Aplikasi Logam Magnesium dan Paduannya Sebagai Material Baut Tulang Mampu Luruh

Irza Sukmana[1,*], Asep Hermanto[1,2], Yanuar Burhanuddin[1]

[1]Program Studi Magister Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Lampung, Jalan Prof. Soemantri Brojonegoro No. 1 Bandar Lampung

[2]SMK Negeri 1 Seputih Agung, Jl. Raya Dono Arum Kecamatan Seputih Agung Kabupaten Lampung Tengah,Lampung

[*]email: irza.sukmana@gmail.com

Abstrak

Paper ini mereview peluang dan tantangan aplikasi logam magnesium dan paduannya sebagai material baut tulang mampu luruh. Dalam bidang ilmu kedokteran, baut tulang tidak luruh (non-degradable) merupakan material yang paling banyak dipakai untuk memperbaiki kerusakan pada patah tulang. Dengan inovasi baru dan perkembangan material maju, saat ini telah dimungkinkan penggunaan baut tulang mampu luruh (biodegradable bone screw) yang berbahan polimer maupun logam magnesium. Pakar teknologi kedokteran dan rekayasa biomedis meyakini potensi aplikasi magnesium dan paduannya sebagai salah satu kandidat utama biomaterial baut tulang mampu luruh di masa datang. Paduan magnesium serta beberapa temuan terbaru untuk material baut tulang mampu luruh juga akan dibahas dalam paper ini.

Keywords: Baut tulang, logam magnesium, mampu luruh

Pendahuluan

Penemuan material baru selalu memegang peran kunci di dalam pengembangan teknologi baru. Pada saat ini, paduan dan komposit berbasis magnesium merupakan material baru yang telah digunakan pada berbagai aplikasi, seperti: alat elektronik, pesawat terbang, mesin mobil dan termasuk material untuk biomedik (*biomedical meterials*) atau biomaterial.

Tingginya tingkat kebutuhan bahan pengganti tulang (*bone implant*) menyebabkan peneliti material dan kesehatan biomedis terus mengembangkan material maju yang memiliki sifat mekanik menyerupai tulang manusia sekaligus mempunyai sifat biocompatibility dan biodegradable yang optimum. Paduan logam berbasis magnesium (*magnesium-based alloys*) merupakan alternatif yang potensial untuk aplikasinya sebagai biomaterial tulang mengingat sifat mekaniknya yang menyerupai tulang manusia dan bila terdegradasi, magnesium merupakan unsur yang tidak berbahaya (*non-toxic)* bagi tubuh manusia. Magnesium juga merupakan elemen penting dalam proses pertumbuhan dan pembentuk tulang. Salah satu aplikasinya biomeaterial tulang adalah pembuatan baut tulang (*bone screw*) yang sering digunakan dalam proses penyembuhan trauma atau patah tulang (*bone fracture*). Sebagai contoh, pada kasus patah tulang kaki, tangan atau bahu, akan disarankan untuk di-implan logam penopang berupa pelat penyambung tulang bertekanan dinamis (*dynamic compression plate, DCP*) untuk membantu proses penyembuhan tulang yang terdiri dari pelat dinamis dan baut tulang,

sebagaimana Gambar 1. DCP dapat dipasang secara internal (di dalam lapisan daging dan kulit, maupun external atau di luar kulit.

Gambar 1. Pelat Kompresi Dinamik

Pelat DCP dan baut tulang yang ada di Indonesia saat ini, adalah produk impor dan umumnya bukan logam yang dapat terdegradasi, seperti: baja tahan karat, titanium, dan platinum. Produk pelat dan baut tulang yang masih impor tersebut didisain untuk pasien di Eropa yang berpostur lebih besar dari orang Indonesia sehingga sebenarnya kurang cocok. Selain itu, sistem baut yang tidak terdegradasi akan memberikan efek sakit (trauma) pada pasien dua kali yaitu saat pemasangan dan pencabutan DCP. Bekas baut tulang juga akan menyisakan lubang pada tulang yang dapat memperbesar resiko patah tulang kedua. Paduan magnesium memiliki keunggulan karena dapat luruh dan tidak berbahaya (*biodegradable*), dimana waktu korosinya (*corrosion time*) dapat dimanipulasi sesuai dengan komposisi unsur menambahnya.

Artikel ini bertujuan untuk menjelaskan berbagai peluang dan tantangan dalam implementasi magnesium dan paduannya untuk aplikasi material pembuat baut tulang mampu luruh.

