



UNIVERSITAS INDONESIA

**BIOMATERIAL MAMPU LURUH ALAMI Fe-Mn-C
DIPRODUKSI MELALUI METALURGI SERBUK
FERROMANGAN, BESI, DAN KARBON DENGAN
PERLAKUAN CANAI DINGIN DAN *RE*-SINTER**

SKRIPSI

**FUAD HAKIM
0806331576**

**FAKULTAS TEKNIK
PROGRAM STUDI TEKNIK METALURGI DAN MATERIAL
DEPOK
JULI 2012**



UNIVERSITAS INDONESIA

**BIOMATERIAL MAMPU LURUH ALAMI Fe-Mn-C
DIPRODUKSI MELALUI METALURGI SERBUK
FERROMANGAN, BESI, DAN KARBON DENGAN
PERLAKUAN CANAI DINGIN DAN *RE*-SINTER**

SKRIPSI

Diajukan sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar Sarjana Teknik

**FUAD HAKIM
0806331576**

**FAKULTAS TEKNIK
PROGRAM STUDI TEKNIK METALURGI DAN MATERIAL
DEPOK
JULI 2012**

HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS

**Skripsi ini adalah hasil karya saya sendiri,
dan semua sumber baik yang dikutip maupun dirujuk
telah saya nyatakan dengan benar.**

Nama : Fuad Hakim

NPM : 0806331576

Tanda Tangan : 

Tanggal : 3 Juli 2012

HALAMAN PENGESAHAN

Skripsi ini diajukan oleh :

Nama : Fuad Hakim
NPM : 0806331576
Program Studi : Teknik Metalurgi dan Material
Judul Skripsi : Biomaterial Mampu Luruh Alami Fe-Mn-C
Diproduksi melalui Metalurgi Serbuk Ferromangan,
Besi, dan Karbon dengan Perlakuan Canai Dingin
dan Re-Sinter

Telah berhasil dipertahankan di hadapan Dewan Penguji dan diterima sebagai bagian persyaratan yang diperlukan untuk memperoleh gelar Sarjana Teknik pada Program Studi Teknik Metalurgi dan Material Fakultas Teknik Universitas Indonesia

DEWAN PENGUJI

Pembimbing : Dr.Ir Sri Harjanto

Penguji 1 : Prof. Dr. -Ing. Ir. Bambang Suharno

Penguji 2 : Ir. Andi Rustandi, MT

Ditetapkan : 3 Juli 2012

KATA PENGANTAR

Bismillahirrahmanirrahiim

Puji dan syukur penulis panjatkan kehadiran Allah swt yang telah memberikan nikmat dan ridha-Nya, sehingga penulis bisa menyelesaikan tugas akhir dengan baik dan tepat waktu . Penulisan skripsi ini dilakukan dalam rangka untuk memenuhi salah satu syarat untuk menggapai gelar Sarjana Teknik (ST) jurusan Metalurgi dan Material di Departemen Teknik Metalurgi dan Material Fakultas Teknik Universitas Indonesia.

Penulis menyadari bahwa, tanpa bantuan dan bimbingan dari berbagai pihak, dari masa perkuliahan hingga penyusunan skripsi ini, sangatlah sulit bagi penulis untuk menyelesaikan masa perkuliahan dan skripsi ini. Oleh karena itu saya mengucapkan terima kasih kepada :

1. Dr. Ir. Sri Harjanto, selaku dosen pembimbing yang telah menyediakan waktu dan pikiran untuk mengarahkan penulis dalam penyusunan skripsi ini.
2. Prof. Dr-Ing. Ir. Bambang Suharno, selaku Kepala Departemen Teknik Metalurgi dan Material FTUI dan sebagai penguji
3. Ir. Andi Rustandi, M.T. yang telah banyak membantu penulis untuk dapat melakukan pengujian polarisasi dan sebagai penguji.
4. Badrul Munir, Ph.D. dan Winarto, Ph.D. selaku Pembimbing Akademis Penulis selama menempuh studi di Teknik Metalurgi dan Material.
5. Dr. Ir. Akhmad Herman Yuwono, M.Phil-Eng, selaku koordinator Tugas Akhir Departemen Teknik Metalurgi dan Material FTUI.
6. Ir. Rini Riastuti, M.Sc, selaku Kepala Laboratorium Metalurgi Kimia yang telah mengizinkan peminjaman laboratorium.
7. Semua dosen beserta karyawan di Departemen Metalurgi dan Material FTUI, yang telah memberikan bimbingan selama masa perkuliahan.
8. Orang tua Penulis, H. Djamhur dan Hj. Nani Bunyani beserta kakak dan adik Penulis, Bang Syam, Kak Lia, Kak Reni, Kak Yuni, dan Icha yang telah

memberikan dukungan moral dan materil hingga Penulis dapat menyelesaikan skripsi ini.

9. Yudha Pratesa, S.T. yang telah banyak membantu dalam mengarahkan dan menjadi teman curhat Penulis selama penyelesaian tugas akhir.
10. Ferdian dan Bang Odi yang dengan penuh kesabaran membantu Penulis dalam pengamatan SEM dan EDAX.
11. Bpk. Anni Rahmat , selaku pegawai BATAN atas bantuannya dan informasi pengujian di BATAN.
12. Ardiles J. Sitorus, S.T. dan Vicky Indrafusa , S.T. yang telah membantu dalam pengujian polarisasi di Lab. Korosi.
13. Teman-teman seperjuangan Rhidiyan Waroko, S.T., Yudi Prasetyo, S.T. dan Ruben Rega, S.T. yang sangat super dan selalu membantu dengan penuh kesabaran selama proses penelitian dan penyelesaian skripsi.
14. Seluruh teman-teman Metal 08 'Solid, Tangguh,dan Tanggung Jawab', atas 4 tahun perkuliahan dan kenangan yang sangat super.
15. Seluruh senior dan junior metal yang telah membantu dalam proses penelitian dan perkuliahan Penulis.
16. Teman-teman sepermainan CS dan PES di Lab. Metalografi dan Gazmet yang selalu ceria dan bersemangat.
17. Seluruh Pihak yang telah banyak membantu dalam proses pengerjaan Skripsi ini.

Akhir kata, Penulis hanya bisa mengucapkan ucapan terimakasih sebesar-besarnya pada seluruh pihak, baik yang telah disebut maupun tidak. Besar harapan Penulis dengan skripsi ini dapat meningkatkan potensi ilmu pengetahuan dalam diri Penulis sendiri maupun orang lain pada umumnya.

Jakarta, Juli 2012

Penulis

**HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI TUGAS
AKHIR UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS**

Sebagai sivitas akademik Universitas Indonesia, saya yang bertanda tangan di bawah ini, :

Nama : Fuad Hakim
NPM : 0806331576
Program Studi : Teknik Metalurgi dan Material
Departemen : Metalurgi dan Material
Fakultas : Teknik
Jenis Karya : Skripsi

demikian pengembangan ilmu pengetahuan, menyetujui untuk memberikan kepada Universitas Indonesia **Hak Bebas Royalti Non-eksklusif (*Non-exclusive Royalty-Free Right*)** atas karya ilmiah saya yang berjudul :

Biomaterial Mampu Luruh Alami Fe-Mn-C Diproduksi melalui Metalurgi Serbuk Ferromangan, Besi, dan Karbon dengan Perlakuan Canai Dingin dan Re-Sinter

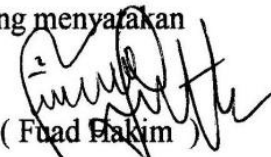
beserta perangkat yang ada (jika diperlukan). Dengan Hak Bebas Royalti Nonekklusif ini Universitas Indonesia berhak menyimpan, mengalihmedia atau formatkan, mengelola dalam bentuk pangkalan data (*database*), merawat, dan mempublikasikan tugas akhir saya selama tetap mencantumkan nama saya sebagai penulis atau pencipta dan sebagai pemilik Hak Cipta.

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya.

Dibuat di : Depok

Pada Tanggal : 21 Juni 2012

Yang menyatakan


(Fuad Hakim)

ABSTRAK

Nama : Fuad Hakim
NPM : 0806331576
Program Studi : Teknik Metalurgi dan Material
Judul Skripsi : Biomaterial Mampu Luruh Alami Fe-Mn-C
Diproduksi melalui Metalurgi Serbuk
Ferromangan, Besi, dan Karbon dengan Perlakuan
Canai Dingin dan *Re-Sinter*

Paduan biomaterial baja mangan untuk aplikasi *biodegradable stent* diproduksi dengan metode metalurgi serbuk diteliti dengan melihat pengaruhnya terhadap *post treatment* (canai dingin + *re-sintering*). Pemasukan mekanik metalurgi serbuk dilakukan dengan metode pengadukan sederhana dengan komposisi target (25%Mn dan 35%Mn). *Post treatment* dengan canai dingin reduksi 50% dan sinter ulang dengan aliran gas Ar pada temperatur 1100°C selama 2 jam. Pengaruh *post treatment* pada mikrostruktur, sifat mekanik dengan kekerasan Rockwell A, dan sifat korosi dengan celup dan polarisasi telah diteliti dan dibandingkan dengan biomaterial baja mangan sebelum *post treatment*. Hasil dari pengujian setelah *post treatment*, material membentuk fasa austenit, ferrit, dan martensit. Pengaruh *post treatment* meningkatkan ketahanan korosi dan kekerasan pada baja mangan. Hal ini disebabkan karena persentase porositas berkurang setelah dilakukan *post treatment*. Laju korosi dilakukan dalam larutan Hank's dan ringer laktat. Pembentukan lapisan pasif Ca/P dan hidroksida terjadi setelah pengujian celup 7 hari dalam larutan Hank's.

Kata kunci : mangan, korosi, porositas, *biodegradable stent*, canai dingin, *re-sintering*, metalurgi serbuk

ABSTRACT

Name : Fuad Hakim
NPM : 0806331576
Major : Metallurgy and Material Engineering
Title : Biodegradable Material Fe-Mn-C Produced by Powder Metallurgy Ferromangan, Iron, and Carbon with Treatment of Cold Roll and Re-Sinter

Manganese alloy steel as biodegradable biomaterials for stent applications produced by powder metallurgy methods were investigated by looking at the effect on post-treatment (cold rolled + re-sintering). Mechanical alloying powder metallurgy done by a simple mixing method with the target composition of Mn (25% and 35%). Post treatment with a cold rolled of 50% reduction and re-sintering with Ar gas stream at a temperature of 1100°C for 2 hours. The effect of post treatment on the microstructure, mechanical properties with a Rockwell hardness, and corrosion properties with immersion and polarization have been studied and compared with the biomaterial manganese steel before post treatment. The results after the post treatment material formed austenite, ferrite and martensite. The effect of post-treatment increase the corrosion resistance and hardness on manganese steel. This occurred because the percentage of porosity is decreased after post-treatment. Corrosion rate performed in Hank's solution and ringer's lactate. Hydroxide and Ca/P Passive layer formation occurred after 7 days immersion tests in Hank's solution.

Keywords : manganese, corrosion, porosity, biodegradable stent, cold roll, re-sintering, powder metallurgy

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL.....	i
HALAMAN PERNYATAAN ORISINILITAS	ii
HALAMAN PENGESAHAN.....	iii
KATA PENGANTAR	iv
HALAMAN PERSETUJUAN PUBLIKASI KARYA ILMIAH	vi
ABSTRAK.....	vii
ABSTRACT.....	viii
DAFTAR ISI.....	ix
DAFTAR TABEL.....	xi
DAFTAR GAMBAR	xii
DAFTAR LAMPIRAN.....	xiv
1. PENDAHULUAN.....	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Perumusan Masalah.....	3
1.3 Tujuan Penelitian.....	4
1.4 Ruang Lingkup Penelitian.....	4
1.5 Model Operasional Penelitian	4
2. TINJAUAN PUSTAKA	6
2.1 Biomaterial	6
2.2 Biomaterial Logam.....	7
2.3 Biomaterial Logam <i>Biodegradable</i>	11
2.3.1 Biomaterial <i>Biodegradable</i> berbasis Mg.....	11
2.3.2 Biomaterial <i>Biodegradable</i> berbasis Fe	12
2.4 <i>Coronary Stent</i>	14
2.5 Lingkungan Tubuh	15
2.6 Pengaruh Unsur Paduan	16
2.6.1 Mangan.....	16
2.6.2 Karbon.....	17
2.6.3 Fasa Austenit	18
2.7 Metalurgi Serbuk.....	19
2.7.1 Fabrikasi Metalurgi Serbuk.....	19
2.7.2 <i>Mixing</i>	20
2.7.3 Proses Kompaksi	20
2.7.4 Proses Sinter.....	21
2.8 Canai Dingin	23
3. METODOLOGI PENELITIAN	24
3.1 Diagram Alir Penelitian.....	24
3.2 Material Serbuk Fe-Mn-C	25
3.3 Persiapan Serbuk	26
3.4 <i>Mixing</i> Serbuk	26
3.5 Kompaksi	27

3.6 Sinter	27
3.7 Pemotongan Sampel	27
3.8 Perlakuan Mekanis (Canai Dingin)	28
3.9 <i>Re-Sintering</i>	28
3.10 Pengujian Sampel	29
3.10.1 Pengujian Densitas	30
3.10.2 Pengamatan Struktur Mikro	30
3.10.3 Pengamatan SEM dan EDAX	30
3.10.4 Pengujian XRD	31
3.10.5 Pengujian Polarisasi	32
3.10.6 Pengujian Celup	34
3.10.7 Pengujian Kekerasan Makro	34
3.10.8 Pengujian Persentase Ferit	35
4. HASIL DAN PEMBAHASAN	36
4.1 Dimensi dan Komposisi Unsur Sampel	36
4.1.1 Dimensi Ketebalan Setelah Canai Dingin	36
4.1.2 Komposisi Kimia	37
4.2 Densitas dan Porositas	37
4.3 Morfologi Porositas	39
4.4 Persebaran Fasa	40
4.5 Struktur Mikro	44
4.6 Struktur Fasa	46
4.7 Laju Korosi Diperlambat	48
4.8 Laju Korosi Celup dan Produk Korosi	52
4.9 Kekerasan Makro	53
4.9 Kuantitas Fasa Ferit	55
5. KESIMPULAN	57
DAFTAR REFERENSI	58
LAMPIRAN	63

DAFTAR TABEL

Tabel 2. 1. Perbandingan jenis material pada biomaterial	8
Tabel 2. 2. Beberapa jenis biomaterial logam dan aplikasinya	9
Tabel 2. 3. Beberapa biomaterial dan sifat mekaniknya	10
Tabel 2. 4. Sifat mekanik dan degradation rate beberapa paduan magnesium	12
Tabel 3. 1. Tabel komposisi serbuk yang digunakan	24
Tabel 3. 2. Perbandingan berat serbuk dan ferromangan yang digunakan	27
Tabel 3. 3. Kandungan senyawa yang terkandung pada larutan ringer laktat dan larutan Hanks'	33
Tabel 4. 1. Hasil pengukuran ketebalan benda uji sebelum dan sesudah proses canai dingin.....	36
Tabel 4. 2. Hasil EDAX A2 dan B2 sebelum <i>post treatment</i>	37
Tabel 4. 3. Hasil EDAX area A2 dan B2 sesudah <i>post treatment</i>	37
Tabel 4. 4. Hasil EDAX titik A2 dan B2 sesudah <i>post treatment</i>	37
Tabel 4. 5. Perbandingan hasil uji densitas sampel A2 dan B2 sebelum dan sesudah <i>post treatment</i>	38

