy, M. (2019). Mechanical and in vitro degradation behavior of magnesium-bioactive glass composites prepared by SPS for biomedical applications. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 107(2), 352-365.
- Dutta, S., Devi, K. B., Mandal, S., Mahato, A., Gupta, S., Kundu, B., ... & Roy, M. (2019). In vitro corrosion and cytocompatibility studies of hot press sintered magnesium-bioactive glass composite. *Materialia*, 5, 100245..
- Edori, O. S., & Marcus, A. C. (2017). Phytochemical screening and physiologic functions of metals in seed and peel of *Citrullus lanatus* (Watermelon). *International Journal of Green and Herbal Chemistry*, B, 6(1), 35-46..
- Esmaily, M., Svensson, J. E., Fajardo, S., Biribilis, N., Frankel, G. S., Virtanen, S., ... & Johansson, L. G. (2017). Fundamentals and advances in magnesium alloy corrosion. *Progress in Materials Science*, 89, 92-193..
- Feng, A., & Han, Y. (2011). Mechanical and in vitro degradation behavior of ultrafine calcium polyphosphate reinforced magnesium-alloy composites. *Materials & Design*, 32(5), 2813-2820.
- Franciska P. Lestari; Ardi Tri; Dhyah Annur; I Nyoman Gede P.; Syaiful Anwar; Ika Kartika. 2015. "Studi Penambahan Unsur Ca Pada Paduan Binner Mg-Ca Terhadap Pembentukan Fasa Dan Korosi In-Vitro Untuk Aplikasi Implan Mampu Luruh." *Majalah Metalurgi* 2:63-70.
- Fulmer, M. T., Ison, I. C., Hankermayer, C. R., Constantz, B. R., & Ross, J. (2002). Measurements of the solubilities and dissolution rates of several hydroxyapatites. *Biomaterials*, 23(3), 751-755.
- Ghasali, E., Alizadeh, M., & Ebadzadeh, T. (2018). TiO2 ceramic particles-reinforced aluminum matrix composite prepared by conventional, microwave, and spark plasma sintering. *Journal of Composite Materials*, 52(19), 2609-2619.
- Gietzelt, T., Toth, V., & Huell, A. (2016). Diffusion bonding: influence of process parameters and material microstructure. *Joining Technologies*, 195-216.
- Goh, C. S., Gupta, M., Wei, J., & Lee, L. C. (2007). Characterization of high performance Mg/MgO nanocomposites. *Journal of composite materials*, 41(19), 2325-2335.
- Gu, X., Zheng, Y., Cheng, Y., Zhong, S., & Xi, T. (2009). In vitro corrosion and biocompatibility of binary magnesium alloys. *Biomaterials*, 30(4), 484-498.
- Guang, By, Ling Song, and Andrej Atrens. (2000). Corrosion Mechanisms of Magnesium Alloys. (1):11-33.
- Gupta, Manoj. (2013). Enhancing the Ductility of Mg-(5.6Ti+3Al) Composite Using Nano-B4C Addition and Heat Treatment. *SOJ Materials Science & Engineering* 1(1):3-8. doi: 10.15226/sojmse.2013.00103.
- Haferkamp, H., Bach, F. W., Kaese, V., Möhwald, K., Niemeyer, M., Schreckenberger, H., & Tai, P. T. (2003). Magnesium Corrosion-Processes, Protection of Anode and Cathode. *Magnesium-Alloys and Technology*, 226-241.
- Hagihara, K., Kinoshita, A., Fukusumi, Y., Yamasaki, M., & Kawamura, Y. (2013). High-temperature compressive deformation behavior of Mg97Zn1Y2 extruded alloy containing a long-period stacking ordered (LPSO) phase. *Materials Science and Engineering: A*, 560, 71-79.
- Hamadouche, M., & Sedel, L. (2000). Ceramics in orthopaedics. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. British volume, 82(8), 1095-1099.