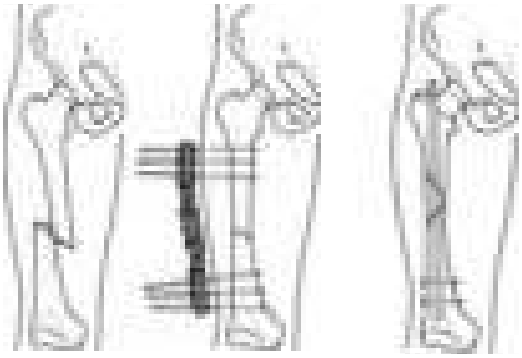
Sistem Penyembuhan patah tulang

Jutaan orang menderita karena adanya trauma tulang yang dapat disebabkan baik oleh kecelakaan, penyakit, atau pun cacat bawaan. Angka kejadian trauma tulang juga terus meningkat seiring dengan banyaknya kasus trauma tulang yang disebabkan oleh faktor usia, seperti dengan adanya penuaan tulang (osteoporosis).

Sebagai contoh, berdasarkan data penderita yang dirawat di Staf Medis Fungsional (SMF) Ilmu Bedah Rumah Sakit Umum DR. Soetomo Surabaya tahun 2001-2005, menunjukkan bahwa penderita fraktur tulang akibat kecelakaan lalu lintas sekitar 64,38%. Angka kejadian fraktur tulang pada *mandibula* (rahang bawah) dan maksila (rahang atas) menempati urutan terbanyak yaitu sebesar 29,85%, fraktur zigoma (rangka wajah) 27,64% dan fraktur nasal (hidung) 12,66% [1].

Kasus-kasus trauma dan fraktur tulang tersebut dapat menimbulkan kerusakan pada struktur tulang dan sampai saat ini proses rekonstruksi tulang masih menjadi tantangan bagi para ahli bedah, karena proses penyembuhannya seringkali mengalami gangguan atau bahkan kegagalan [2,3].

Saat ini, dalam aplikasi teknologi kedokteran biomedik menganjurkan bahwa untuk membantu proses rekonstruksi trauma tulang besar, dapat dilakukan terapi dengan menggunakan bantuan material penopang tulang berbentuk pelat tulang (*bone plate*), dan baut tulang (*bone screw*), atau disebut pelat kompresi dinamis (*dynamic compression plate, DCP*). Contoh DCP yang dipasang secara internal (dibawah kulit) atau eksternal (di luar permukaan kulit) pasien adalah sebagaimana Gambar 2.



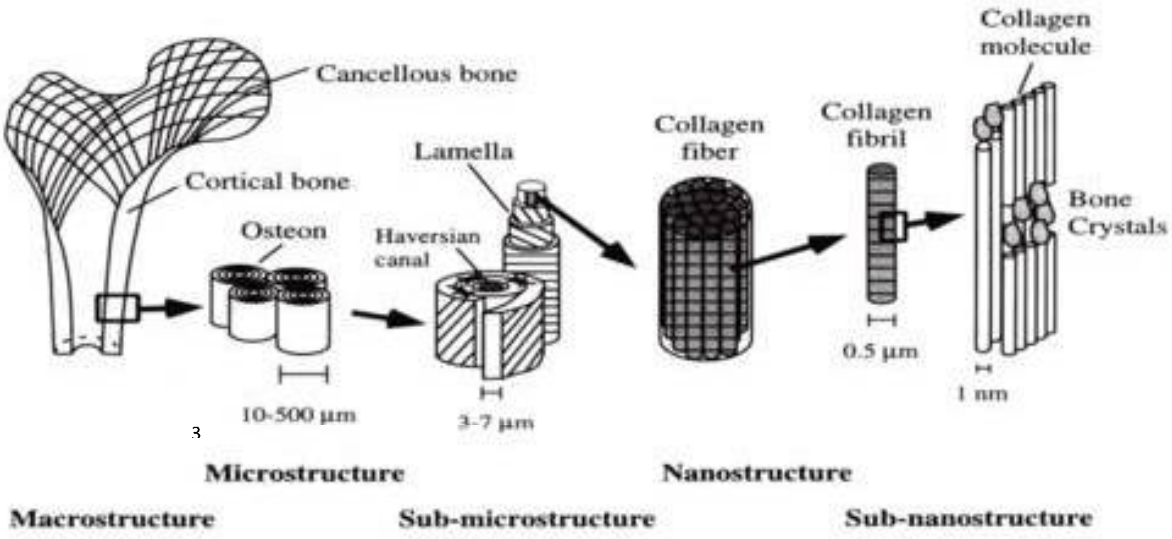
Gambar 2. (a) Patah tulang, (b) fiksasi eksternal, dan (c) fiksasi internal

Saat ini, Indonesia masih sangat tergantung terhadap produk trauma tulang impor, dimana telah di disain untuk postur tubuh orang luar negeri, sehingga kurang cocok untuk orang Indonesia. Selain itu, baut tulang yang tersedia adalah berbahan tidak mampu luruh (non-degradable materials), seperti: paduan titanium, stainless steel,paduan Co-Cr, dan platina. Baut jenis bahan yang tidak terdegradasi tersebut akan memberikan rasa sakit dan bekas lubang pada saat pengambilan pelat tulang sehingga berpotensi untuk memberikan patah kedua. Maka ada peluang untuk mendapatkan paduan logam yang mampu luruh dalam tubuh manusia sebagai bahan membuat baut tulang.