DAFTAR GAMBAR

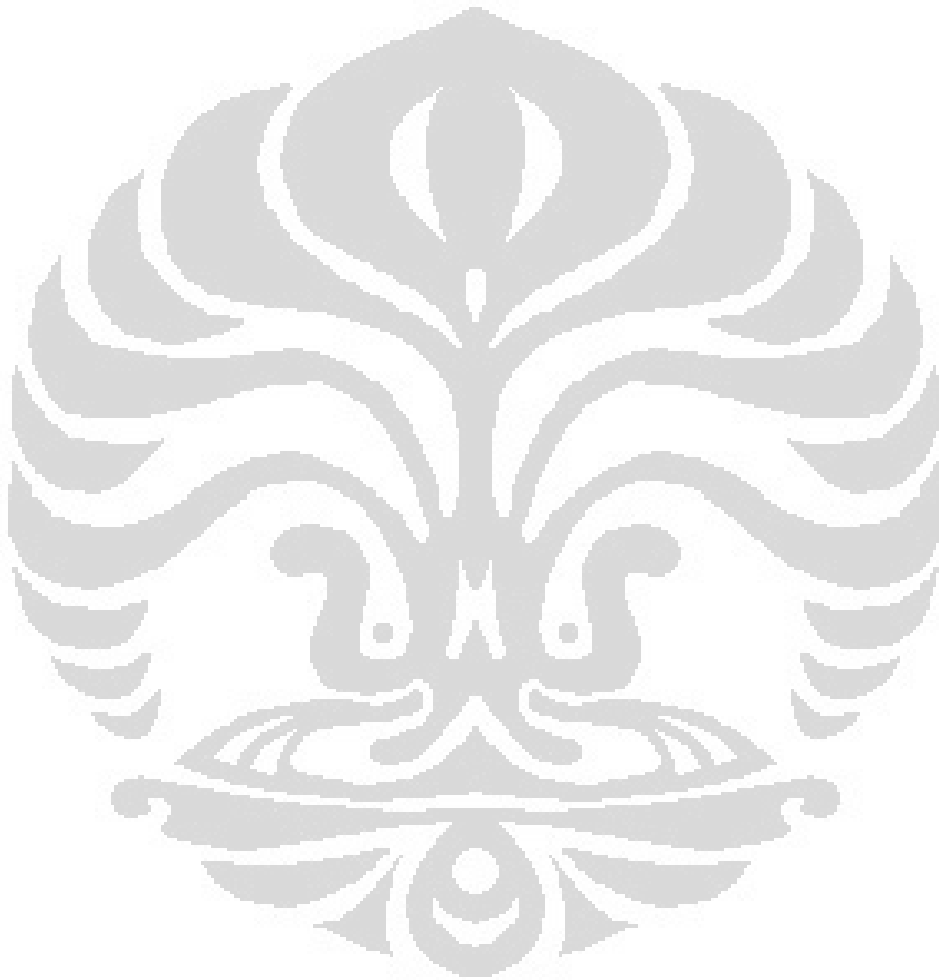
Gambar 2. 1.	Aplikasi biomaterial pada sambungan lutut	7
Gambar 2. 2.	The Igaki-Tamai <i>stent biodegradable stent</i> pertama.....	14
Gambar 2. 3.	Simulasi proses pemasangan <i>stent angioplasty</i>	15
Gambar 2. 4.	Diagram fasa Fe-Mn.....	17
Gambar 2. 5.	Fasa austenite pada paduan Fe-Mn metalurgi serbuk	18
Gambar 2. 6.	Metode kompaksi <i>single</i> dan <i>double action pressing</i>	20
Gambar 2. 7.	Proses sinter fasa padat (kiri) dan cair (kanan)	22
Gambar 2. 8.	Proses canai dingin pada lembaran logam	23
Gambar 3. 1.	Diagram alir penelitian.....	25
Gambar 3. 2.	Bentuk dan dimensi sampel.....	26
Gambar 3. 3.	Alat <i>low speed diamond cutting</i>	28
Gambar 3. 4.	Dapur pemanas dengan aliran gas Indotherm	29
Gambar 3. 5.	Proses pengujian densitas pada sampel.....	30
Gambar 3. 6.	Alat SEM LEO 420i	31
Gambar 3. 7.	Skema difraksi sinar-X pada sampel XRD	32
Gambar 3. 8.	Alat XRD Shimadzu XRD-7000.....	32
Gambar 3. 9.	Skema pemasangan alat pengujian polarisasi	34
Gambar 3. 10.	Alat uji kekerasan Rockwell MC	35
Gambar 3. 11.	(a) Simulasi cara kerja <i>feritescope</i> ; (b) <i>Feritescope</i> merk Fischer yang digunakan pada penelitian.	35
Gambar 4. 1.	Hasil Pengamatan SEM sampel A2(Fe-18Mn-3,7C) dan B2(Fe-35Mn-1,7C) dengan Metode <i>Secondary Electrone</i>	40
Gambar 4. 2.	Hasil pengamatan SEM dengan metode BSE dan EDAX titik sampel A2 (Fe-18Mn-3,7C) hasil <i>post treatment</i>	42
Gambar 4. 3.	Hasil pengamatan SEM dengan metode BSE dan EDAX titik sampel B2 (Fe-35Mn-1,7C) hasil <i>post treatment</i>	43
Gambar 4. 4.	Foto pengamatan <i>non-etching</i> dan <i>etching</i> sampel A2(Fe-18Mn-3,7C) dan B2(Fe-35Mn-1,7C) setelah <i>post treatment</i>	45
Gambar 4. 5.	Pengamatan mikrostruktur literatur sampel Fe-35 Mn hasil canai dingin dan <i>re-sintering</i> berulang	46
Gambar 4. 6.	Perbandingan hasil pengujian XRD pada sampel A2(Fe-18Mn-3,7C) dan B2(Fe-35Mn-1,7C) hasil <i>post treatment</i>	47
Gambar 4. 7.	Perbandingan laju korosi dengan metode polarisasi sampel sebelum dan sesudah <i>post-treatment</i> ringer laktat dan larutan Hank's.....	48
Gambar 4. 8.	Perbandingan grafik polarisasi pada sampel A2 (Fe-18Mn-3,7C) dan B2 (Fe-35Mn-1,7C) pada ringer laktat dan larutan Hank's...49	
Gambar 4. 9.	Perbandingan nilai E_{corr} sampel A2 dan B2 sebelum dan sesudah post treatment pada ringer laktat dan larutan Hank's	50
Gambar 4. 10.	Perbandingan nilai I_{corr} sampel A2 dan B2 sebelum dan sesudah <i>post treatment</i> pada ringer laktat dan larutan Hank's.....	50
Gambar 4. 11.	<i>Microsites</i> atau <i>micro-corrosion cells</i>	51

Gambar 4. 12. Perbandingan *corrosion rate* hasil uji celup pada sampel A2(Fe-18Mn-3,7C) dan B2(Fe-35Mn-1,7C) hasil *post treatment*.....52

Gambar 4. 13. Grafik EDAX hasil produk korosi hasil celup 5 hari dengan larutan Hank's sampel A2(Fe-18Mn-3,7C) dan B2(Fe-35Mn-1,7C).....53

Gambar 4. 14. Grafik perbandingan kekerasan sampel A2 dan B2 sebelum dan sesudah *post treatment* dan SS316L (*gold standard*).....54

Gambar 4. 15. Perbandingan persentase ferit pada sampel A2 dan B2 sebelum dan sesudah *post treatment*55



DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran 1. Data Uji Densitas.....	63
Lampiran 2. Foto Hasil Mikroskop Optik Setelah <i>Post Treatment</i>	63
Lampiran 3. Foto Hasil SEM	67
Lampiran 4. Hasil Edax Titik dan Area	70
Lampiran 5. <i>Data Sheet</i> Ferromangan	75
Lampiran 6. Data Polarisasi (<i>Post Treatment</i>).....	76
Lampiran 7. Data XRD	78
Lampiran 8. Data Kekerasan Rockwell A.....	82
Lampiran 9. Data FeriteScope.....	82
Lampiran 10. Data Celup.....	83



BAB 1 PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Pada perkembangan zaman saat ini, kemajuan teknologi di bidang ilmu material sudah sangat berkembang. Pengembangan material dalam bidang ilmu kedokteran sebagai biomaterial sudah banyak digunakan. Penggunaan biomaterial di dalam tubuh manusia bukan hal baru. Permintaan dan penggunaan biomaterial berbasis logam sedang meningkat akhir-akhir ini. Pada tahun 2008, permintaan dan penggunaan biomaterial berbasis logam mencapai US\$ 212,8 juta, selain itu permintaan biomaterial berbasis logam sebagai pengganti tulang pangkal paha akan mencapai 272.000 buah pada tahun 2030 [1]. Biomaterial berguna untuk membantu menjalankan beberapa fungsi tertentu organ tubuh. Istilah cangkok tulang pada tulang kaki yang retak karena kecelakaan atau yang lebih sederhana, lensa kontak mata, adalah contoh paling dekat dari biomaterial. Biomaterial yang digunakan dalam aplikasi tulang atau lensa kontak mata biasanya mempunyai ketahanan korosi yang tinggi. Jika dilihat dari pengembangan biomaterial dibidang kedokteran maka saat ini sudah banyak dikembangkan stent untuk pembuluh darah.

Berdasarkan definisinya biomaterial adalah material organik maupun non-organik, baik sintesis maupun tidak yang digunakan dalam tubuh makhluk hidup (hewan dan manusia). Sedangkan berdasarkan tempat dan fungsi pemasangannya, biomaterial dibagi menjadi dua jenis yaitu *coronary stent* dan implan material. Implan merupakan istilah yang digunakan untuk biomaterial yang ditanamkan dalam tubuh untuk mengganti fungsi dari organ tubuh seperti tulang yang rusak karena kecelakaan. Sedangkan *Coronary stent* adalah alat yang berbentuk *tiny wire mesh tube* yang ditanamkan ke dalam pembuluh darah yang mengalami gangguan dan berfungsi untuk menahan dinding pembuluh darah agar tetap terbuka. *Stent* yang dimasukkan berfungsi untuk mencegah terjadinya penyumbatan pada pembuluh darah akibat kolesterol tinggi. Penanaman *coronary stent* biasanya menggunakan metode tradisional PTCA (*Balloon Angioplasty*) [2].

Coronary stent sendiri telah muncul sebagai bentuk pengobatan yang penting untuk penyakit *atherosclerosis* atau penyakit pada pembuluh darah sejak diperkenalkannya di Amerika Serikat pada awal 1990. Dalam segi ekonomi, pasar *coronary stent* mempunyai nilai penjualan sekitar 5 milyar dolar pertahun [3]. Hal ini mengindikasikan kebutuhan akan biomaterial jenis ini akan semakin meningkat dan membutuhkan pengembangan teknologi dari segi material khususnya.

Biomaterial pada *coronary stent* harus mempunyai beberapa sifat penting dalam aplikasinya, contohnya : sifat mekanis dan elastisitas yang baik, sifat ketahanan korosi yang baik, dan yang paling penting adalah sifat biokompatibilitas yang baik. Sifat biokompatibilitas disini memiliki arti material yang digunakan kompatibel dengan jaringan tubuh dan tidak mengalami reaksi penolakan dari tubuh, sehingga ketika material ini digunakan pada tubuh, tubuh tidak menganggap biomaterial ini sebagai material asing.

Berdasarkan beberapa persyaratan di atas, terdapat beberapa material yang cocok untuk biomaterial pada aplikasi *coronary stent*, contohnya Cobalt-Chromium, NiTiNol (nikel-titanium), tantalum, dan *stainless steel* 316L. Namun semua material di atas memerlukan pembedahan lanjutan yang bertujuan untuk mengeluarkan *stent* yang telah dipasang karena sifatnya yang tahan korosi. Oleh karena itu, saat ini telah dikembangkan *coronary stent* dengan sifat dapat terurai (*biodegradable*) dalam tubuh dalam jangka waktu tertentu sekitar 6-12 bulan, karena keberadaan *stent* lebih lama tidak menambahkan efek penyembuhan yang berarti bagi pembuluh darah yang tersumbat [3]. *Stent* dengan sifat seperti itu dinamakan *biodegradable stent* (stent mampu luruh).

Dewasa ini terdapat dua logam yang diteliti untuk menghasilkan *biodegradable stent* yaitu *pure iron* dan *magnesium alloy*. *Pure iron* memiliki sifat mekanis yang baik tetapi mempunyai sifat mampu luruh yang masih cukup lama. Sedangkan pada *magnesium alloy* mempunyai sifat mampu luruh yang cepat atau baik tetapi memiliki kekurangan sifat mekaniknya [4].

Oleh karena itu untuk mencari material mampu luruh yang tepat dalam hal sifat mekanis dan mampu luruhnya para peneliti saat ini sedang mengembangkan campuran mangan (Mn) dengan besi (Fe) sebagai logam utamanya. Hasilnya

adalah paduan Fe-35Mn yang memiliki fasa tunggal austenit dan memiliki kekuatan sama seperti *stainless steel* 316L dan bersifat diamagnetik sehingga aman jika dilakukan pemeriksaan MRI [4]. Akan tetapi, paduan Fe-35Mn masih memiliki kekurangan yaitu kekuatannya masih terbilang rendah dan memiliki ketahanan korosi yang masih terbilang tinggi (sulit terdegradasi). Oleh Karena itu, pada paduan jenis ini masih diperlukan proses penguatan dengan menambahkan beberapa paduan untuk meningkatkan sifat mekanisnya dan ketahanan korosi yang lebih rendah sehingga fungsinya sebagai *biodegradable stent* lebih optimal.

Oleh sebab itu pada penelitian kali ini akan dilakukan penambahan karbon sebagai penguat dan dilakukan *post treatment* dengan perlakuan mekanis canai dingin dan *re-sintering* yang bertujuan untuk meningkatkan kekuatan mekanis, mengurangi porositas, dan meningkatkan ketahanan korosi, tetapi tidak melupakan sifat penting biokompatibilitas pada *biodegradable stent*.

1.2 Perumusan Masalah

Penelitian ini difokuskan pada *biodegradable material* dengan sistem paduan Fe-Mn-C yang dibuat dengan metalurgi serbuk, khususnya pengaruh paduan tersebut pada *post treatment* dengan perlakuan mekanis dan termal. Pada penelitian kali ini masalah yang akan dikaji adalah dengan melihat bagaimana kondisi dan parameter yang optimal dalam pembuatan material *biodegradable* Fe-Mn-C dilihat dari segi proses pembuatan material yang meliputi pemaduan mekanik, kompaksi dan proses sinter. Selain itu penelitian ini juga melihat bagaimana pengaruh material terhadap perlakuan mekanis (canai dingin) dan termal untuk mendapatkan persentase porositas yang lebih sedikit.

Dengan beberapa penjabaran diatas dapat disimpulkan bahwa perumusan masalah dari penelitian ini adalah untuk mengetahui seberapa besar pengaruh perlakuan mekanis dan termal terhadap sifat mekanik dan laju korosinya ditinjau dari persentase porositas yang didapatkan.

1.3 Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini adalah untuk :

1. Menganalisa pengaruh unsur karbon dan mangan terhadap mikrostruktur, sifat mekanik dan ketahanan korosi dari material Fe-Mn-C.
2. Menganalisis komposisi dari paduan material Fe-Mn-C yang akan membentuk fasa tunggal austenit pada mikrostrukturnya.
3. Menganalisis pengaruh *post treatment* dengan perlakuan mekanis (canai dingin) dan termal (*re-sintering*) pada sifat mekanik, ketahanan korosi, mikrostruktur pada material Fe-Mn-C.

1.4 Ruang Lingkup Penelitian

Ruang lingkup penelitian *biodegradable material* Fe-Mn-C adalah sebagai berikut :

- a. Pembuatan *biodegradable material* Fe-Mn dengan penambahan karbon (C) sebagai pengganti palladium (Pd) dilakukan dengan proses *mechanical alloying* dengan bentuk awal dari Fe, Ferromangan, dan C adalah serbuk.
- b. Variasi komposisi yang diteliti pada logam Fe-Mn-C adalah kadar 25% dan 35% Mn.
- c. Perlakuan mekanis (canai dingin) dilakukan dengan mendeformasi logam Fe-Mn-C dengan persen reduksi 50%. Lalu dilanjutkan dengan perlakuan termal (*re-sintering*) dengan temperatur proses 1100°C dan atmosfer sinter gas inert Ar.
- d. Karakterisasi sampel logam Fe-Mn-C meliputi pengujian porositas, mekanis (kekerasan), korosi, struktur mikro, komposisi kimia (*X-ray Diffraction* dan EDAX), *Scanning Electron Microscopy* (SEM), persentase ferit (*Ferrite Scope*)

1.5 Model Operasional Penelitian

Dalam penulisan ini, sistematika penulisan disusun agar konsep dalam penulisan skripsi menjadi berurutan sehingga akan didapat kerangka alur pemikiran yang mudah dan praktis. Sistematika tersebut dapat diartikan dalam bentuk bab-bab yang saling berkaitan. Bab-bab tersebut diantaranya :

a) Bab 1 Pendahuluan

Membahas mengenai latar belakang penulisan, perumusan masalah, tujuan penelitian, ruang lingkup penelitian, dan sistematika penulisan.

b) Bab 2 Tinjauan Pustaka

Membahas mengenai biomaterial secara umum, biomaterial logam, logam *biodegradable*, kondisi lingkungan tubuh, proses kompaksi, proses sinter, *post treatment process* (canai dingin dan *re-sintering*) dan pengembangan biomaterial dengan metode metalurgi serbuk.

c) Bab 3 Metodologi Penelitian

Membahas mengenai diagram alir penelitian, alat dan bahan yang diperlukan untuk penelitian, dan prosedur penelitian

d) Bab 4 Hasil dan Pembahasan

Membahas mengenai pengolahan data yang didapat dari penelitian serta menganalisa hasil penelitian baik berupa angka, gambar, dan grafik, serta membandingkan dengan teori dan literatur.

e) Bab 5 Kesimpulan

Membahas mengenai kesimpulan dari hasil penelitian yang telah dilakukan sesuai dengan tujuan dari penelitian.

BAB 2 **TINJAUAN PUSTAKA**

2.1 Biomaterial

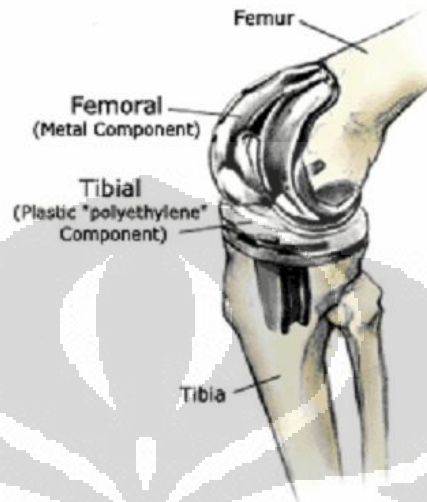
Biomaterial merupakan substansi/material yang telah direkayasa dari suatu bentuk, sendiri atau sebagian dari suatu sistem yang kompleks, yang digunakan untuk mengarahkan, dengan cara mengontrol interaksi substansi dengan komponen sistem hidup, dan telah diuji secara *in vitro*, *in vivo*, maupun uji klinis pada manusia [5]. Biomaterial dapat dikatakan ideal jika biomaterial tersebut memiliki sifat mekanik yang baik, proses manufaktur yang tidak terlalu sulit, dan biokompatibilitas yang baik. Pada dasarnya sifat biokompatibilitas merupakan sifat yang paling utama pada biomaterial karena sifat ini berkaitan langsung dengan jaringan tubuh dan dampak yang dapat ditimbulkan dari biomaterial tersebut pada tubuh.

Persyaratan yang harus dipenuhi biomaterial sangat berat. Penggantian atau perbaikan anggota badan, jaringan, organ, atau fungsi mempersyaratkan bahwa material yang digunakan harus mempunyai sifat mekanik, fisis, dan kimia yang khusus. Namun, persyaratan nomor satunya adalah biokompatibilitas dengan tubuh manusia. Dalam terminologi secara umum biokompatibilitas adalah keadaan atau situasi dimana tidak terjadi interaksi yang berbahaya antara biomaterial dengan sistem biologis dan sebaliknya [6]. Pada umumnya tidak ada biomaterial yang mempunyai sifat biokompatibel yang menyeluruh, karena suatu material untuk suatu aplikasi bisa saja biokompatibel, tetapi tidak untuk aplikasi lain. Oleh karena itu biokompatibilitas berbeda-beda tergantung aplikasinya [7].