- Hänzi, A. C., Gerber, I., Schinhammer, M., Löffler, J. F., & Uggowitzer, P. J. (2010). On the in vitro and in vivo degradation performance and biological response of new biodegradable Mg-Y-Zn alloys. *Acta biomaterialia*, 6(5), 1824-1833.
- Huff-Lonergan, E. (2010). Chemistry and biochemistry of meat. *Handbook of meat processing*, 24:3-24. doi: 10.1002/9780813820897.ch1.
- Huzum, B., Puha, B., Necoara, R. M., Gheorghevi, S., Puha, G., Filip, A., ... & Alexa, O. (2021). Biocompatibility assessment of biomaterials used in orthopedic devices: An overview. *Experimental and Therapeutic Medicine*, 22(5), 1-9.
- Ivanova, Nadezhda, Vilianna Gugleva, Mirena Dobrova, Ivaylo Pehlivanov, Stefan Stefanov, and Velichka Andonova. 2016. "Mg-Based Composites for Biomedical Applications." *Intech i(tourism)*:13.
- Jacobs, J. J., Hallab, N. J., Skipor, A. K., & Urban, R. M. (2003). Metal degradation products: a cause for concern in metal-metal bearings?. *Clinical Orthopaedics and Related Research* (1976-2007),

- 417, 139-147.
- Jiang, Q., Lu, D., Liu, C., Liu, N., & Hou, B. (2021). The Pilling-Bedworth ratio of oxides formed from the precipitated phases in magnesium alloys. *Frontiers in Materials*, 457..
- Kamrani, S., & Fleck, C. (2019). Biodegradable magnesium alloys as temporary orthopaedic implants: a review. *Biometals*, 32(2), 185-193.
- Kappes, M., Iannuzzi, M., & Carranza, R. M. (2013). Hydrogen embrittlement of magnesium and magnesium alloys: a review. *Journal of The Electrochemical Society*, 160(4), C168.
- Khanra, A. K., Jung, H. C., Hong, K. S., & Shin, K. S. (2010). Comparative property study on extruded Mg-HAP and ZM61-HAP composites. *Materials Science and Engineering: A*, 527(23), 6283-6288.
- Kirkland, N. T., Birbilis, N., Walker, J., Woodfield, T., Dias, G. J., & Staiger, M. P. (2010). In-vitro dissolution of magnesium-calcium binary alloys: Clarifying the unique role of calcium additions in bioresorbable magnesium implant alloys. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 95(1), 91-100.
- Kirkland, N. T., Staiger, M. P., Nisbet, D., Davies, C. H., & Birbilis, N. (2011). Performance-driven design of Biocompatible Mg alloys. *Jom*, 63(6), 28-34.
- Koltygin, A. V., Bazhenov, V. E., Khasenova, R. S., Komissarov, A. A., Bazlov, A. I., & Bautin, V. A. (2019). Effects of small additions of Zn on the microstructure, mechanical properties and corrosion resistance of WE43B Mg alloys. *International Journal of Minerals, Metallurgy, and Materials*, 26(7), 858-868..
- Kraus, T., Fischerauer, S. F., Hänni, A. C., Uggowitz, P. J., Löffler, J. F., & Weinberg, A. M. (2012). Magnesium alloys for temporary implants in osteosynthesis: in vivo studies of their degradation and interaction with bone. *Acta biomaterialia*, 8(3), 1230-1238.
- Kumar, D. (2020). Bio-mechanical characterization of Mg-composite implant developed by spark plasma sintering technique. *Materials Today: Proceedings*. *Materials Today: Proceedings* (xxxx):2-7. doi: 10.1016/j.matpr.2020.06.387.
- Kumar, K., Das, A., & Prasad, S. B. (2021). Recent developments in biodegradable magnesium matrix composites for orthopaedic applications: A review based on biodegradability, mechanical and biocompatibility perspective. *Materials Today: Proceedings*, 44, 2038-2042.
- Kumar, S., Gautam, C., Chauhan, B. S., Srikrishna, S., Yadav, R. S., & Rai, S. B. (2020). Enhanced mechanical properties and hydrophilic behavior of magnesium oxide added hydroxyapatite nanocomposite: A bone substitute material for load bearing applications. *Ceramics International*, 46(10), 16235-16248..