Struktur dan Sifat Mekanik Tulang

Tulang adalah material komposit sel terbuka yang terdiri dari sistem vaskular yang kompleks dan bagian-bagian signifikan yang berhubungan dengan dengan protein. Tulang juga seperti jaringan ikat lainnya, yang memiliki sel-sel, serat dan matriks. Tulang terdiri dari serat kolagen yang sangat sangat teratur memiliki ikatan.

Struktur mikro tulang dapat dibedakan menjadi kompak atau tulang kortikal *(cortical bone*), dan bagian inti yang terdiri dari tulang seluler (*cancellous bone*) atau sering disebut struktur trabekular berpori. Kedua jenis tulang tersebut terdiri dari komposisi yang sama, masing-masing berisi proporsi yang berbeda dari bahan organik dan anorganik, tingkat porositas dan organisasi. Diagram struktur tulang manusia sebagaimana Gambar 3.



Gambar 3. Jenis-jenis Struktur Tulang Manusia

Sifat Mekanik Tulang. Densitas tulang yang berstruktur kanselus (cancellous bone) dan kortikal (cortical bone) adalah berbeda, dimana tulang kanselus memiliki densitas lebih tinggi bila dibandingkan kortikal, hal ini menyebabkan besarnya beban yang dapat diterimanya juga berbeda. Semakin besar beban yang dapat diterima tulang tertentu, semakin tinggi densitasnya dan tulang akan berbentuk lebih padat.

DCP dan Baut Tulang. Secara klinis, produk DCP yang umum digunakan untuk penyembuhan fraktur tulang pada saat ini adalah jenis pelat dan baut tulang berbahan tahan karat (*non-degradable*) tetapi didapatkannya beberapa kekurangan berupa kesulitan pengambilan gambar sinar-X maupun MRI scan dan potensi trauma tulang kedua pasca operasi pencabutan baut tulang setelah proses penyembuhan, telah membuka peluang bagi pengembangan material yang mampu terdegradasi. Material baut tulang yang mampu terdegradasi, secara umum dapat dibagi dua katagori, yaitu yang berbasis polymer (*polymer-based*) maupun logam (*metal based*) terutama magnesium dan paduannya.

Baut tulang berbasis polimer yang sudah ada di pasaran diantaranya adalah: PLA (*poly-lactic acid*), PGA (*poly-glicolic acid*), TMC (*trimethylene carbonate*), PDS (*poly-diaxonone*), dan berbagai ko-polimer dari bahan-bahan tersebut serta bahan kompositnya dengan variasi komposisi yang spesifik (4-7].

Aplikasi baut tulang berbasis polimer memiliki kelebihan dalam hal modulus yang rendah dan tahanan deformasi terhadap fase anorganik, namun aplikasinya dibatasi karena kekuatan mekanik bahan yang relatif rendah. Bahan berbasis polimer dan ko-polimernya juga umumnya hanya dapat diaplikasikan untuk kasus fraktur tulang dengan gaya tarik, gaya geser dan gaya kompresi yang relatif rendah [8] sebagaimana data pada Tabel 1.

Tabel.1. Perbandingan sifat mekanik polimer, logam, dan tulang manusia

Material	Densitas (g/cm^3)	Modulus Elastisitas (Gpa)	Kekuatan Tekan (Mpa)	Fracture toughness ($Mpam^{1/2}$)	Referensi
Tulang	1,8 - 2,1	3 – 20	130 – 180	3 – 6	Dirangkum dari referensi [9-12;13]
Magnesium	1,74 - 2,0	41 – 45	65 - 100	15 – 40	
Paduan Ti	4,4 - 4,5	110 – 117	758 – 1117	55 – 115	
Paduan Co-Cr	8,3 – 9,2	230	450 – 1000	N/A	
Stainless Steel	7,9 – 8,1	189 - 205	170 – 310	50 – 200	
Sintetic HA	3,1	73 - 117	600	0,7	

Berdasarkan Tabel 1 diatas, keterbatasan matrial polimer dan logam yang tidak luruh tersebut membuka peluang aplikasi baut tulang mampu terdegradasi berbasis magnesium yang memiliki kelebihan pada sifat mekaniknya dan modulus elastisitasnya yang baik dan menyerupai tulang manusia. Selain itu magnesium juga termasuk unsur yang dibutuhkan untuk pertumbuhan tulang manusia dan produk degradasinya tidak berbahaya bagi tubuh.