Dalam prakteknya, biomaterial ini bisa berupa material keramik, polimer dan logam (Tabel 2.1.). Beberapa biomaterial logam seperti baja tahan karat (*stainless steel*), paduan Co-Cr dan paduan Ti banyak digunakan sebagai material implan dalam dunia kedokteran dan kedokteran gigi [8]. Saat ini sudah banyak biomaterial yang sudah di mendapat standard internasional dalam berbagai aplikasinya.

Biomaterial telah berkembang dengan sukses dan dipergunakan selama lebih dari satu generasi. Biomaterial generasi pertama menggunakan metode *inert*, atau relatif *inert*, dengan respons jaringan yang minimal. *Inert* disini mempunyai arti

tidak menghasilkan reaksi dari tubuh dan adanya interaksi dari tubuh terhadap penolakan ataupun tidak [9]. Apabila material tidak sepenuhnya diterima oleh tubuh, pada material ini terbentuk *fibrous* antara biomaterial dan tubuh. Keberhasilan implan jenis ini sangat bergantung pada pemilihan material.



Gambar 2.1. Aplikasi biomaterial pada sambungan lutut^[10].

Biomaterial bioaktif, biomaterial jenis ini menstimulasi terjadinya pengikatan dengan jaringan sekelilingnya, sehingga biomaterial akan menyatu menjadi satu kesatuan dalam tubuh. Akan tetapi material jenis ini masih banyak terdapat kekurangan apabila adanya biomaterial yang terdegradasi dalam tubuh. Oleh karena itu dikembangkan pula biomaterial yang mempunyai fungsi *biodegradable* dalam tubuh. *Biodegradable* disini mempunyai arti biomaterial ini dapat terdegradasi secara alamiah lewat tubuh sebagai *host* selama kurun waktu tertentu [3].

2.2 Biomaterial Logam

Dalam sejarah modern, logam telah digunakan sebagai implan material sejak 100 tahun yang lalu. Pada pengembangan biomaterial logam sesudahnya, biomaterial logam dihadapi permasalahan korosi dan ketidakcukupan kekuatan. Akan tetapi setelah ditemukannya baja tahan karat pada tahun 1920, yang mempunyai ketahanan korosi yang tinggi membuat biomaterial logam menjadi material favorit dalam aplikasi klinik [11].

Table 2.1.Perbandingan jenis material pada biomaterial ^[9].

Material	Keuntungan	Kelemahan	Contoh
Polimer (nylon, silicone rubber, polyester, polytetrafluoroethylene, etc)	Resilient , mudah difabrikasi	sifat mekanis lemah, mudah terdeformasi	<i>blood vessels, hip socket</i>
Logam (Ti dan paduannya, paduan Co–Cr, Au, Ag, stainless steels, dll.)	Kuat, tangguh, dan ulet	dapat terkorosi, padat (densitas tinggi)	<i>Prostetik orthopedi, alat-alat bedah, dental root implant</i>
Keramik (alumina zirconia, kalsium phosphate yang mengandung hydroxyapatite,karbon)	Sifat biokompatibilitas tinggi	Getas, lemah pada tegangan tarik.	<i>Dental implant, crown implant, fill bone</i>
Komposit (karbon–karbon, wire- or fiber-reinforced bone cement)	Kuat, sifat bervariasi	sulit dibuat	<i>Bone cement, dental resin</i>

Biomaterial dengan basis logam secara umum terdiri dari baja tahan karat SS316L, Ni-TiNol, paduan Mg, paduan Co-Cr, Titanium dan paduannya, *sponge material, metallic glass*, dan Baja tahan karat austenitik. Untuk baja tahan karat austenitik, SS316L merupakan jenis dari biomaterial yang telah banyak digunakan dalam aplikasi biomedis, hal ini dikarenakan fabrikasi yang cukup mudah, ketahanan korosi yang tinggi, dan keberadaan material yang mudah didapat [8].

SS316L telah terdaftar pada standar ASTM sebagai material aplikasi ‘*surgical implant*’ (ASTM, 2008). Baja tahan karat SS316L mempunyai standard komposisi sesuai ASTM F138 dan F139 sebagai berikut ($C \leq 0,030$, $Mn \leq 2,0$, $P \leq 0,025$, $S \leq 0,010$, $Si \leq 1,0$, $Cr- 7,0 – 19,0$, $Ni 13,0 – 15,0$, $Mo- 2,25 – 3,5$, $N \leq 0,10$, $Cu \leq 0,50$, *Fe-Balance* , semua dalam % berat), paduan unsur seperti chromium (Cr) meningkatkan ketahanan oksidasi, molybdenum (Mo) dan nitrogen meningkatkan ketahanan korosi terlokalisasi pada baja tahan karat austenitik [12]. Dalam pengembangannya terdapat jenis baja tahan karat nikel rendah seperti P558 (C-0.20, Cr-17.35, Ni-.08, Mn-10.18, Mo-3.09), untuk mengurangi pemakaian nikel pada baja tahan karat [13-14]. Hal ini dikarenakan jika kita menggunakan unsur Ni, dapat bersifat karsinogen terhadap tubuh manusia [4].

Austenitic stainless steel mempunyai kelebihan dibanding dengan jenis *stainless steel* lainnya yaitu tahan korosi, keuletan yang tinggi, dan bersifat diamagnetik sehingga tidak mengganggu pemeriksaan dengan metode MRI [4].

Tabel 2.2. Beberapa jenis biomaterial logam dan aplikasinya^[11].

Division	Example of Implants	Type of Metal
Cardiovascular	Stent , Artificial valve	316L SS; CoCrMo; Ti ₆ Al ₄ V
Orthopaedic	Bone fixation (plate, screw, pin) artificial joints	316L SS; Ti; CoCrMo; Ti ₆ Al ₄ V; Ti ₆ Al ₇ Nb
Densitry	Orthodontic wire, Filling	316L SS; CoCrMo; TiNi; TiMo AgSn(Cu) amalgam, Au
Craniofacial	Plate and screw	316L SS; CoCrMo; Ti; Ti ₆ Al ₄ V
Otorhinology	Artificial eardrum	316L SS

NiTi SMA (*Shape Memory Alloy*) adalah jenis dari biomaterial yang sudah banyak digunakan sebagai *surgical implants*, keunggulan dari jenis material ini adalah sifat *superelasticity* dan *shape memory effect* pada material ini. Permasalahan yang sering terjadi pada jenis material ini adalah sifat korosi, fatik, dan modulus elastis yang tinggi. Sifat korosi yang sangat tinggi disebabkan karena cairan tubuh manusia yang kompleks dan dapat memicu terjadinya reaksi korosi di tubuh manusia. Walaupun NiTi SMA mempunyai nilai yang tinggi pada kecepatan korosinya, material ini sangat biokompatibilitas karena memiliki sifat poros yang baik yang mana dapat berinteraksi secara optimal dengan tulang manusia dan ber-osseointegrasi dengan jaringan tulang manusia [15].

Sebagai salah satu jenis biomaterial paduan berbasis Co terkenal sebagai logam tahan aus dan telah banyak digunakan dalam aplikasi pada kedokteran gigi, beberapa digunakan pada *artificial joint*. Pada standard ASTM yang membahas biomaterial logam paduan Co ini juga telah terdaftar sebagai biomaterial. Co-Cr-Mo merupakan paduan yang paling banyak digunakan pada sistem paduan Co, hal ini dikarenakan pada sistem paduan yang lama masih mengandung Ni yang memberikan efek buruk pada tubuh manusia [16]. Selain itu, paduan Co memiliki sifat pengerasan dengan dilakukan pengerjaan panas maupun dingin serta tidak bersifat toksik pada tubuh. Paduan Co memiliki kekuatan dan *radiopacity* yang

lebih baik daripada baja tahan karat, selain itu paduan Co juga mempunyai ketahanan korosi yang tinggi pada kondisi aplikasi tekanan [2]. Oleh karena itu paduan Co banyak digunakan sebagai material untuk *vascular stent* dengan mekanisme peniupan pada balon ke pembuluh darah dan juga digunakan pada pelat tulang.

Paduan titanium merupakan jenis paduan yang sedang berkembang dalam dunia biomaterial. Paduan ini memiliki ketahanan korosi dan biokompatibilitas yang baik [8]. Paduan Ti dapat membentuk ikatan '*osseointegration*' kemampuan untuk membentuk ikatan langsung pada tubuh manusia dengan skala mikro. Karena sifat osseointegrasi sangat baik, paduan Ti sering disebut logam dengan sifat biokompatibilitas yang paling baik [17]. Walaupun jenis paduan ini mempunyai biokompatibilitas yang baik logam ini memiliki harga jual yang tinggi.

Tabel 2.3. Beberapa biomaterial dan sifat mekaniknya^[11].

Metals	Main alloying composition (wt%)	Mechanical properties			
		YS (Mpa)	UTS (Mpa)	YM (Gpa)	Max elongation (%)
Stainless steel: 316L type (ASTM, 2003)	Fe; 16-18.5Cr; 10-14Ni; 2-3Mo; <2Mn; <1Si; <0.003C	190	490	193	40
CoCr alloys: CoCrWNI (F90) (ASTM, 2007a)	Co; 19-21Cr; 14-16W; 9-11Ni	310	860	210	20
CoNiCrMo (F562)(ASTM, 2007b)	Co; 33-37Ni; 19-21Cr; 9-10.5Mo	241	793	232	50
Ti and its alloys: Pure Ti grade 4 (F67) (ASTM, 2006)	Ti; 0.05N; 0.1C; 0.5Fe; 0.015H; 0.4O	485	550	110	15
Ti₆Al₄V (F136) (ASTM, 2008)	Ti; 5.5-6.75Al; 3.5-4.5V; 0.08C; 0.2O	795	860	116	10
WE43 magnesium alloy (solution heat treated and aged (T6) (ASTM, 2001)	Mg; 3.7-4.3Y; 2.4-4.4Nd; 0.4-1Zr	150	250	44	4

Paduan magnesium merupakan paduan yang banyak dikembangkan dan diteliti dalam dunia biomaterial, hal ini dikarenakan sifat dari paduan tersebut yang mudah meluruh secara alami dalam tubuh atau biasa disebut *biodegradable*

[17]. Dengan menggunakan sifat *biodegradable* bisa mengurangi tindakan pembedahan kedua yang bertujuan untuk pengangkatan material implan pada tubuh setelah proses penyembuhan. Sebelum paduan magnesium berkembang menjadi *biodegradable* material, material keramik dan polimer sudah lebih dahulu digunakan, tetapi pada beberapa aplikasi material logam sulit digantikan dalam sifat khusus tertentu.

2.3 Biomaterial Logam *Biodegradable*

Perkembangan biomaterial *biodegradable* untuk digunakan sebagai bahan implan temporer pada aplikasi pembuluh darah (*coronary stent*) dan *osteosynthesis* terus meningkat selama beberapa tahun terakhir. *Biodegradable* biomaterial merupakan jenis biomaterial yang dapat meluruh dengan sendirinya didalam tubuh. Pada beberapa penelitian telah ditemukan *biodegradable* biomaterial dapat mengatasi kekurangan implan *non-biodegradable*, seperti iritasi jangka panjang dan peradangan kronis [18].

Syarat suatu material dapat dikatakan *biodegradable* biomaterial selain mampu meluruh dalam tubuh adalah tidak bersifat toksik atau tidak beracun dan memiliki ketahanan korosi yang optimal sesuai dengan aplikasinya (*tissue healing rate*). Pada saat ini logam yang sedang marak dikembangkan untuk *biodegradable* biomaterial adalah logam berbasis magnesium (Mg) dan Besi (Fe) [4].

2.3.1 Biomaterial *biodegradable* berbasis Mg

Paduan magnesium merupakan biomaterial *biodegradable* yang paling banyak digunakan dan sudah mempunyai standard internasional dalam pemakaiannya. Kelebihan daripada paduan magnesium sebagai biomaterial *biodegradable* adalah mempunyai sifat mekanik dan biokompatibilitas yang baik. Magnesium dan paduan magnesium juga mempunyai massa jenis yang rendah ($1,74 - 2,0 \text{ g/cm}^3$), lebih rendah daripada paduan titanium ($4,4 - 4,5 \text{ g/cm}^3$). Ketangguhan dari paduan magnesium juga lebih besar daripada biomaterial keramik dengan nilai modulus elastis (41-45 GPa) yang mendekati nilai modulus tulang. Nilai modulus yang mendekati tulang akan mencegah terjadinya *stress shielding effect* [19].

Tabel 2.4. Sifat mekanik dan *degradation rate* beberapa paduan magnesium^[17].

Material	Yield Strength (MPa)	Tensile Strength (MPa)	Elongation (%)	In vitro Degradation Rate (mm y ⁻¹)	Average Grain Size (μm)
316L SS: annealed (ASTM F138)	190	490	40	-	12--30
Pure Mg: as cast	20	86	13	407	-
WE43 alloy: extruded T5	195	280	2	1.35	10
AM60B-F: die cast	-	220	6--8	8.97	25
ZW21: extruded	200	270	17	-	4
WZ21: extruded	140	250	20	-	7

Magnesium juga merupakan salah satu unsur esensial dalam sistem metabolisme tubuh dan merupakan kation keempat terbanyak pada tubuh manusia, dengan perkiraan 25 g magnesium tersimpan dalam pada tubuh manusia dan hampir setengahnya terdapat pada jaringan tulang. Magnesium juga berfungsi sebagai kofaktor untuk banyak enzim dan penstabil struktur DNA dan RNA. Magnesium mempunyai nilai potensial elektroda standard -2,37 V, hal ini menyebabkan magnesium mempunyai ketahanan korosi yang sangat rendah pada kondisi lingkungan ion Cl⁻ yang terkandung dalam lingkungan tubuh [20]. Magnesium mempunyai kelemahan pada ketahanan korosinya yang terlalu tinggi dan kemungkinan magnesium mengalami degradasi yang berbahaya karena menghasilkan gas H₂ dengan reaksi $Mg + 2H_2O \rightarrow Mg^{2+} + 2OH^- + H_2$ [21]. Selain itu paduan magnesium juga mempunyai sifat tidak tahan terhadap radiografi sehingga tidak dapat dilakukan pencitraan sinar X pada aplikasinya [22].

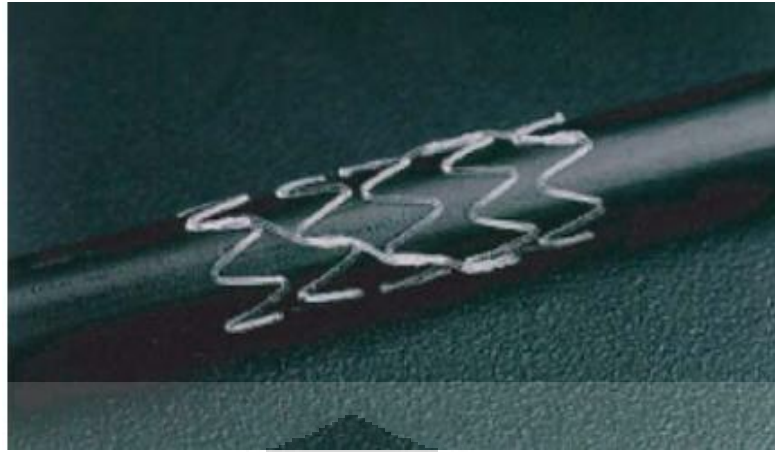
2.3.2 Biomaterial *biodegradable* berbasis Fe

Logam Fe merupakan salah satu alternatif material dalam penggunaan *biodegradable* biomaterial [23]. Pengujian secara *in vivo* telah memperlihatkan potensi logam Fe dalam aplikasi medis yang mampu luruh. Contohnya pada *stent* yang terbuat dari besi murni diimplan ke pembuluh aorta babi dan hasilnya *stent* tidak menyebabkan toksisitas secara lokal maupun sistemik. Ion besi (Fe²⁺) juga merupakan unsur yang esensial untuk tubuh dan merupakan komponen penting pada banyak jenis enzim. Bentuk degradasi yang dihasilkan logam besi adalah

seragam sehingga dapat mencegah kegagalan mekanik. [16]. Akan tetapi besi murni mempunyai kelemahan yaitu, kecepatan degradasi masih terbilang rendah untuk kondisi *biodegradable* biomaterial [18]. Oleh karena itu untuk meningkatkan kecepatan degradasi besi murni, dipadukan 35 wt.% Mn yang mana akan berpengaruh pada peningkatan kecepatan degradasi besi paduan [23]. Selain itu unsur mangan sebagai pembentuk fasa austenit memiliki tingkat biokompatibilitas yang lebih baik daripada unsur lain seperti nikel. Fasa austenit yang terbentuk juga memiliki keunggulan dalam sifatnya yang diamagnetik [4].

Pada penelitian lain paduan unsur Pd juga dilakukan pada paduan Fe-Mn [15]. Pada aplikasinya untuk biomaterial unsur Pd sudah sering digunakan dalam perbaikan *dental* dan aplikasi *orthodontic*. Penggunaan paduan Pd pada Fe-Mn sangat cocok digunakan untuk *biodegradable* biomaterial karena Mn dapat menurunkan potensial elektroda standar dan Pd akan membentuk fasa antarlogam yang mulia yang meningkatkan sifat mekaniknya. Uji korosi menunjukkan bahwa Fe-Mn-Pd menunjukkan kecepatan degradasi yang lebih tinggi dibandingkan besi murni. Uji tarik menunjukkan juga bahwa material ini mempunyai kekuatan yang sangat tinggi melebihi 1400 MPa dan juga regangan lebih dari 10%. Oleh karena itu paduan ini sangat baik untuk aplikasi *biodegradable* biomaterial [18].

Aplikasi logam *biodegradable* di bidang medis yang sedang banyak diteliti adalah untuk aplikasi yang lebih spesifik sebagai *stent* [15]. *Stent* merupakan konstruksi berbentuk tabung kawat untuk membantu pembukaan secara mekanik dan mencegah penyempitan dini dari pembuluh darah akibat kolesterol dan lemak. Aplikasi *stent* banyak digunakan dan diteliti karena permintaan akan aplikasi ini terbilang tinggi. Penyakit kardiovaskular menjadi salah satu penyakit yang paling banyak menyebabkan kematian, khususnya di Amerika Serikat [18].