- Kuśnierczyk, K., & Basista, M. (2017). Recent advances in research on magnesium alloys and magnesium-calcium phosphate composites as biodegradable implant materials. *Journal of biomaterials applications*, 31(6), 878-900.
- Kwon, S. H., Jun, Y. K., Hong, S. H., & Kim, H. E. (2003). Synthesis and dissolution behavior of β -TCP and HA/ β -TCP composite powders. *Journal of the European Ceramic Society*, 23(7), 1039-1045.
- Latour, Robert A., Sharon D. Trembley, Yuan Tian, Gary C. Lickfield, and A. P. Wheeler. 2001. "Tissue-Engineered Growth of Bone by Marrow Cell Transplantation Using Porous Calcium Metaphosphate Matrices." *Journal of Biomedical Materials Research* 54(2):216-23.
- Lee, J. Y., Kim, D. H., Lim, H. K., & Kim, D. H. (2005). Effects of Zn/Y ratio on microstructure and mechanical properties of Mg-Zn-Y alloys. *Materials Letters*, 59(29-30), 3801-3805.
- Lei, T., Ouyang, C., Tang, W., Li, L. F., & Zhou, L. S. (2010). Enhanced corrosion protection of MgO coatings on magnesium alloy deposited by an anodic electrodeposition process. *Corrosion science*, 52(10), 3504-3508.
- Lin, G., Liu, D., Chen, M., You, C., Li, Z., Wang, Y., & Li, W. (2018). Preparation and characterization of biodegradable Mg-Zn-Ca/MgO nanocomposites for biomedical applications. *Materials Characterization*, 144, 120-130.
- Lu, Y., Bradshaw, A. R., Chiu, Y. L., & Jones, I. P. (2015). Effects of secondary phase and grain size on the corrosion of biodegradable Mg-Zn-Ca alloys. *Materials Science and Engineering: C*, 48, 480-486.
- Mala, R., & Ruby Celsia, A. S. (2018). Bioceramics in orthopaedics: A review. *Fundamental Biomaterials: Ceramics*, 195-221.
- Mróz, W., Budner, B., Syroka, R., Niedzielski, K., Golański, G., Słószarczyk, A., ... & Douglas, T. E. (2015). In vivo implantation of porous titanium alloy implants coated with magnesium-doped octacalcium phosphate and hydroxyapatite thin films using pulsed laser deposition. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 103(1), 151-158.
- Mukhin, I., Perevezentsev, E., & Palashov, O. (2014). Fabrication of composite laser elements by a new thermal diffusion bonding method. *Optical Materials Express*, 4(2), 266-271.
- Munir, K., Biesiekierski, A., Wen, C., & Li, Y. (2020). Powder metallurgy in manufacturing of medical devices. In *Metallic Biomaterials Processing and Medical Device Manufacturing* (pp. 159-190). Woodhead Publishing.

- Munir, K., Lin, J., Wen, C., Wright, P. F., & Li, Y. (2020). Mechanical, corrosion, and biocompatibility properties of Mg-Zr-Sr-Sc alloys for biodegradable implant applications. *Acta biomaterialia*, 102, 493-507.
- Nam, S. W., Kim, W. T., Kim, D. H., & Kim, T. S. (2013). Microstructure and corrosion behavior of rapidly solidified Mg-Zn-Y alloys. *Metals and Materials International*, 19(2), 205-209.
- Navazani, M., & Dehghani, K. (2016). Fabrication of Mg-ZrO₂ surface layer composites by friction stir processing. *Journal of Materials Processing Technology*, 229, 439-449.
- Nie, J. F., Zhu, Y. M., & Morton, A. J. (2014). On the structure, transformation and deformation of long-period stacking ordered phases in Mg-Y-Zn alloys. *Metallurgical and Materials Transactions A*, 45(8), 3338-3348.