Konsep yang ingin diaplikasikan dalam implementasi baut tulang mampu terdegradasi berbahan magnesium adalah bahwa waktu degradasi (degradation time) antara baut tulang adalah sesuai dengan proses penyembuhan fraktur tulang, dimana pada saat sempurnanya proses penyam-bungan tulang, di saat yang sama baut tulang terdegradasi, sehingga tidak diperlukan proses operasi pengangkatan baut tulang.

Untuk mengurangi kelemahan-kelemahan magnesium, para pakar material dunia telah berusaha mencari jenis komposit optimum untuk meningkatkan kekuatan tarik dan elastisitas bahan, dengan penambahan beberapa unsur, seperti: Aluminum (Al),

Argentem/perak (Ag), Silikon (Si), Tin (Sn), Zink (Zn), dan Zinkronium (Zr)[14]. Selain itu, untuk mengatur laju korosi magnesium yang relative tinggi, beberapa unsur umumnya ditambahkan dalam paduannya, seperti: Cadmium (Cd), Manganase (Mn), Tin (Sn), Zink (Zn) dan Calsium (Ca) dengan angka konsentrasi optimum tertentu [13-14]

Kesimpulan

Magnesium dan paduannya memiliki potensi yang besar untuk dapat diaplikasikan pada tulang. Penelitian untuk meningkatkan sifat mampu luruh dan sifat mekanik yang optimum pada paduan magnesium masih menjadi tantangan utama dalam implementasinya.

Ucapan Terimakasih

Penulis mengucapkan terima kasih kepada Kemenristekdikti atas Hibah Kompetensi TA 2016, No. Kontrak: 78/UN26/8/LPPM/2016.

Referensi

[1] Reksoprawiro S, Bedah Kepala Leher XI, Penggunaan Miniplate pada Penata-laksanaan Fraktur Maxilofacial, Farmacia, Vol.7 No.1, 2006, p:56-57

[2] Zhao J, Zhiyuan Z, et al. Apatite-Coated Silk Fiboin Scaffolds to Heating Mandibular Border Defect in Canines, Bone 45, Elsevier, 2009, p:517-527.

[3] Rimondini L, Nicolo N-A, et al. In Vivo Experemental Study on Bone Regeneration in Critical Bone Defects using An Injectable Biodagradable PLA/PGA Copolymer. Oral Surgery, Oral Medical, Oral Patholog, Bologna: Instituti Orthopedic Giardino 2004.

[4] Anker CJ, Holdridge SP, et al. Ultraporous beta-tricalcium phosphate is well incorporated in small cavitary defects. Clin. Orthop. Relat. Res., 2005, 434, p.251-257

[5] Ignatius AA, Betz O, et al. In vivo investigations on composites made of Resorbable ceramics and poly(lactide) used as bone graft substitutes. J. Biomed. Mater. Res. 2001, 58, p.701-709

[6] Ignatius AA, Ohnmacht M, et al. A composite polymer/tricalcium phosphate membrane for guided bone regeneration in maxillofacial surgery. J. Biomed. Mater. Res. 2001,58, p.564-569

[7] Taylor MS, Daniels AU, et al. Six bio-absorbable polymers: in vitro acute toxicity of accumulated degradation products. J. Appl. Biomater., 1994, 5, p.151-157

[8] Wittenberg JM, Wittenberg RH, et al. Biomechanical properties of resorbable poly-Llactide plates and screws: a comparison with traditional systems. J. Oral Maxillofac. Surg., 1991, 49, p.512-516

[9] DeGarmo PE. Materials and processes in manufacturing, 5th ed. New York: Collin Mac Millan, 1979.

[10]Gibson L, Ashby M. Cellular solids: Structure and properties. Sydney; Pergamon Press; 1988,. p. 1–41.

[11]Choi JW, Kong YM, et al. Reinforcement of hydroxyapatite bioceramic by addition of Ni3Al and Al2O3. J. Am. Ceram. Soc. 1998, 81, p. 43–91.

[12]Thamaraiselvi TV, Rajeswari S. Biological evaluation of bioceramic materials : a review. Trends Biomater Artif Organs, 2004, 19, p.9–17.

[13]Gu X, Zheng Y, et al. In vitro corrosion and biocompatibility of binary magnesium alloys. Biomaterials, 2009, 30, p.484–498.

[14]Fan Z. Development of the rheo-diecasting process for magnesium alloys. Mater. Sci. Eng. A,2005, 413, p.72–78.