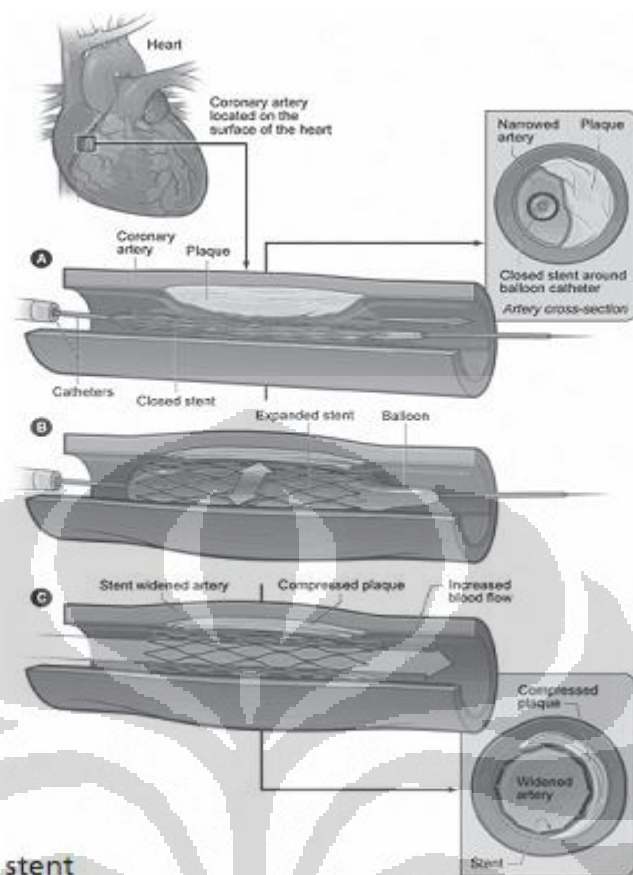


Gambar 2.2. The Igaki-Tamai *stent biodegradable stent* pertama^[3].

2.4 Coronary Stent

Stent arteri koroner adalah kawat berbentuk tabung tubular berongga yang digunakan untuk membuka pembuluh darah arteri koroner yang tersumbat. Proses pemasangan *stent* saat ini 60% dilakukan dengan tindakan *angioplasty*. *Stent* dikecilkan hingga diameter terkecil dimana di dalamnya terdapat kateter balon. *Stent* dan balon tersebut akan diarahkan ke area yang tersumbat. Ketika balon dikembungkan, maka *stent* juga membesar, sesuai dengan ukuran dan bentuk serta melekat di dinding dalam pembuluh darah. *Stent* tersebut menetap di arteri dan menjaganya tetap terbuka, meningkatkan aliran darah ke otot jantung, dan menyembuhkan gejala penyakit jantung koroner. Seiring dengan berjalannya waktu, dinding arteri akan sembuh dan bagian dalam dari arteri (*endothelium*) akan tumbuh di sekitar kawat metal dari *stent* untuk menjaga arteri tetap membuka [24].

Penggunaan *coronary stent* dapat menurunkan risiko restenosis setelah proses *angioplasty*, namun pada 25% dari kasus *stenting*, masalah *restenosis* masih dapat terjadi, yang biasa disebut *in-stent restenosis* [17]. *Restenosis* biasanya terjadi dalam 3 – 6 bulan setelah penanaman *stent*. Beberapa tahun terakhir ini para dokter sudah menggunakan *stent* tipe baru yang disebut *Drug Eluting Stents* (DES) yaitu *stent* berlapiskan obat dan polimer (bahan kimia) yang bekerja secara lepas lambat dan mencegah pertumbuhan dari jaringan parut yang menyebabkan *in-stent restenosis* yang dapat menyebabkan pembuluh darah arteri menyempit kembali [25].



Gambar 2.3. Simulasi proses pemasangan *stent angioplasty*^[26].

Pada dasarnya keberadaan *stent* tidak selamanya diperlukan dalam tubuh karena jaringan pembuluh darah akan menemukan keseimbangan baru setelah penanaman *stent* tersebut. Setelah *stent* terurai maka hanya diharapkan hanya pembuluh darah saja yang tertinggal. Oleh karena itu, dikembangkan *biodegradable stent* atau *stent* yang mampu terdegradasi dan juga memiliki sifat mekanik yang baik selama implantasi [16].

2.5 Lingkungan Tubuh

Tubuh manusia mempunyai sistem regulasi yang kompleks. Umumnya tubuh manusia normal mempunyai suhu sekitar 37°C dan PH~7,4. Tubuh manusia merupakan suatu lingkungan yang korosif bagi logam karena banyak mengandung ion-ion elektrolit seperti Cl⁻ yang dapat menyebabkan reaksi oksidasi [27]. Tubuh manusia, khususnya darah manusia memiliki kadar garam sekitar 0,9% volume darah manusia [28].

Cairan tubuh manusia terdiri atas larutan air, senyawa kompleks, larutan cairan dari oksigen dan kandungan yang besar dari natrium (Na^+) dan klorida (Cl^-) dan elektrolit lainnya seperti bikarbonat, kandungan kecil dari kalium, kalsium, magnesium dan pospat, sulfat, asam amino, protein, plasma, limfa. Kondisi cairan tubuh yang sangat kompleks dan korosif mengakibatkan material implan rentan terkorosi. Semua bahan implan akan mengalami *dissolution* karena reaksi kimia maupun elektrokimia pada kecepatan tertentu [29]. Dalam banyak penelitian peran cairan tubuh dapat digantikan dengan *simulated body fluid (SBF)* yang merepresentasikan kondisi yang sama seperti di tubuh. Larutan Hank's merupakan salah satu SBF yang sering digunakan selain larutan infus ringer laktat [30].

2.6 Pengaruh Unsur Paduan

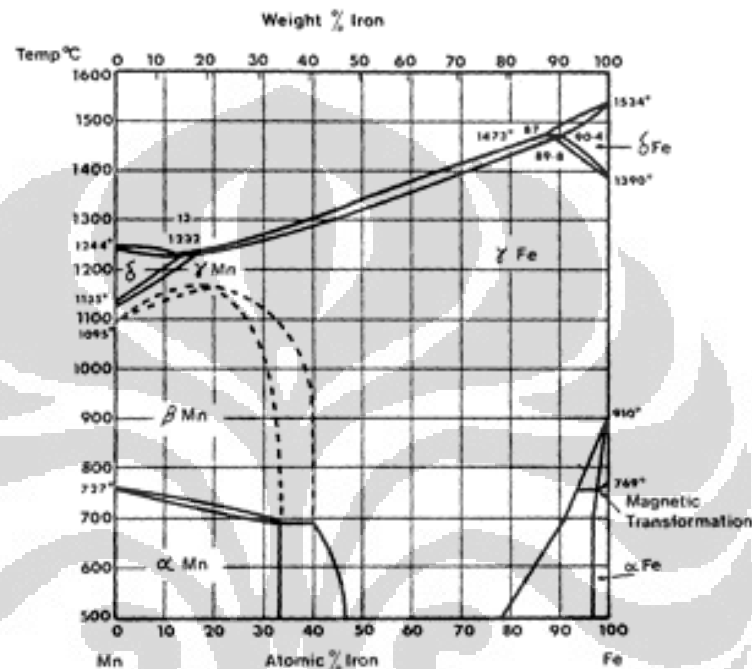
Pada penelitian sebelumnya penggunaan paduan Fe-Mn bertujuan untuk meningkatkan sifat degradasi korosi pada pure iron sebagai *biodegradable material* [18]. Selain itu ditambahkan unsur karbon yang bertujuan untuk meningkatkan sifat mekaniknya.

2.6.1 Mangan

Mangan merupakan paduan dasar dalam membentuk baja mangan austenitik. Kelimpahan unsur mangan pada lapisan bumi sebanyak 0,090%. Biasanya mangan tidak ditemukan dalam keadaan murni, tetapi dalam senyawa karbonat, silika, dan yang paling banyak dalam bentuk oksidanya. Mangan mempunyai afinitas yang tinggi terhadap oksigen [31]. Berat jenis mangan $7,43 \text{ g/cm}^3$ dan mempunyai struktur kristal BCC. Mangan mempunyai temperatur leleh 1244°C dan temperatur didih 1962°C [32].

Mangan (Mn) terdapat hampir pada semua baja dalam jumlah dari 0.30% atau lebih. Mn mempunyai kecenderungan makrosegregasi yang lebih sedikit dibandingkan dengan elemen umum yang lain. Mangan mempunyai pengaruh baik untuk kemudahan tempa dan kemudahan pengelasan. Kandungan mangan lebih kurang 0,6 % tidak mempengaruhi sifat baja, dengan kata lain mangan tidak memberikan pengaruh yang besar pada struktur baja dalam jumlah rendah [33]. Dengan penambahan mangan lebih dari 20% akan terbentuk fasa tunggal austenit pada temperatur ruang seperti pada Gambar 2.4. [18].

Mangan juga sangat berperan dalam meningkatkan kekuatan dan kekerasan suatu logam baja, menurunkan laju pendinginan sehingga mampu meningkatkan mampu keras baja dan kekuatan terhadap tahanan abrasi. Hal ini dikarenakan mampu mengikat belerang yang mampu memperkecil terbentuknya sulfida besi yang bisa menyebabkan abrasi (*hot shortness*).



Gambar 2.4. Diagram fasa Fe-Mn^[34].

2.6.2 Karbon

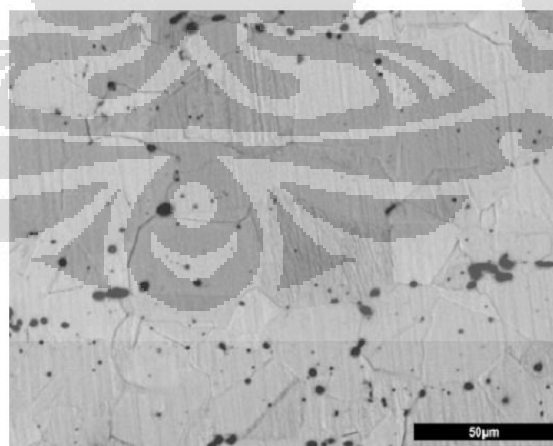
Merupakan unsur dasar dan penting dalam sebuah paduan baja. Karbon merupakan paduan utama dan pengaruhnya sangat besar pada baja dengan membentuk karbida Fe_3C / sementit yang keras. Pada umumnya karbon merupakan unsur penguat utama pada baja. Jika kadar karbon ditingkatkan, maka akan meningkatkan kekuatannya akan tetapi nilai impak baja tersebut akan menurun. Baja karbon dapat ditingkatkan kekerasan dan kekuatan melalui perlakuan pemanasan. Penambahan karbon akan meningkatkan kekerasan dan kekuatan baja, tetapi sifat elastisitas, kemampuan untuk di tempa, di las dan di mesin akan menurun. Kandungan karbon di dalam baja sekitar 0,1 – 2.0 %, sedangkan unsur lainnya dibatasi persentasinya sesuai dengan kegunaan baja [33]. Karbon juga merupakan unsur penstabil austenit dan pembentuk karbida pada

baja, semakin banyak karbon yang ditambahkan maka kemungkinan terbentuknya karbida pada paduan semakin besar.

2.6.3 Fasa Austenit

Fasa austenit atau yang biasa disebut *gamma phase iron* (γ) merupakan fasa *metastable* dari paduan besi. Fasa Austenit memiliki struktur atom FCC (*Face Centered Cubic*). Dalam keadaan setimbang fasa Austenit ditemukan pada temperatur tinggi. Fasa ini bersifat non-magnetik dan ulet (*ductile*) pada temperatur tinggi. Kelarutan atom karbon di dalam larutan padat austenit lebih besar jika dibandingkan dengan kelarutan atom karbon pada fasa ferit [35].

Fasa austenit adalah fasa yang menguntungkan bagi material biologi. Fasa austenit memiliki sifat ulet yang tinggi, terkorosi lebih cepat, dan tidak bersifat magnetik (diamagnetik). Sifat diamagnetik adalah sifat penting bagi *biodegradable stent* karena tidak akan mengganggu pemeriksaan MRI (*Magnetic Resonance Imaging*) yang menggunakan medan magnet untuk mendapatkan gambar dari organ dalam tubuh. Sifat ulet yang dimiliki fasa austenit juga mendukung penggunaannya dalam *biodegradable stent*. Sifat ulet diperlukan karena dalam pemasangan *stent*, elongasi yang dialami oleh material *biodegradable stent* sampai 20% [4]. Fasa austenit juga terbukti lebih cepat terkorosi dibandingkan fasa ferit [17].



Gambar 2.5. Fasa austenit pada paduan Fe-Mn metalurgi serbuk [4].

2.7 Metalurgi Serbuk

Metalurgi serbuk adalah ilmu tentang pemrosesan metalurgi serbuk, yang terdiri dari fabrikasi, karakterisasi dan konversi metalurgi serbuk menjadi suatu komponen yang berguna [36]. Selain itu metalurgi serbuk juga dapat didefinisikan sebagai seni dan sains untuk menghasilkan serbuk logam halus dan objek *finished* atau *semi-finished* dari serbuk logam tunggal, campuran, atau *alloyed* tanpa atau dengan inklusi non-logam [37]. Kelebihan dari metalurgi serbuk adalah:

- Dapat menggunakan banyak jenis material
- Dapat mempertahankan kemurnian unsur-unsur produk dengan mengontrol proses dan variabel yang digunakan.
- Ekonomis dan akurasi ukuran sampel yang tinggi. Permukaan sampel juga halus
- Mampu untuk membentuk ukuran produk yang kompleks dan kecil
- Mempunyai kemampuan untuk memproduksi paduan yang baru karena kebebasan dalam jumlah komposisi dari logam dan non logam dimana hal tersebut tidak didapatkan dengan metode normal.

Langkah-langkah metalurgi serbuk terdiri dari fabrikasi serbuk, *mixing*, kompaksi dan *sintering*.

2.7.1 Fabrikasi Metalurgi Serbuk

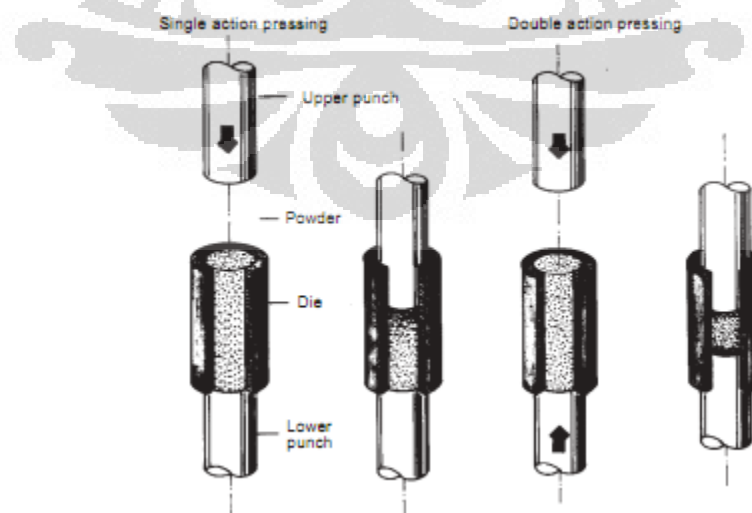
Pada metalurgi serbuk terdapat banyak jenis pembuatan serbuk. Mereduksi ukuran material menjadi lebih kecil menjadi salah satu cara pembuatan serbuk. Contohnya adalah impak, *attrition*, *shear*, dan tekan. Impak dilakukan dengan memberikan pukulan yang cepat kepada material yang menyebabkan material retak dan tereduksi ukurannya. *Attrition* adalah proses mereduksi material dengan gerakan menekan. *Shear* dengan cara menggesek material menjadi partikel halus. Tekan (*compression*) biasanya dipakai untuk material yang rapuh karena jika material tersebut ditekan tidak akan terdeformasi dan akan membentuk serbuk-serbuk kasar [36].

2.7.2 *Mixing*

Mixing adalah proses mencampur beberapa serbuk berbeda atau mencampur serbuk yang sama namun dengan ukuran yang berbeda. *Mixing* sangat dianjurkan untuk dilakukan agar partikel-partikel serbuk terdispersi secara merata. Proses *mixing* dapat disebut sebagai pemaduan pada partikel serbuk yang berlainan jenis sehingga terbentuk paduan baru yang lebih homogen, contohnya pembuatan perunggu, proses pemaduan dapat digunakan dengan *prealloyed powder* atau dengan mencampur serbuk tembaga dan timah dalam suatu wadah tertentu dan dilakukan *mixing* [36-37].

2.7.3 Proses Kompaksi

Kompaksi merupakan proses metalurgi serbuk yang dilakukan sebelum sinter dengan cara pemberian suatu gaya luar berupa tekanan. Tekanan yang diaplikasikan akan mendeformasi serbuk menjadi benda yang mempunyai bentuk tertentu yang mempunyai densitas yang lebih tinggi. Kompaksi dapat dilakukan melalui kompaksi dingin dan kompaksi panas. Arah penekanan proses kompaksi ada dua yaitu satu arah (*single end compaction*) maupun penekanan dua arah (*double end punch*). Proses kompaksi dingin merupakan proses kompaksi yang dilakukan dengan temperatur ruang sedangkan proses *hot pressing* merupakan suatu proses kompaksi yang dilakukan pada temperatur relatif tinggi [36].



Gambar 2.6. Metode kompaksi *single* dan *double action pressing*^[38].

2.7.4 Proses Sinter

Proses sinter merupakan proses pemanasan yang dilakukan di bawah temperatur lebur untuk membentuk ikatan antarpartikel melalui mekanisme perpindahan massa yang terjadi pada skala atomik [36].