- Ohno, M., & Schmid-Fetzer, R. (2006). Mg-rich phase equilibria of Mg-Mn-Zn alloys analyzed by computational thermochemistry. *International journal of materials research*, 97(5), 526-532.
- op't Hoog, C., Birbilis, N., & Estrin, Y. (2008). Corrosion of pure Mg as a function of grain size and processing route. *Advanced Engineering Materials*, 10(6), 579-582.
- Pahade, V. S., Chavan, P. S., & Baisane, V. P. (2016). A review paper on vapour deposition coating. *International Journal of Engineering and Applied Sciences*, 3(6), 257640.
- Pakdel, A., Witecka, A., Rydzek, G., & Shri, D. N. A. (2017). A comprehensive microstructural analysis of Al-WC micro-and nano-composites prepared by spark plasma sintering. *Materials & Design*, 119, 225-234.
- Pereira, D., Cachinho, S., Ferro, M. C., & Fernandes, M. H. V. (2004). Surface behaviour of high MgO-containing glasses of the Si-Ca-P-Mg system in a synthetic physiological fluid. *Journal of the European Ceramic Society*, 24(15-16), 3693-3701.
- Pietak, A., Mahoney, P., Dias, G. J., & Staiger, M. P. (2008). Bone-like matrix formation on magnesium and magnesium alloys. *Journal of materials science: materials in medicine*, 19(1), 407-415.
- Qiao, K., Zhang, T., Wang, K., Yuan, S., Zhang, S., Wang, L., ... & Wang, W. (2021). Mg/ZrO₂ metal matrix nanocomposites fabricated by friction stir processing: microstructure, mechanical properties, and corrosion behavior. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 9, 605171.
- Qiu, K., Wan, C. X., Zhao, C. S., Chen, X., Tang, C. W., & Chen, Y. W. (2006). Fabrication and characterization of porous calcium polyphosphate scaffolds. *Journal of materials science*, 41(8), 2429-2434.
- Radha, R., & Sreekanth, D. (2017). Insight of magnesium alloys and composites for orthopedic implant applications—a review. *Journal of magnesium and alloys*, 5(3), 286-312.
- Reyes, A., Bedolla, E., Perez, R., & Contreras, A. (2017). Effect of heat treatment on the mechanical and microstructural characterization of Mg-AZ91E/TiC composites. *Composite Interfaces*, 24(6), 593-609.
- Rosalbino, F., De Negri, S., Saccone, A., Angelini, E., & Delfino, S. (2010). Bio-corrosion characterization of Mg-Zn-X (X= Ca, Mn, Si) alloys for biomedical applications. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 21(4), 1091-1098.
- Rosalbino, F., De Negri, S., Scavino, G., & Saccone, A. (2013). Microstructure and in vitro degradation performance of Mg-Zn-Mn alloys for biomedical application. *Journal of biomedical materials research Part A*, 101(3), 704-711.
- Ryu, H. S., Hong, K. S., Lee, J. K., Kim, D. J., Lee, J. H., Chang, B. S., ... & Chung, S. S. (2004). Magnesia-doped HA/β-TCP ceramics and evaluation of their biocompatibility. *Biomaterials*, 25(3), 393-401.
- Saheb, N., Iqbal, Z., Khalil, A., Hakeem, A. S., Al Aqeeli, N., Laoui, T., ... & Kirchner, R. (2012). Spark plasma sintering of metals and metal matrix nanocomposites: a review. *Journal of Nanomaterials*, 2012.
- Sezer, N., Evis, Z., Kayhan, S. M., Tahmasebifar, A., & Koç, M. (2018). Review of magnesium-based biomaterials and their applications. *Journal of magnesium and alloys*, 6(1), 23-43.
- Shahin, M., Munir, K., Wen, C., & Li, Y. (2019). Magnesium matrix nanocomposites for orthopedic applications: a review from mechanical, corrosion, and biological perspectives. *Acta biomaterialia*, 96, 1-19.
- Shaw, B. A. (2003). Corrosion resistance of magnesium alloys. *ASM handbook*, 13, 692-696.