Proses sinter memiliki 2 tujuan yaitu untuk menghilangkan pelumas (*lubricant*) dan pada temperatur yang lebih tinggi untuk proses difusi serta pembentukan ikatan antarpartikel serbuk. Pada umumnya, perubahan yang terjadi jika serbuk hasil kompaksi dilakukan proses sinter adalah sebagai berikut [39]:

- Partikel mulai berikatan sehingga meningkatkan kekuatan mekanis, konduktivitas listrik, dan konduktivitas panas dari material
- Mengurangi jumlah porositas dan meningkatkan densitas
- Terjadi pertumbuhan butir sehingga hasil ukuran butir akan lebih besar daripada ukuran butir sebelum disinter
- Pori akan menjadi lebih halus dan bentuknya menjadi lebih bulat selama proses sinter berlangsung

Proses sinter dengan tekanan menghasilkan densitas material yang lebih tinggi daripada material hasil sinter tanpa tekanan. Namun pada sinter tanpa tekanan, biaya proses lebih murah dan alatnya lebih sederhana dibandingkan proses sinter dengan menggunakan tekanan.

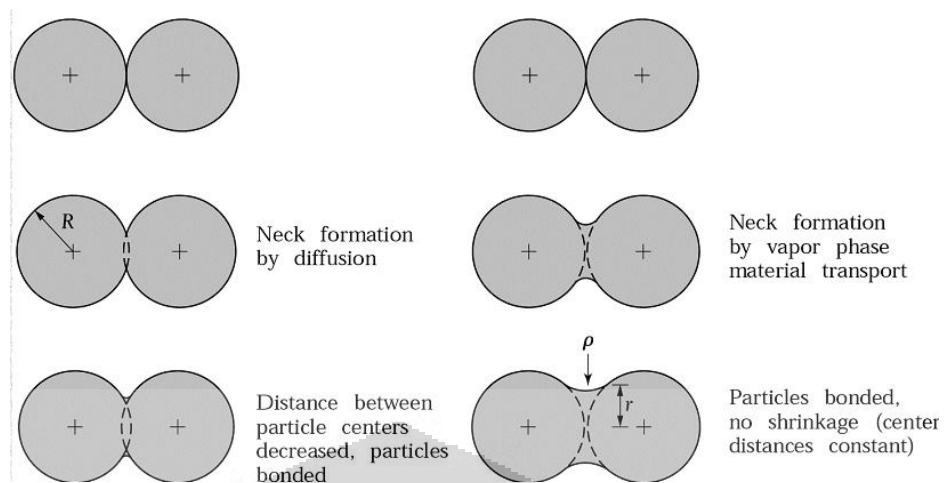
Proses sinter tanpa menggunakan tekanan ada dua jenis yaitu:

1. Proses sinter fasa cair (*liquid phase sintering*)

Sinter fasa cair adalah proses sinter yang dilakukan pada temperatur tertentu dimana salah satu fasa partikel melebur karena ada perbedaan temperatur lebur pada suatu bakalan. Fasa cair akan mengelilingi fasa *solid* (pembasahan). Proses ini mempunyai keuntungan yaitu dapat meningkatkan densitas dengan menghilangkannya pori akibat diisi oleh fasa cair. Material yang dapat disinter dengan proses ini adalah Cu-Co, W-Cu, W-Ni-Fe, W-Ag, Cu-Sn, dan lain-lain

2. Proses sinter fasa padat

Sinter fasa padat adalah proses sinter yang dilakukan dengan pemanasan tanpa ada pencairan partikel serbuk. Proses sinter ini akan membentuk ikatan antar-partikel padatan dan akan mengurangi porositas dan meningkatkan sifat mekanik material hasil sinter.



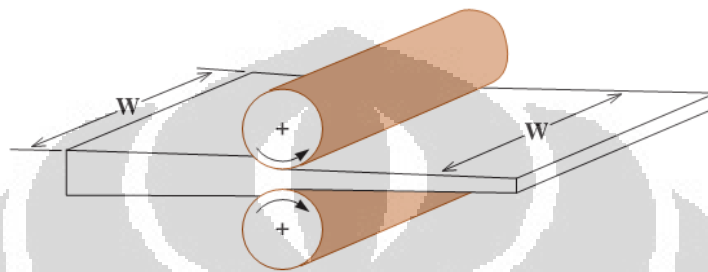
Gambar 2.7. Proses sinter fasa padat (kiri) dan cair (kanan) ^[40].

Tantangan pada proses metalurgi, khususnya pada tahap sinter, adalah apa kondisi optimum untuk mendapatkan densitas yang tinggi namun tetap menjaga besar butir pada *range* yang diinginkan. Temperatur sinter yang lebih tinggi akan menghasilkan densitas yang lebih tinggi namun akan terjadi pertumbuhan butir yang besar. Maka, parameter sinter harus dikondisikan secara optimal. Dalam proses sinter, hal-hal lain yang berpengaruh adalah ukuran serbuk, morfologi serbuk, kemurnian dari serbuk logam yang digunakan, waktu *mixing*, tekanan kompresi, dan atmosfer sinter. Semua faktor tersebut akan mempengaruhi sifat produk hasil sinter [17].

Aplikasi metalurgi serbuk pada pembuatan biomaterial sudah banyak dikembangkan dalam dunia kedokteran. Pembuatan implan pada material NiTiNol merupakan salah satu contoh dalam pengembangan biomaterial dengan metode metalurgi serbuk. Proses metalurgi serbuk yang digunakan melibatkan proses kompaksi dari serbuk logam, lalu diikuti dengan perlakuan mekanik dan panas untuk mendapatkan densitas yang lebih tinggi [17]. Selain NiTiNol juga terdapat penelitian pembuatan biomaterial dengan metalurgi serbuk dengan paduan Fe-Mn untuk memproduksi paduan untuk *biodegradable stent* [4].

2.8 Canai Dingin

Canai dingin merupakan proses pengerjaan dingin yang dilakukan pada material untuk meningkatkan kekuatan material dengan mereduksi ketebalan pada material tersebut. Akan tetapi dengan meningkatkan kekuatan pada material dengan canai dingin akan mengorbankan keuletan material tersebut. Pada saat dilakukan canai dingin dislokasi akan menumpuk dan berinteraksi satu sama lain sehingga menyebabkan terjadinya *strain hardening*.



Gambar 2.8. Proses canai dingin pada lembaran logam^[41].

Pengaruh canai dingin pada metalurgi serbuk adalah dapat mengurangi porositas pada dengan cara *cold roll compaction* atau perlakuan mekanis canai dingin pada material hasil sinter. Pada penelitian lain disebutkan paduan Fe-Mn menggunakan proses canai dingin yang bertujuan untuk mengurangi porositas yang tinggi pada material hasil sinter dan dilakukan proses sinter ulang untuk meningkatkan densitas material [4].

BAB 3 METODOLOGI PENELITIAN

3.1 Diagram Alir Penelitian

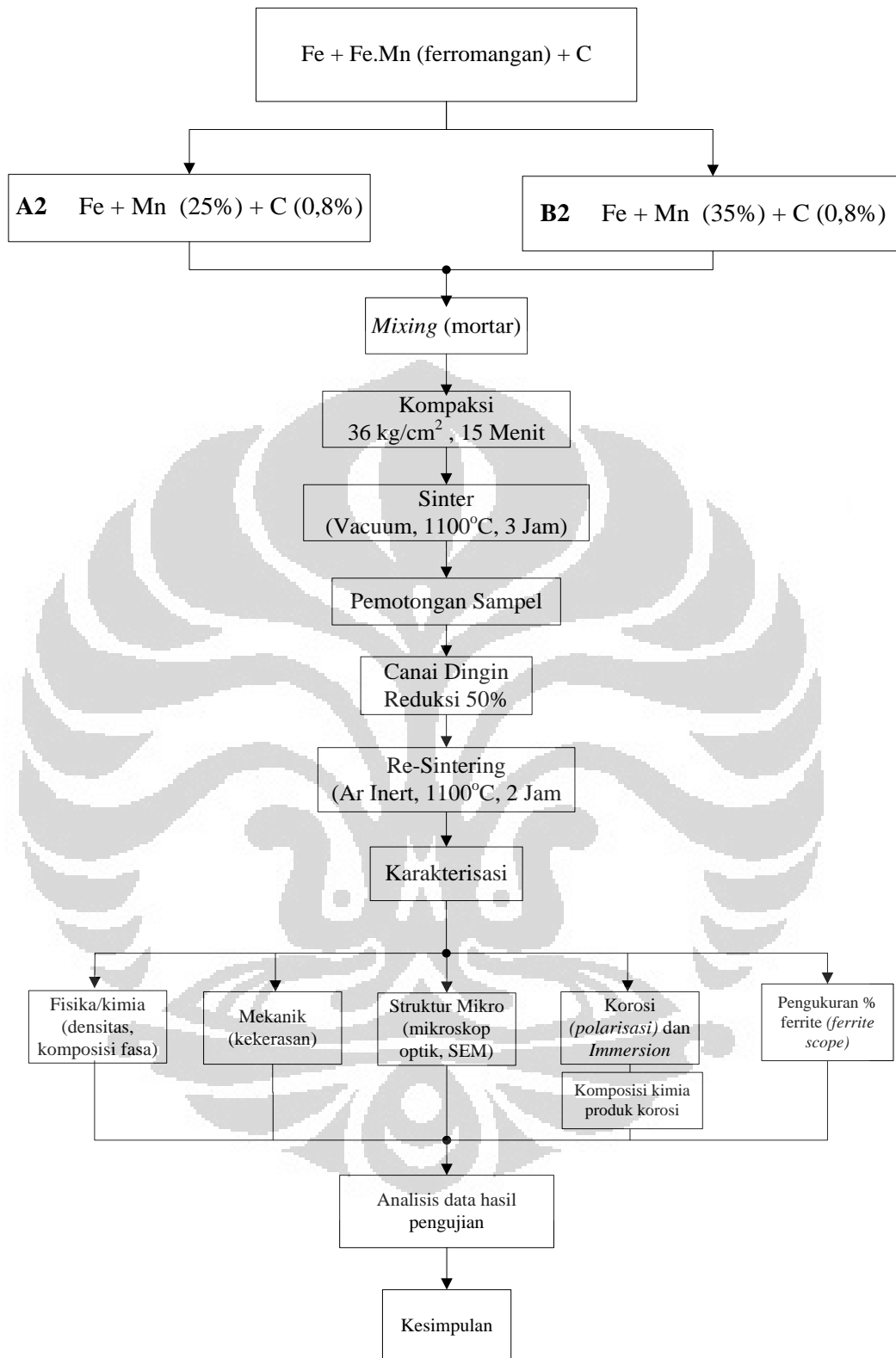
Pada penelitian kali ini pembuatan paduan Fe-Mn-C menggunakan bahan baku serbuk besi murni, ferromangan, dan karbon murni. Metode metalurgi serbuk digunakan untuk menjaga kemurnian dan meminimalkan pengotor padapaduan Fe-Mn-C. Proses pencampuran dilakukan dengan pemaduan mekanik sederhana (*mortar*). Proses kompaksi dilakukan dengan metode isotaktik satu arah dengan temperatur ruang sedangkan proses sinter dengan atmosfer inert dan tekanan vakum. Proses *post treatment* dilakukan dengan canai dingin dan *re-sinter* pada paduan Fe-Mn-C. Setelah *post treatment* dilakukan karakterisasi paduan Fe-Mn-C. Karakterisasi meliputi komposisi kimia, pengukuran densitas, mekanik, pola difraksi, laju korosi, dan kuantitas fasa ferit. Diagram alir pembuatan sampel Fe-Mn-C dan pengujian yang dilakukan dapat dilihat pada diagram alir berikut ini Gambar 3.1.

3.2 Material Serbuk Fe-Mn-C

Pada penelitian ini pembuatan paduan logam Fe-Mn-C dilakukan dengan mencampur serbuk Fe murni, serbuk ferromangan, dan serbuk karbon. Untuk mendapatkan serbuk ferromangan, logam ferromangan dalam bentuk batuan ditumbuk lalu diayak sampai dengan ukuran 170 *mesh*. Berikut tabel komposisi serbuk yang digunakan

Tabel 3.1. Tabel komposisi serbuk yang digunakan

Jenis Serbuk	Merk Dagang	Kemurnian (%)	Ukuran serbuk (μm)
Fe	-	99	53
Ferromangan	<i>Medium Carbon</i>	Mn 76,15	<88
	Ferro	C 1,89	
	Manganese	Si 1,47	
		S 0,007	
		P 0,16	
Karbon	-	99	-



Gambar 3.1. Diagram alir penelitian

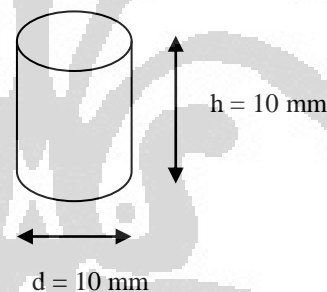
3.3 Persiapan Serbuk

Pada penelitian kali ini serbuk ferromangan didapatkan dengan menumbuk bongkahan ferromangan dengan mortar. Setelah itu dilakukan pengayakan hasil tumbukan logam ferromangan sampai dengan ukuran *mesh* #170 ($<88\mu\text{m}$). Setelah pengayakan, serbuk besi, serbuk karbon, dan serbuk ferromangan akan ditimbang dengan komposisi massa untuk mendapatkan komposisi Fe-Mn-C yang diinginkan yaitu **A2** Fe-25Mn-0,8C dan **B2** Fe-35Mn-0,8C.

3.4 *Mixing* Serbuk

Pencampuran Serbuk besi, serbuk karbon, dan serbuk ferromangan dilakukandi dalam mortar. Hal ini dilakukan agar terjadi *mechanical alloying* pada pencampuran serbuk tersebut.

Untuk spesifikasi bentuk dan ukuran sampel, dimensi sampel yang diinginkan adalah silinder dengan tinggi dan diameter sebesar 10 mm seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3.2.



Gambar 3.2. Bentuk dan dimensi sampel

Volume dari sampel dihitung dengan rumus volume silinder:

$$\text{Volume} = \frac{\pi d^2}{4} \times h$$

dengan : d= diameter silinder

h = tinggi silinder

Setelah dihitung dengan rumus di atas didapat volume sampel sebesar $0,785 \text{ cm}^3$.

Densitas (ρ) yang diinginkan adalah $7,8 \text{ g/cm}^3$. Maka massa sampel yang dibutuhkan dihitung dengan persamaan:

$$\rho = \frac{m}{V}$$

Massa sampel yang dibutuhkan adalah 6 gram. Untuk mendapatkan komposisi serbuk Fe-25Mn-0,8C dan Fe-35Mn-0,8C maka dihitung berat masing-masing serbuk:

Tabel 3.2. Perbandingan berat serbuk dan ferromangan yang digunakan

Sampel	Serbuk Fe (gram)	Fe-Mn (gram)	Serbuk C (gram)
A2 (Fe-25Mn-0,8C)	4,019	1,97	0,015
B2 (Fe-35Mn-0,8C)	3,28	2,76	-

3.5 Kompaksi

Pada penelitian kali ini dilakukan proses kompaksi dengan variabel sebagai berikut:

- Tekanan : 36 kg/cm²
- Arah tekanan : isostatik (satu arah)
- Waktu kompaksi : 15 menit
- Temperatur : temperatur ruang

3.6 Sinter

Proses sinter pada penelitian ini menggunakan *vacuum furnace* dengan variabel percobaan sebagai berikut:

- Gas : Argon (inert)
- Temperatur : 1100°C
- Tekanan : 1 X 10⁻⁵ mBar
- Waktu Tahan : 3 jam

Pemilihan temperatur 1100°C untuk temperatur tahan sinter didasarkan pada perhitungan *software* yang menunjukkan bahwa pada 1100°C, pada sampel A2 (Fe-25Mn-0,8C) dan B2 (Fe-35Mn-0,8C) akan terbentuk fasa tunggal austenit. Sinter dilakukan dengan *vacuum furnace* (Vactech, Inc) di Universitas Kebangsaan Malaysia.

3.7 Pematangan Sampel

Untuk memudahkan proses canai dingin, sampel hasil sinter dipotong untuk diujikan masing-masing pengujian. Sampel dipotong menjadi 4 bagian dengan 3

bagian mempunyai tebal 2 mm dan sisanya 4 mm. Pemotongan dilakukan dengan mesin *low speed diamond cutting* di Departemen Fisika Fakultas MIPA Universitas Indonesia. Metode ini dipilih untuk memastikan keakurasian pemotongan dan minimnya massa sampel yang terbuang saat proses pemotongan Gambar 3.3.



Gambar 3.3. Alat *low speed diamond cutting*

3.8 Perlakuan mekanis (Canai Dingin)

Setelah dilakukan pemotongan sampel, sampel-sampel tersebut diukur menggunakan jangka sorong untuk memastikan ketebalan hasil pemotongan. Setelah itu sampel A2 dan B2 hasil potongan dilakukan perlakuan canai dingin dengan % deformasi sebesar 50% dan menggunakan pelumas minyak. Proses canai dingin dilakukan di Laboratorium Pembentukan Logam Departemen Metalurgi dan Material Fakultas Teknik Universitas Indonesia. Berikut spesifikasi mesin canai dingin :

- Kapasitas : 20 tonF
- Maksimal *roll gap* : 15 mm
- Dimensi roll : 104 x 140 mm
- *Rolling speed* : 8 m/menit
- Torsi : 71.8 kg.m

3.9 *Re-Sintering*

Setelah dilakukan proses canai dingin, beberapa sampel hasil canai dingin dilakukan perlakuan termal dengan *re-sintering* dengan spesifikasi sebagai berikut:

- Atmosfir Gas: Ar (inert)
- Temperatur: 1100°C
- Waktu Tahan: 2 jam

Re-sintering dilakukan dengan Indotherm HT-16S *Furnace* (Gambar 3.4.) dengan aliran gas Ar di Badan Tenaga Nuklir Nasional (BATAN) Kawasan PUSPIPTEK Serpong, Tangerang.

Spesifikasi Gas Ar yang digunakan :

- Purity Ar : > 99,999 %
- O₂ : < 3 ppm
- N₂ : < 4 ppm
- H₂O : < 2 ppm
- H/C as CH₄ : < 1 ppm



Gambar 3.4. Dapur pemanas dengan aliran gas Indotherm

3.10 Pengujian Sampel

Sampel yang digunakan untuk pengujian adalah sampel hasil *post treatment* (canai dingin + *re-sintering*). Pengujian yang dilakukan adalah pengujian densitas (persen porositas) , uji SEM dan EDAX, struktur mikro, *x-ray diffraction* (XRD), polarisasi, celup, kekerasan Rockwell A, dan *ferrite scope*.

3.10.1 Pengujian Densitas

Pengujian densitas atau kerapatan massa dapat dilakukan dengan menggunakan prinsip perbandingan massa material di udara dengan massa material di dalam air. Massa material di dalam air akan berbeda dengan massanya di udara akibat adanya gaya ke atas atau gaya Archimedes. Pengujian densitas dilakukan dengan standard ASTM A378-88. Nilai kerapatan massa sampel bisa diperoleh dari persamaan berikut :

$$\rho_{s\text{ampel}} = \frac{M_u}{M_a} \rho_{air}$$

Sedangkan untuk menghitung nilai porositas hasil percobaan dengan menggunakan persamaan berikut :

$$\%Porositas = \frac{\rho_{teoritis} - \rho_{percobaan}}{\rho_{teoritis}} \times 100\%$$



Gambar 3.5. Proses pengujian densitas pada sampel

3.10.2 Pengamatan Struktur Mikro

Pada pengamatan mikroskop optik, etsa yang digunakan adalah (picral + Teepol 2% vol. + 3 tetes HCl) . Pengamatan pada mikroskop optik bertujuan untuk melihat fasa apa yang terbentuk. Pengamatan dengan mikroskop optik dilakukan dengan perbesaran 200X, 500X, dan 1000X.

3.10.3 Pengamatan Scanning Electron Microscope (SEM) dan EDAX

Pengamatan struktur mikro yang dilakukan dengan menggunakan dan *scanning electron microscope* (SEM) pada sampel A2 dan B2 hasil *post*

treatment. Pengamatan dilakukan untuk melihat fasa apa yang terbentuk dan persebarannya.

Pengamatan dengan SEM dilakukan untuk mengetahui persebaran Fe, Mn, dan C dengan menggunakan mode *back scattered electron*. Keberadaan porositas juga diamati pada SEM dengan menggunakan mode *secondary electron* dan *line scanning*. Pengamatan dengan SEM dilakukan pada mesin SEM di ruangan uji SEM Departemen Metalurgi dan Material Fakultas Teknik Universitas Indonesia dengan *scanning electron microscope* LEO 420i.

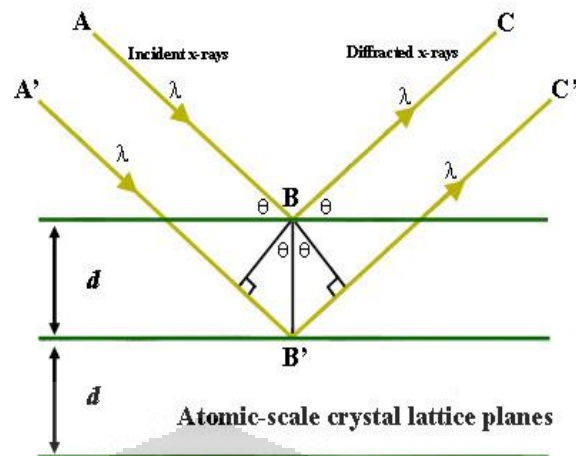


Gambar 3.6. Alat SEM LEO 420i

3.10.4 Pengujian XRD

Pengujian X-Ray diffraction (XRD) dilakukan pada sampel A2 dan B2. Pengujian XRD bertujuan untuk mengetahui fasa apa yang terbentuk setelah hasil canai dingin dan *re-sintering*. Pengujian XRD dilakukan di Lab Terpadu Universitas Islam Nasional Syarif Hidayatullah Jakarta dengan mesin Shimadzu XRD-7000 seperti pada Gambar 3.8.

Karakterisasi pengujian XRD didasarkan pada pola difraksi kristal saat ditembakkan dengan sinar X pada sudut yang berbeda. Pada XRD jarak antar kisi (*d-spacing*) dari kristal yang digunakan untuk karakterisasi Skema difraksi sinar X ke sampel dapat dilihat pada Gambar 3.7.



Gambar 3.7. Skema difraksi sinar-X pada sampel XRD ^[42].

D-spacing kristal setiap fasa adalah unik. Hukum Bragg digunakan sebagai perhitungan untuk menghitung *d-spacing* dari suatu sampel:

$$n \lambda = 2d \sin \theta$$

Dimana:

n = orde

λ = panjang gelombang

d = jarak antar kisi (*d-spacing*)

θ = sudut pantul



Gambar 3.8. Alat XRD Shimadzu XRD-7000.

3.10.5 Pengujian Polarisasi

Pengujian polarisasi dilakukan untuk mengetahui laju korosi dari kedua sampel. Pengujian dilakukan pada sampel A2 dan B2 hasil *post treatment*. Pengujian polarisasi dilakukan sesuai standard ASTM G5. Larutan elektrolit yang digunakan adalah larutan ringer laktat dan larutan Hanks'. Temperatur yang

Universitas Indonesia

digunakan adalah $\pm 37^{\circ}\text{C}$ karena temperatur tubuh manusia adalah 37°C . Larutan tersebut dipakai karena bersifat isotonik dengan elektrolit dalam darah [43]. Kandungan larutan ringer laktat dan larutan Hanks' ditunjukkan pada Tabel 3.3. di bawah.

Tabel 3.3. Kandungan senyawa yang terkandung pada larutan ringer laktat dan larutan Hanks' s^[43].

Senyawa	Ringer Laktat (gr/L)	Larutan Hanks' (gr/L)
NaCl	6,00	8,0
KCl	0,30	0,40
CaCl₂	0,20	0,72
C₃H₅NaO₃	3,10	-
NaHCO₃	-	0,35
KH₂PO₄	-	0,25
Na₂HPO₄.2H₂O	-	0,12
MgCl₂	-	1,00
MgSO₄.7H₂O	-	0,06
Glukosa	-	1,00

Penambahan laju korosi ditandai dengan adanya penambahan rapat arus korosi sesuai dengan persamaan dibawah ini [44]:

$$\text{Laju Korosi} = \frac{KIEw}{\rho}$$

Dengan :

K : Konstanta ($3.27 \times 10^{-3} \text{ mm g}/\mu\text{A.cm.y}$)

I : Rapat arus korosi

ρ : Densitas

EW : *Equivalent weight*

Setelah itu laju korosi dari sampel A2 dan B2 dibandingkan. Pengujian polarisasi dilakukan di Laboratorium Korosi Departemen Metalurgi dan Material Fakultas Teknik Universitas Indonesia dengan menggunakan Autolab dan perhitungan laju korosi dilakukan dengan *software* Nova.



Gambar 3.9.Skema pemasangan alat pengujian polarisasi.

3.10.6 Pengujian Celup

Pengujian celup dilakukan untuk mengetahui laju korosi dari sampel A2 dan B2 dengan melihat pengurangan berat (*weight loss*) selama rentan waktu tertentu. Larutan yang digunakan pada pengujian celup adalah larutan Hank's. Persiapan sampel dan penghitungan laju korosi pada pengujian celup sesuai dengan ASTM G31-72.

$$\text{Laju Korosi} = \frac{K \cdot W}{D \cdot A \cdot T}$$

Keterangan :

K : Konstanta (mmpy = $8,76 \times 10^4$)

W : Pengurangan berat (g)

D : Densitas sampel (g/cm^3)

A : Luas permukaan (cm^2)

T : Waktu celup (jam)

3.10.7 Pengujian Kekerasan Makro

Pengujian kekerasan makro pada penelitian kali ini menggunakan metode Rockwell A. Metode ini adalah metode yang paling umum digunakan untuk mengukur kekerasan karena sederhana dan tidak memerlukan keahlian khusus. Adapun skala beban dan indenter yang digunakan pada pengujian ini adalah Rockwell skala A dengan indenter intan dan beban 60 kgf [35]. Pengujian

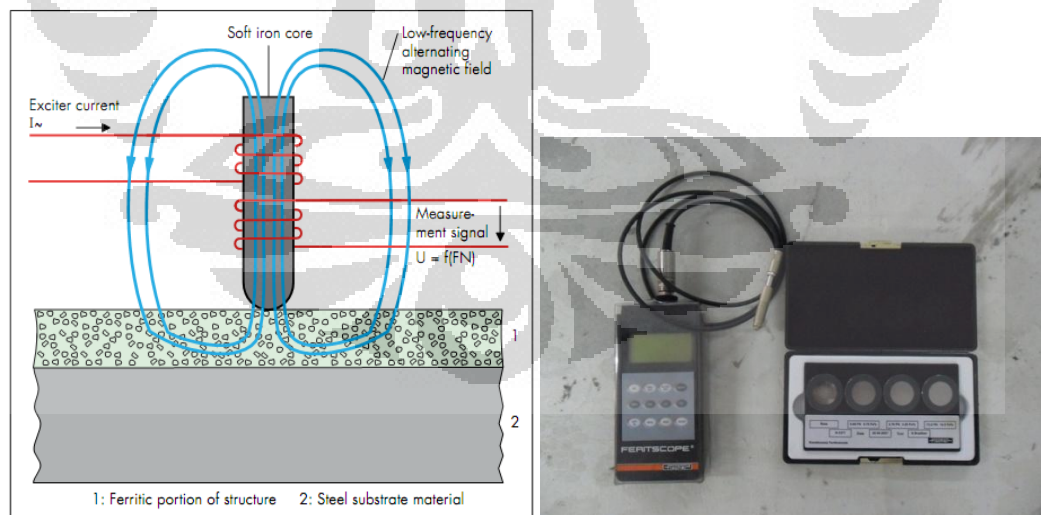
kekerasan dilakukan dengan alat Rockwell MC di laboratorium PT. FSCM Pulo Gadung.



Gambar 3.10. Alat uji kekerasan Rockwell MC

3.10.8 Pengujian Kuantitas Fasa Ferit

Pengujian kuantitas fasa ferit dilakukan untuk mengetahui persentase fasa ferit pada sampel A2 dan B2 dengan menggunakan *feritescope*. *Feritescope* menggunakan metode induksi magnetik yang dihasilkan pada fasa ferit. Fasa ferit merupakan fasa ferromagnetik sehingga dapat terdeteksi oleh *feritescope*. Proses kerja alat *feritescope* dapat dilihat pada Gambar 3.11. dibawah ini .



Gambar 3.11. (a) Simulasi cara kerja *feritescope*^[45]; (b) *Feritescope* merk Fischer yang digunakan pada penelitian.

BAB 4 HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Dimensi dan Komposisi Unsur Sampel

Pada sampel A2 (Fe-25Mn-0,8C) dan B2 (Fe-35Mn-0,8C) dilakukan pengukuran ketebalan setelah dilakukan proses canai dingin untuk memperoleh % deformasi aktual. Pengukuran komposisi kimia pada sampel A2 dan B2 secara aktual juga dilakukan dengan EDAX area dan titik.

4.1.1 Dimensi Ketebalan Setelah Canai Dingin

Pada penelitian ini sampel uji dilakukan perlakuan mekanis canai dingin dengan % reduksi ketebalan sebesar 50%. Sebelum dilakukan proses canai dingin sampel dipotong terlebih dahulu menjadi beberapa bagian dengan alat *low speed cutting*. Dimensi hasil pemotongan dan reduksi ketebalan pada sampel uji bisa dilihat pada Tabel 4.1.

Tabel 4.1. Hasil pengukuran ketebalan benda uji sebelum dan sesudah proses canai dingin.

Kode Sampel	No Sampel	% Deformasi (teoritis)	% Deformasi (aktual)
A2	1	50	47.37
	2	50	46.15
	3	50	50.00
	4	50	47.62
	5	50	46.30
	6	50	50.60
B2	1	50	45.00
	2	50	45.83
	3	50	48.00
	4	50	50.00
	5	50	50.48

Dari data Tabel 4.1. terlihat perbedaan % deformasi teoritis dengan % deformasi aktual dari setiap sampel uji. Perbedaan yang terjadi pada nilai deformasi akhir sampel uji ini disebabkan adanya mekanisme *roll flattening* pada saat proses canai [35]. Ketika benda uji masuk kedalam *roller*, terjadi interaksi, terjadi interaksi antara *roller* dengan material, *roll* melakukan tekanan dan material mengalami reaksi. Jika benda uji memiliki kekerasan yang cukup tinggi,

reaksi yang terjadi akan meningkat sehingga mengakibatkan *roller* terdeformasi secara elastis.

4.1.2 Komposisi Kimia

Komposisi kimia secara aktual pada sampel A2 (Fe-25Mn-0,8C) dan B2((Fe-35Mn-0,8C)sebelum dan sesudah dilakukan *post treatment* dengan pengujian EDAX pada setiap sampel. Data unsur-unsur yang terkandung pada sampel dapat dilihat pada Tabel 4.2., Tabel 4.3., dan Tabel 4.4.

Tabel 4.2. Hasil EDAX area A2 dan B2 sebelum *post treatment*

Komposisi (%unsur)	A2 (Fe-25Mn-0,8C)(%)	B2(Fe-35Mn-0,8C)(%)
C	0,20	0,29
O	2,86	7,57
Si	1,20	2,04
Mn	24,47	38,77
Fe	71,27	51,33
Total	100%	100%

Tabel 4.3. Hasil EDAX area A2 dan B2 setelah *post treatment*

Komposisi (%unsur)	A2 (Fe-25Mn-0,8C)(%)	B2(Fe-35Mn-0,8C)(%)
C	3,71	1,69
Si	1,01	1,62
Mn	18,25	35,32
Fe	77,1	61,36
Total	100%	100%

Tabel 4.4. Hasil EDAX titik A2 dan B2 setelah *post treatment*

Komposisi (%unsur)	A2 (Fe-25Mn-0,8C)(%)	B2(Fe-35Mn-0,8C)(%)
C	0,30	0,10
O	4,21	-
Si	-	0,60
Mn	22,99	32,07
Fe	72,49	67,22
Total	100%	100%

Tabel.4.3. dan Tabel 4.4. merupakan hasil pengujian komposisi aktual EDAX area dan titik setelah dilakukan *post treatment*. Pada penelitian kali ini menggunakan hasil pengujian komposisi aktual EDAX area dengan mempertimbangkan luasnya daerah yang terdeteksi oleh EDAX dan tingkat ketelitian yang lebih baik daripada pengujian komposisi aktual EDAX titik.

4.2 Densitas dan Porositas

Hasil uji densitas dan porositas pada sampel A2 (Fe-18Mn-3,7C) dan B2 (Fe-35Mn-1,7C) setelah proses *post treatment* (canai dingin + *re-sintering*) dilihat pada Tabel 4.4. densitas sampel (ρ_d) merupakan densitas yang didapatkan setelah menghitung berat kering dan berat dalam air pada sampel. Sedangkan berat teoritis (ρ_t) didapatkan dengan perhitungan hukum campuran pada sampel.

Sampel A2(Fe-18Mn-3,7C) setelah dilakukan perlakuan mekanis canai dingin dan *re-sintering* mempunyai densitas 7.33 g/cm^3 dengan persentase porositas sebesar 5.20 % .Sampel B2(Fe-35Mn-1,7C) setelah dilakukan perlakuan mekanis canai dingin dan *re-sintering* mempunyai densitas 7.00 g/cm^3 dengan persentase porositas sebesar 9.04 % .

Tabel 4.5.Perbandingan hasil uji densitas sampel A2 dan B2 sebelum dan sesudah *post treatment*

Sampel	Densitas Sampel (ρ_d) (gram/cm ³)	Densitas Teoritis (ρ_t) (gram/cm ³)	Porositas (%)
A2(Fe-18Mn-3,7C)(<i>Re-sintering</i>)	7.33	7.71	5.20
B2(Fe-35Mn-1,7C)(<i>Re-sintering</i>)	7.00	7.67	9.04
A2 ^{[46]*}	6.36	7.71	17.51
B2 ^{[46]*}	5.82	7.67	24.12

* sampel tanpa perlakuan canai dingin dan *re-sintering*

Dari hasil pengujian, sampel A2(Fe-18Mn-3,7C) dan B2 (Fe-35Mn1,7C) hasil *re-sintering*, mengalami peningkatan persentase porositas seiring dengan peningkatan mangan pada sampel. Hal ini sesuai dengan literatur yang menyebutkan unsur Mn dapat mengalami sublimasi yang dimulai pada

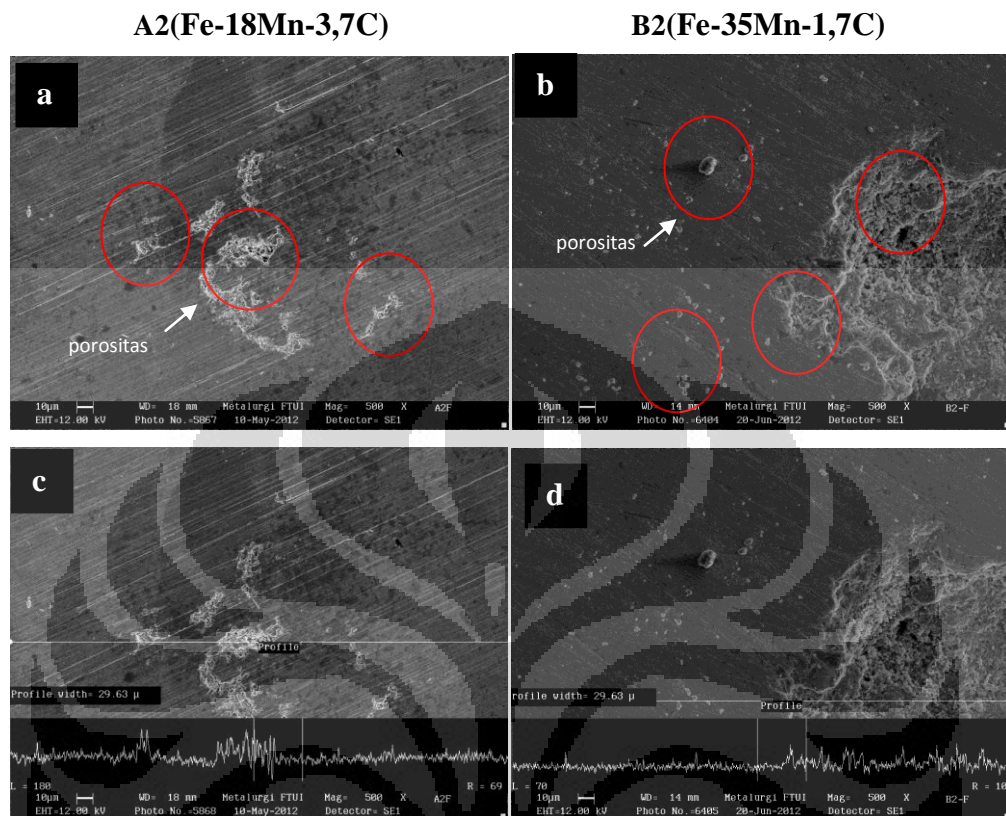
temperatur 600°C. Sublimasi mangan menyebabkan terjadinya ruang kosong yang menyebabkan terjadinya porositas pada sampel [31].