- Shuai, C., Zhou, Y., Yang, Y., Feng, P., Liu, L., He, C., ... & Wu, P. (2017). Biodegradation resistance and bioactivity of hydroxyapatite enhanced Mg-Zn composites via selective laser melting. *Materials*, 10(3), 307.
- Siadkowska, K., & Czyż, Z. (2019). Selecting a material for an aircraft diesel engine block. *Combustion Engines*, 58.
- Singh, A., & Harimkar, S. P. (2012). Laser surface engineering of magnesium alloys: a review. *Jom*, 64(6), 716-733.
- Song, G., Atrens, A., St John, D., Wu, X., & Nairn, J. (1997). The anodic dissolution of magnesium in chloride and sulphate solutions. *Corrosion science*, 39(10-11), 1981-2004.
- Song, G. L. (2011). Corrosion electrochemistry of magnesium (Mg) and its alloys. In *Corrosion of*

- Magnesium alloys (pp. 3-65). Woodhead Publishing.
- Song, G. L., & Atrens, A. (1999). Corrosion mechanisms of magnesium alloys. *Advanced engineering materials*, 1(1), 11-33.
- Song, G. (2007). Control of biodegradation of biocompatible magnesium alloys. *Corrosion science*, 49(4), 1696-1701.
- Song, G. (2007). Control of biodegradation of biocompatible magnesium alloys. *Corrosion science*, 49(4), 1696-1701.
- Song, Y. W., Shan, D. Y., & Han, E. H. (2008). Electrodeposition of hydroxyapatite coating on AZ91D magnesium alloy for biomaterial application. *Materials letters*, 62(17-18), 3276-3279.
- Song, Y., Han, E. H., Shan, D., Yim, C. D., & You, B. S. (2012). The effect of Zn concentration on the corrosion behavior of Mg-xZn alloys. *Corrosion science*, 65, 322-330.
- Sree Manu, K. M., Ajay Raag, L., Rajan, T. P. D., Gupta, M., & Pai, B. C. (2016). Liquid metal infiltration processing of metallic composites: a critical review. *Metallurgical and Materials Transactions B*, 47(5), 2799-2819.
- Staiger, M. P., Pietak, A. M., Huadmai, J., & Dias, G. (2006). Magnesium and its alloys as orthopedic biomaterials: a review. *Biomaterials*, 27(9), 1728-1734.
- Sun, D. (2004). On the corrosion behavior and biocompatibility of palladium-based dental alloys. The Ohio State University.
- Sun, J. E., Chen, M., Cao, G., Bi, Y., Liu, D., & Wei, J. (2014). The effect of nano-hydroxyapatite on the microstructure and properties of Mg-3Zn-0.5 Zr alloy. *Journal of Composite Materials*, 48(7), 825-834.
- Tib, Ti, and Na K. Nbo. 2010. *Spark Plasma Sintering Enhancing Grain Sliding, Deformation and Grain Size Control Doctoral Thesis 2010*.
- Tie, D., Feyerabend, F., Hort, N., Hoeche, D., Kainer, K. U., Willumeit, R., & Mueller, W. D. (2014). In vitro mechanical and corrosion properties of biodegradable Mg-Ag alloys. *Materials and corrosion*, 65(6), 569-576.
- Tsai, A. P., Murakami, Y., & Niikura, A. (2000). The Zn-Mg-Y phase diagram involving quasicrystals. *Philosophical Magazine A*, 80(5), 1043-1054.
- Umm-e-Farwa, Khuram Shahzad Ahmad, Zakir Hussain, and Sara Majid. 2018. "Synthesis, Characterization and PVD Assisted Thin Film Fabrication of the Nano-Structured Bimetallic Ni3S2/MnS2 Composite." *Surfaces and Interfaces* 12:190-95. doi: 10.1016/j.surfin.2018.06.003.
- Vaira Vignesh, R., Padmanaban, R., Govindaraju, M., & Suganya, P. G. (2019). Investigations on the corrosion behaviour and biocompatibility of magnesium alloy surface composites AZ91D-ZrO2 fabricated by friction stir processing. *Transactions of the IMF*, 97(5), 261-270.