Perbandingan dengan sampel A2 (Fe-24Mn-0,2C) dan B2(Fe-38Mn-0,3C) sebelum dilakukan *post treatment* [46] memperlihatkan adanya peningkatan massa jenis dan pengurangan porositas pada sampel setelah dilakukan *post treatment* canai dengan dan *re-sintering*. Hal ini sesuai dengan penelitian sebelumnya dimana terjadi peningkatan densitas dan porositas pada material metalurgi serbuk setelah mengalami proses canai dingin dan *re-sintering*. Peningkatan densitas terjadi karena poros yang sebelumnya terdapat pada material mengalami pemampatan atau mengecil akibat adanya gaya kompresi dari canai dingin dengan reduksi 50%. Proses *re-sintering* mengakibatkan poros yang telah mengecil mengalami *neck growth* dan menyebabkan pengurangan porositas pada sampel [4, 38].

4.3 Morfologi Porositas

Morfologi porositas pada sampel A2(Fe-18Mn-3,7C) dan B2 (Fe-35Mn-1,7C) hasil *post treatment* diamati dengan menggunakan SEM dengan metode *secondary electrone* dengan *line scanning*. Foto morfologi porositas sampel dapat dilihat pada Gambar 4.1.

Pengamatan SEM dengan metode *secondary electrone* (SE) dapat dilihat pada Gambar 4.1. (a) untuk sampel A2 (Fe-18Mn-3,7C) dan (b) untuk sampel B2 (Fe-35Mn-1,7C) dengan perbesaran 100X , terlihat pada kedua sampel masih terdapat porositas dipermukaan walupun telah mengalami proses canai dingin dan *re-sintering* . pada Tabel 4.3. hasil pengujian porositas juga memperlihatkan masih terdapat porositas pada kedua sampel dengan nilai < 10%. Pengujian dengan menggunakan metode *line scanning* juga memperlihatkan permukaan sampel yang mempunyai porositas. Grafik garis yang menurun pada *line scanning* menunjukkan adanya porositas pada sampel, garis yang datar menunjukkan permukaan sampel yang datar. *Line scanning* akan mengikuti kontur permukaan sampel sehingga dapat diketahui porositas yang terjadi pada sampel. Hal ini juga terjadi pada penelitian sebelumnya dimana masih terdapat porositas pada sampel Fe-35Mn dengan perlakuan canai dingin dan *re-sintering* [4].



Gambar 4.1. Hasil Pengamatan SEM dengan metode *secondary electron* (SE) pada sampel (a) A2(Fe-18Mn-3,7C) dan (b) B2(Fe-35Mn-1,7C) dengan perbesaran 100X. Hasil pengamatan dengan *line scanning* pada gambar (c) A2(Fe-18Mn-3,7C) dan (d) B2(Fe-35Mn-1,7C)

4.4 Persebaran Fasa

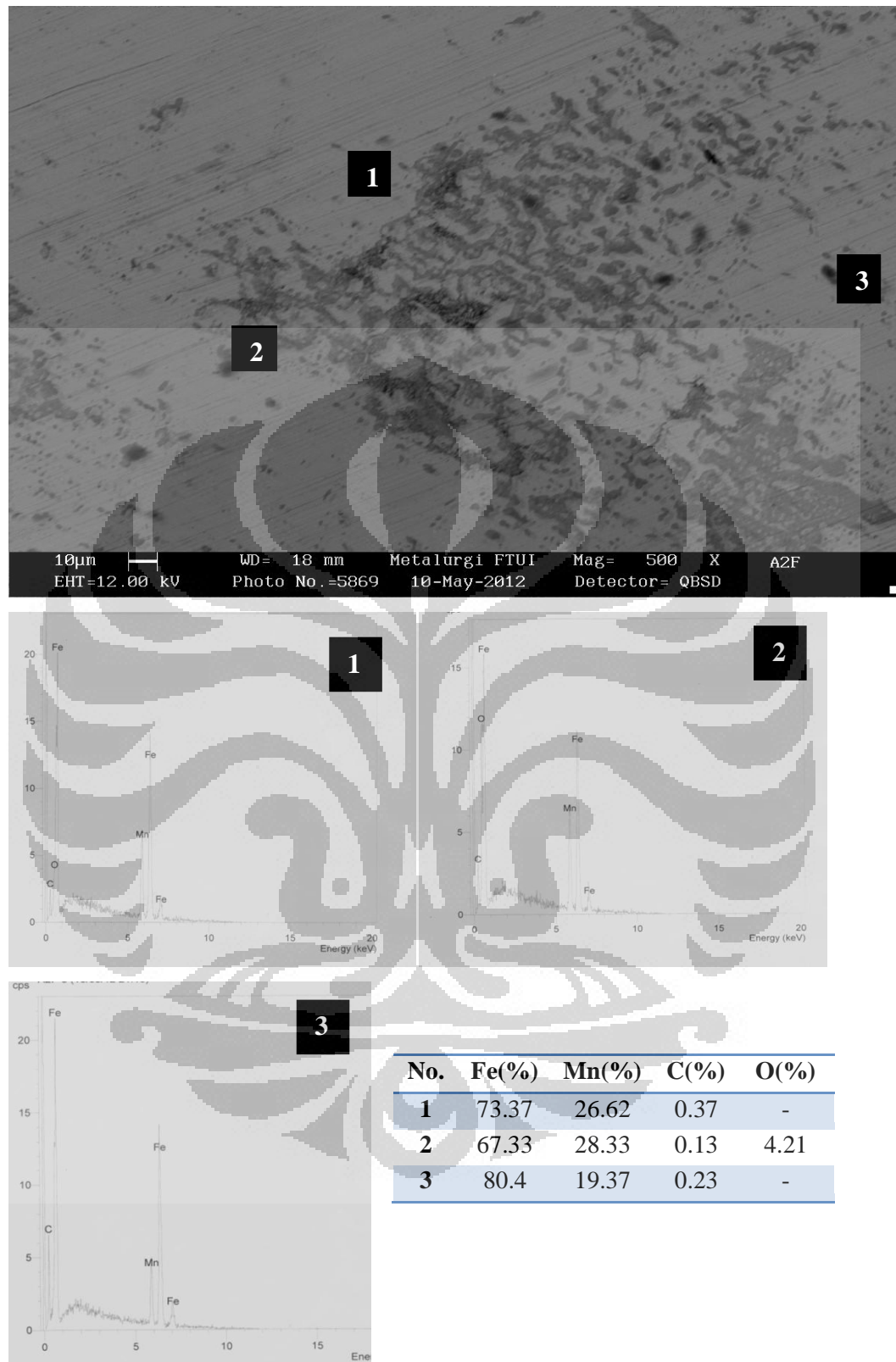
Pengamatan dengan SEM metode *back scattered electron* juga dilakukan pada sampel A2(Fe-18Mn-3,7C) dan B2(Fe-35Mn-1,7C) setelah *post treatment* untuk mengetahui persebaran fasa pada sampel hasil *re-sintering* dan komposisi dari fasa yang terdeteksi dengan EDAX titik.

Pengamatan SEM dengan metode BSE perbesaran 500X dan EDAX juga memperlihatkan terjadinya persebaran fasa pada sampel A2(Fe-18Mn-3,7C) hasil *post treatment* seperti terlihat pada Gambar 4.2. Dengan menggunakan metode EDAX beberapa titik pada foto sampel yang memiliki kontras berbeda, dapat diketahui komposisi fasa-fasa yang terkandung pada sampel A2(Fe-18Mn-3,7C) hasil *post treatment*.

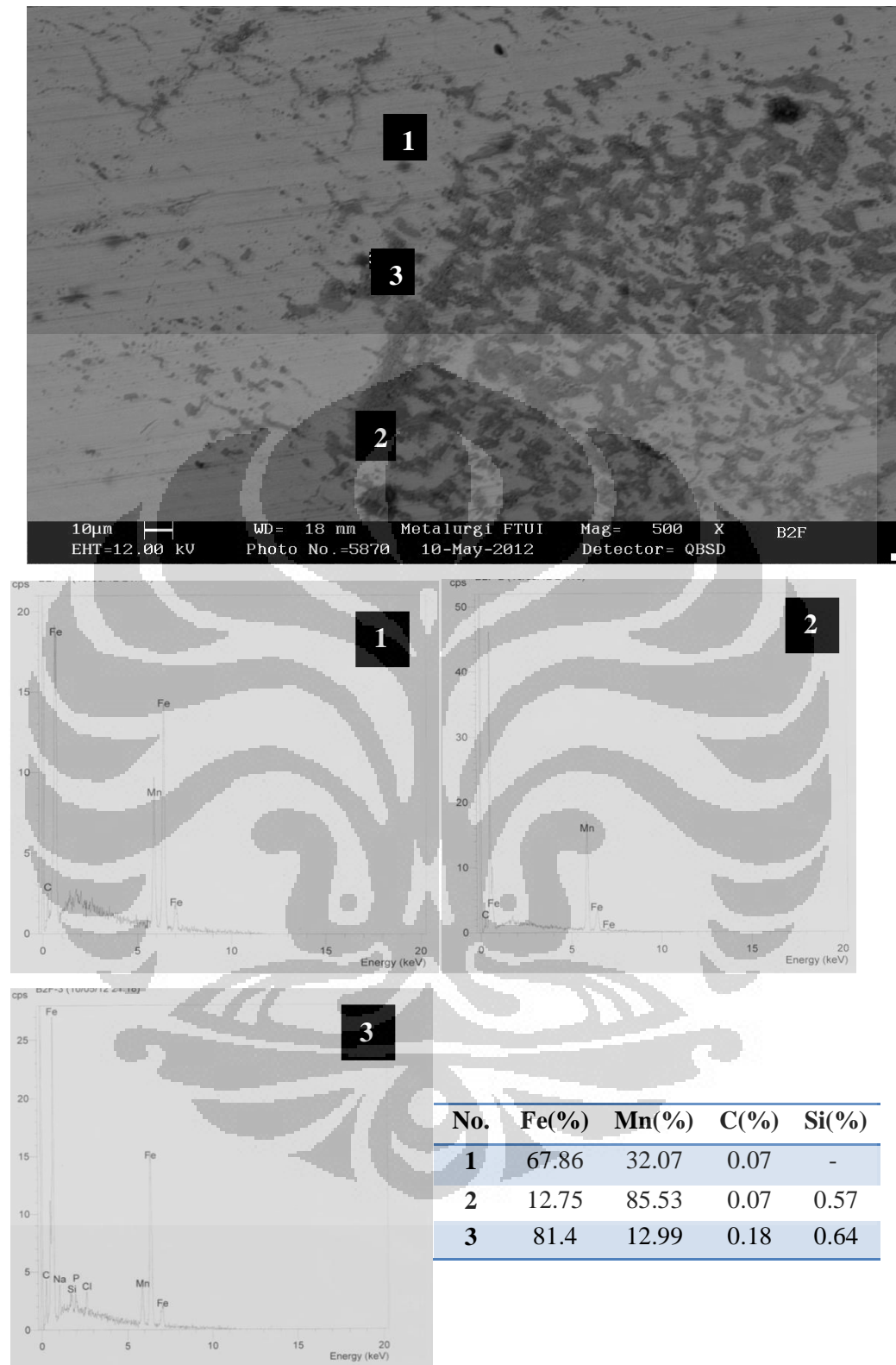
Pada foto SEM yang dapat dilihat pada Gambar 4.2. warna putih pada angka (1) menunjukkan fasa tersebut kaya akan unsur Fe dan Mn dengan komposisi masing-masing unsur 73,37 % dan 26,62 %. Fasa yang berwarna putih ini mempunyai komposisi yang mirip pada unsur awal sampel A2 (Fe-18Mn-3,7C) warna abu-abu yang ditunjukkan pada angka (2) menunjukkan fasa tersebut mempunyai komposisi unsur yang mirip dengan fasa (1) hanya saja komposisi unsur Mn lebih tinggi yaitu 28,33 % . Pada pengujian EDAX titik pada angka (3) menunjukkan komposisi fasa Mn yang lebih sedikit yaitu sekitar 19,37%. Fasa Mn yang lebih sedikit juga ditandai dengan terdapatnya porositas yang berada disekitar daerah angka (3), yang membuktikan terjadinya difusi mangan dengan proses sublimasi. Mangan bersublimasi menjadi Mn *vapour* , lalu Mn *vapour* akan menyelimuti permukaan Fe dan berdifusi kedalam. Tempat yang ditinggalkan oleh Mn yang bersublimasi akan kosong, membentuk porositas ,dan mempunyai komposisi Mn yang lebih sedikit [31, 47].

Pengamatan SEM dengan metode BSE perbesaran 500X dan EDAX juga memperlihatkan terjadinya persebaran fasa pada sampel B2(Fe-35Mn-1,7C) hasil *post treatment* seperti terlihat pada Gambar 4.3. Dengan menggunakan metode EDAX beberapa titik pada foto sampel yang memiliki kontras berbeda, dapat diketahui komposisi fasa-fasa yang terkandung pada sampel B2(Fe-35Mn-1,7C) hasil *post treatment*.

Pada foto SEM yang dapat dilihat pada Gambar 4.3. warna putih pada angka (1) menunjukkan fasa tersebut kaya akan unsur Fe dan Mn dengan komposisi masing-masing unsur 67,86 % dan 32,07 % . Fasa yang berwarna putih ini mempunyai komposisi yang mirip pada unsur awal sampel B2 (Fe-35Mn-1,7C) warna abu-abu yang ditunjukkan pada angka (2) menunjukkan fasa tersebut mempunyai komposisi unsur Mn yang tinggi sekitar 85.53%. Pada pengujian EDAX titik pada angka (3) menunjukkan komposisi fasa Mn yang lebih sedikit yaitu sekitar 12,99% . Fenomena ini sama dengan yang terjadi pada A2(Fe-18Mn-3,7C), dimana terjadi difusi Mn *vapour* atau sublimasi Mn yang menyebabkan daerah sekitar porositas mempunyai unsur Mn yang lebih sedikit [47].