- Witte, F. (2010). The history of biodegradable magnesium implants: a review. *Acta biomaterialia*, 6(5), 1680-1692.
- Wu, D., Chen, R. S., & Ke, W. (2014). Microstructure and mechanical properties of a sand-cast Mg-Nd-Zn alloy. *Materials & Design*, 58, 324-331.
- Xia, X. J., Davies, C. H. J., Nie, J. F., & Birbilis, N. (2015). Influence of composition and processing on the corrosion of magnesium alloys containing binary and ternary additions of zinc and strontium. *Corrosion*, 71(1), 38-49.
- Xiuqing, Z., Lihua, L., Naiheng, M., & Haowei, W. (2006). Effect of aging hardening on in situ synthesis magnesium matrix composites. *Materials chemistry and physics*, 96(1), 9-15.
- Xu, C., Zhang, J., Liu, S., Jing, Y., Jiao, Y., Xu, L., ... & Wu, R. (2015). Microstructure, mechanical and damping properties of Mg-Er-Gd-Zn alloy reinforced with stacking faults. *Materials & Design*, 79, 53-59.
- Ye, H. Z., & Liu, X. Y. (2004). Review of recent studies in magnesium matrix composites. *Journal of materials science*, 39(20), 6153-6171.
- Yin, P., Li, N. F., Lei, T., Liu, L., & Ouyang, C. (2013). Effects of Ca on microstructure, mechanical and corrosion properties and biocompatibility of Mg-Zn-Ca alloys. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 24(6), 1365-1373.
- Yu, K., Chen, L., Zhao, J., Li, S., Dai, Y., Huang, Q., & Yu, Z. (2012). In vitro corrosion behavior and in vivo biodegradation of biomedical β -Ca3 (PO4) 2/Mg-Zn composites. *Acta biomaterialia*, 8(7), 2845-2855.
- Abidin, N. I. Z., Atrens, A. D., Martin, D., & Atrens, A. (2011). Corrosion of high purity Mg, Mg2Zn0.2Mn, ZE41 and AZ91 in Hank's solution at 37 C. *Corrosion Science*, 53(11), 3542-3556.
- Zeng, R. C., Yin, Z. Z., Chen, X. B., & Xu, D. K. (2018). Corrosion types of magnesium alloys. *Magnesium Alloys-Selected Issue*, 29-53.
- Zeng, R., Dietzel, W., Witte, F., Hort, N., & Blawert, C. (2008). Progress and challenge for magnesium alloys as biomaterials. *Advanced engineering materials*, 10(8), B3-B14.
- Zhang, B. P., Wang, Y., & Geng, L. (2011). Research on Mg-Zn-Ca alloy as degradable biomaterial. *Biomaterials-Physics and Chemistry*. InTech, Croatia.
- Zhang, E., He, W., Du, H., & Yang, K. (2008). Microstructure, mechanical properties and corrosion properties of Mg-Zn-Y alloys with low Zn content.

- Materials Science and Engineering: A, 488(1-2), 102-111.
- Zhao, M. C., Liu, M., Song, G., & Atrens, A. (2008). Influence of the β -phase morphology on the corrosion of the Mg alloy AZ91. *Corrosion Science*, 50(7), 1939-1953.
- Zheng, H. R., Li, Z., You, C., Liu, D. B., & Chen, M. F. (2017). Effects of MgO modified β -TCP nanoparticles on the microstructure and properties of β -TCP/Mg-Zn-Zr composites. *Bioactive materials*, 2(1), 1-9.
- Zheng, M. Y., Wu, K., Kamado, S., & Kojima, Y. (2003). Aging behavior of squeeze cast SiCw/AZ91 magnesium matrix composite. *Materials Science and Engineering: A*, 348(1-2), 67-75.
- Zhu, Y. M., Morton, A. J., & Nie, J. F. (2010). The 18R and 14H long-period stacking ordered structures in Mg-Y-Zn alloys. *Acta Materialia*, 58(8), 2936-2947.