Gambar 4. 2. Hasil pengamatan SEM dengan metode BSE dan EDAX titik beberapa daerah pada sampel A2 (Fe-18Mn-3,7C) hasil *post treatment*



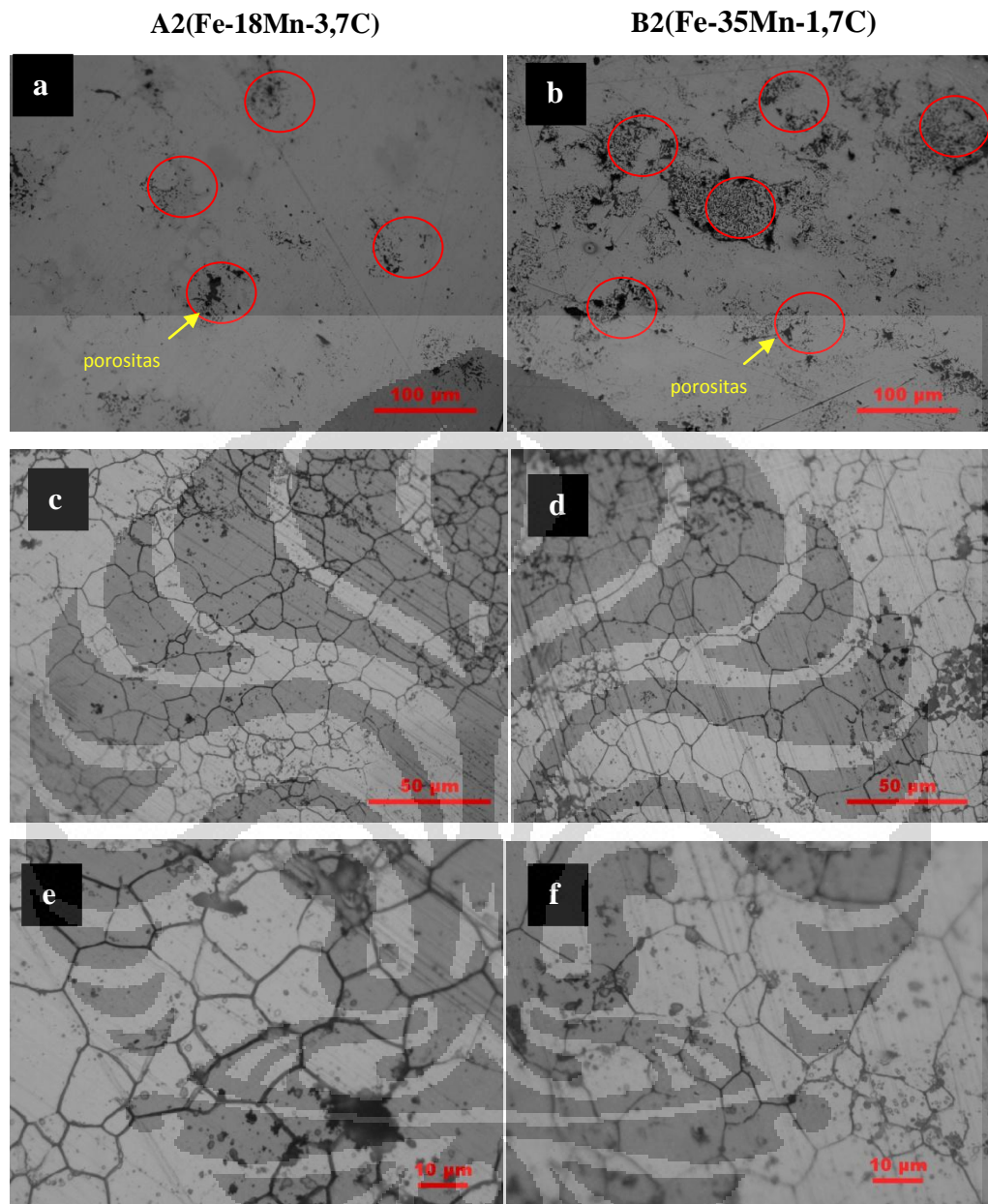
Gambar 4. 3. Hasil pengamatan SEM dengan metode BSE dan EDAX titik beberapa daerah pada sampel B2 (Fe-35Mn-1,7C) hasil *post treatment*

4.5 Struktur Mikro

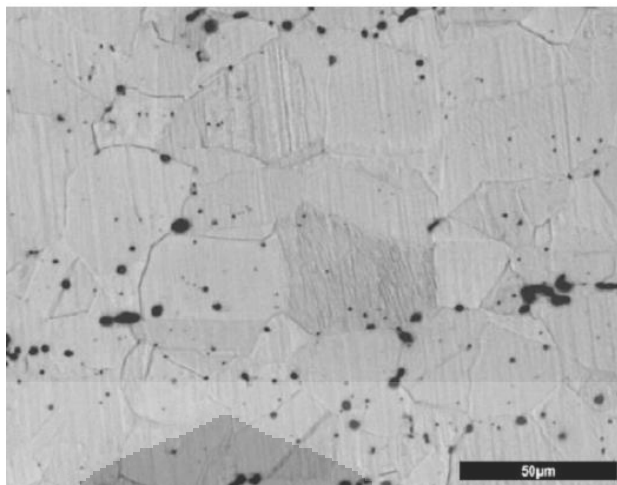
Hasil struktur mikro dengan mikroskop optik pada sampel hasil *post treatment* (canai dingin + *re-sintering*) A2 (Fe-18Mn-3,7C) dan B2 (Fe-35Mn-1,7C) dapat dilihat pada Gambar 4.4. dibawah ini.

Pengamatan dengan mikroskop optik seperti pada Gambar 4.4. (a) dan (b) dengan sampel *non-etching* dengan perbesaran 200X dilakukan untuk mengetahui persebaran porositas yang terjadi pada kedua sampel A2 (Fe-18Mn-3,7C) dan B2 (Fe-35Mn-1,7C) hasil *post treatment*. Hasil pengamatan pada foto (a) A2(Fe-18Mn-3,7C) dan (b) B2 (Fe-35Mn-1,7C) memperlihatkan sampel A2(Fe-18Mn-3,7C) mempunyai permukaan porositas yang lebih sedikit daripada B2(Fe-35Mn-1,7C), porositas ditandai dengan lingkaran merah pada kedua foto. Hal ini dikarenakan jumlah unsur Mn yang lebih banyak pada sampel B2(Fe-35Mn-1,7C) menyebabkan lebih banyak terjadinya difusi Mn *vapour* pada sampel B2(Fe-35Mn-1,7C), sehingga sampel B2(Fe-35Mn-1,7C) mempunyai lebih banyak porositas daripada A2(Fe-18Mn-3,7C) [48].

Pengamatan dengan mikroskop optik pada Gambar 4.4. (c), (d), (e), dan (f) dengan etsa (picral + 3 tetes HCl + 2% vol. Teepol) , perbesaran 500X untuk foto (c) dan (d), dan perbesaran 1000X untuk foto (e) dan (f). Hasil foto memperlihatkan dengan jelas batas butir austenit dan beberapa porositas batas butir pada sampel A2(Fe-18Mn-3,7C) maupun B2(Fe-35Mn-1,7C). Foto batas butir yang mirip juga diperlihatkan penelitian sebelumnya pada sampel Fe-35Mn hasil canai dingin dan *re-sintering* pada Gambar 4.5.



Gambar 4.4. Foto pengamatan non-etsa dari sampel setelah *re-sintering* (a) A2 (Fe-18Mn-3,7C) dan (b) B2 (Fe-35Mn-1,7C) perbesaran 200X. Pengamatan dengan etsa dengan perbesaran 500X (c) A2(Fe-18Mn-3,7C) dan (d) B2(Fe-35Mn-1,7C). Dengan perbesaran 1000X (e) A2(Fe-18Mn-3,7C) dan (f) B2(Fe-35Mn-1,7C).



Gambar 4.5.Foto mikrostruktur literatur pada sampel Fe-35 Mn hasil canai dingin dan *re-sintering* berulang^[4].

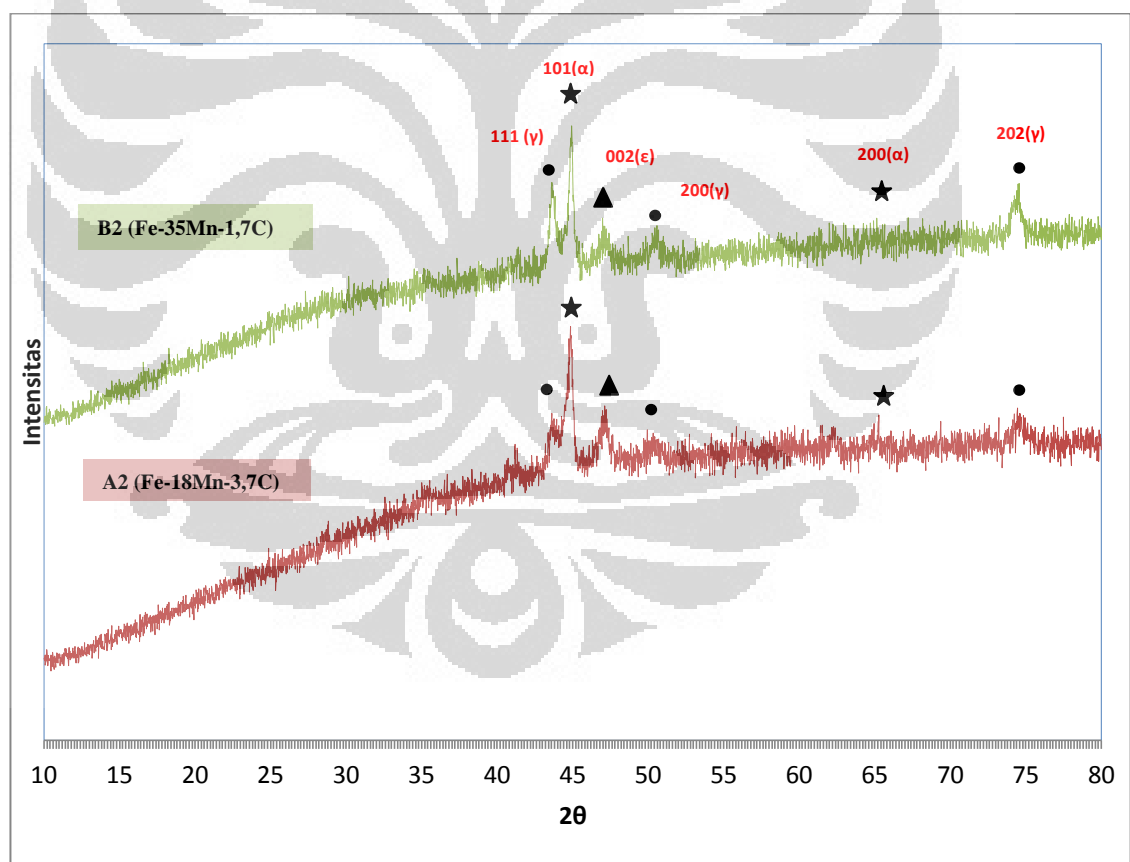
4.6 Struktur Fasa

Penentuan struktur fasa dengan menggunakan XRD pada sampel A2 (Fe-18Mn-3,7C) dan B2 (Fe-35Mn-1,7C) dilakukan untuk mengetahui fasa-fasa yang terbentuk setelah proses *post treatment*. Pada Gambar 4.6. dapat terlihat grafik pola difraksi pada sampel A2(Fe-18Mn-3,7C) dan B2(Fe-35Mn-1,7C).

Hasil pola difraksi pada grafik diolah dengan menggunakan *software* ‘Match’ untuk mengetahui fasa-fasa dengan melihat kisi kristal pada puncak-puncak pola difraksi. Pada Gambar 4.6. dapat dilihat pada sampel A2 (Fe-18Mn-3,7C) kisi-kisi kristal fasa austenit terlihat sesuai dengan puncak-puncak pada database *software* ‘match’ yaitu (111), (200), dan (202). Fasa ferit juga terlihat pada puncak-puncak intensitas dengan kisi kristal (101) dan (200). Sedangkan pada fasa martensit terlihat pada puncak intensitas dengan kisi kristal (002).

Hasil pola difraksi pada grafik diolah dengan menggunakan *software* ‘Match’ untuk mengetahui fasa-fasa dengan melihat kisi kristal pada puncak-puncak pola difraksi. Pada Gambar 4.6. dapat dilihat pada sampel B2 (Fe-35Mn-1,7C) kisi-kisi kristal fasa austenit terlihat sesuai dengan puncak-puncak pada database *software* ‘Match’ yaitu (111), (200), dan (202). Fasa ferit juga terlihat pada puncak-puncak intensitas dengan kisi kristal (101) dan (200). Sedangkan pada fasa martensit terlihat pada puncak intensitas dengan kisi kristal (002).

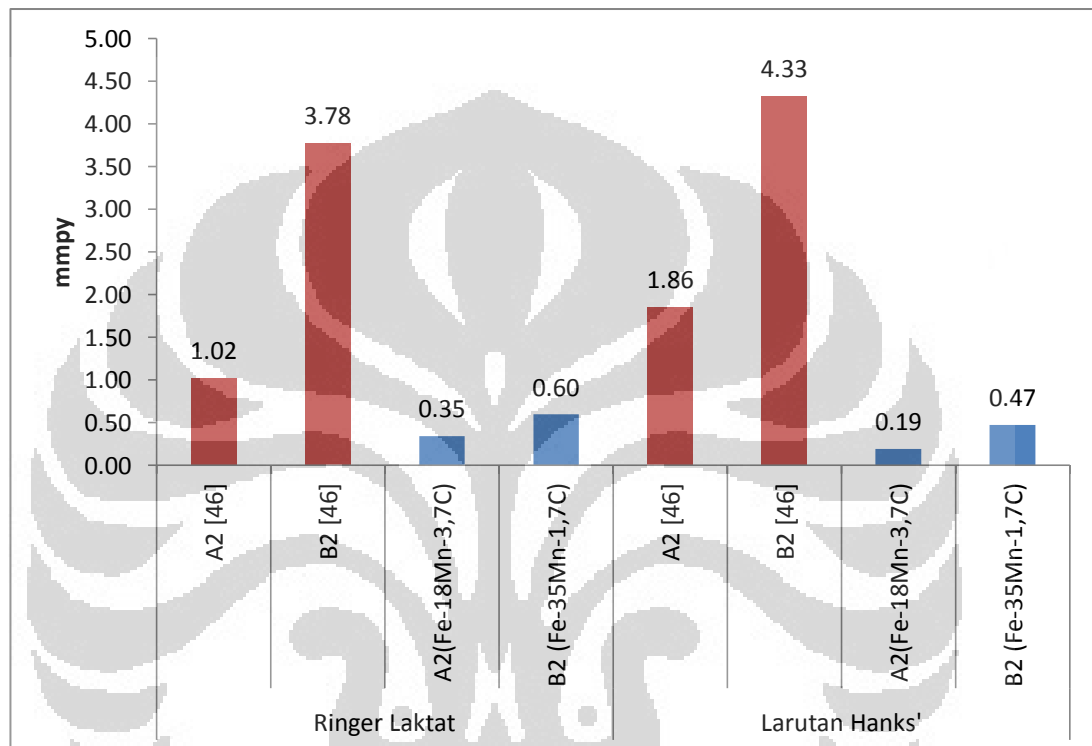
Fasa austenit merupakan fasa yang diinginkan pada sampel A2 (Fe-18Mn-3,7C) maupun B2(Fe-35Mn-1,7C), tetapi terbentuk fasa ferit dan martensit setelah mengalami *post treatment*. Pembentukan fasa ferit dapat terjadi karena terjadinya *self-cleaning effect of manganese* pada atmosfer sinter [31]. Fenomena ini mengakibatkan terdapat beberapa bagian sampel mempunyai fasa ferit akibat sublimasi unsur mangan ke atmosfer sinter. Pembentukan fasa martensit dapat terbentuk oleh deformasi plastis yang terjadi pada sampel karena mengalami proses canai dingin. Martensit terbentuk karena terjadinya *stacking faults* baru dan diikuti dengan pertumbuhan fasa martensit yang disebabkan mekanisme slip geser. Selain itu pembentukan martensit dapat terjadi karena peningkatan M_s (*martensite start*) yang terjadi karena pengurangan unsur mangan pada kedua sampel [49].



Gambar 4.6. Perbandingan hasil pengujian XRD pada sampel A2(Fe-18Mn-3,7C) dan B2(Fe-35Mn-1,7C) hasil *post treatment* (canai dingin + *re-sintering*).

4.7 Laju Korosi Diperlambat

Pada pengujian polarisasi dengan ringer laktat dan larutan Hank's pada temperatur $\pm 37^\circ\text{C}$ yang dilakukan pada sampel A2(Fe-18Mn-3,7C) dan B2(Fe-35Mn-1,7C) setelah dilakukan *post treatment* dan perbandingannya dengan sampel A2(Fe-24Mn-0,2C) dan B2(Fe-38Mn-0,3C) sebelum dilakukan *post treatment* [46] dapat dilihat pada Gambar 4.7.

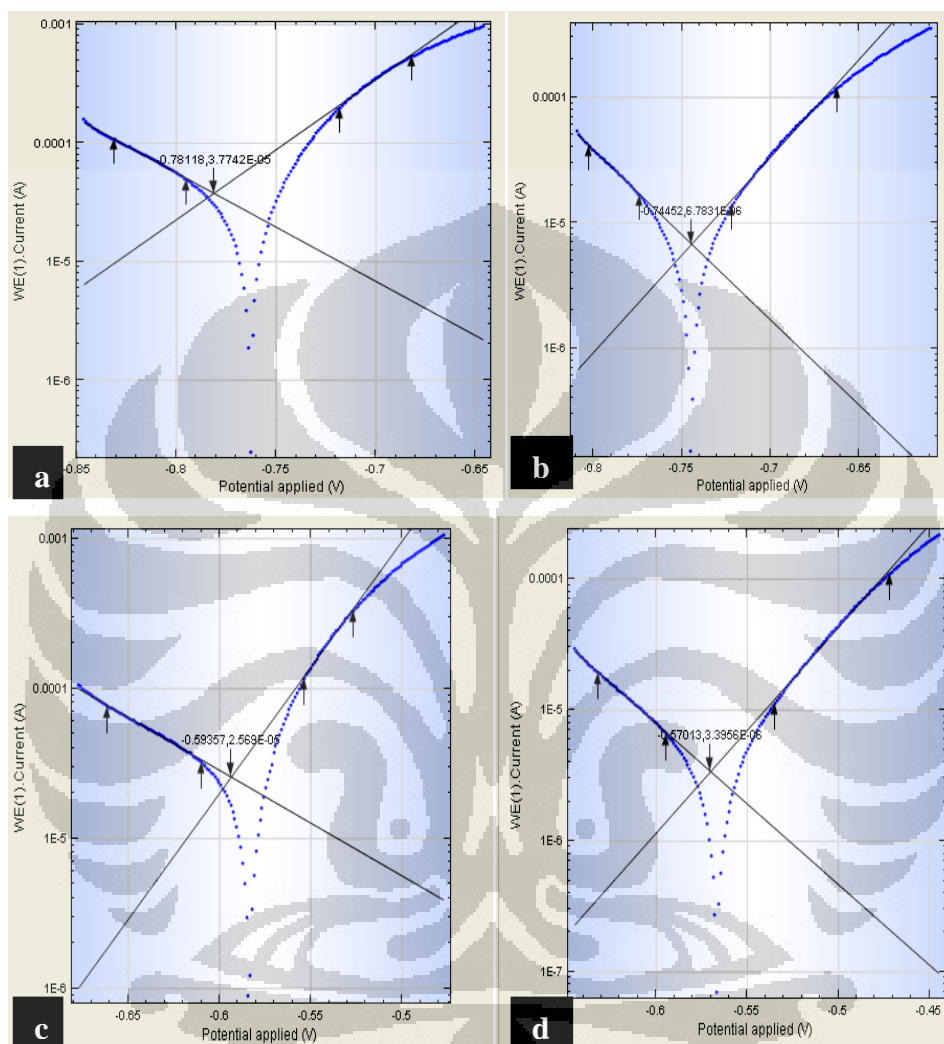


Gambar 4.7. Perbandingan laju korosi dengan metode polarisasi sampel sebelum^[46] dan sesudah *post-treatment* pada ringer laktat dan larutan Hank's.

Pada Gambar 4.7. dapat dilihat sampel A2(Fe-18Mn-3,7C) hasil *post treatment* dengan larutan ringer laktat mempunyai laju korosi 0,35 mmpy, sedangkan sampel A2(Fe-24Mn-0,2C) sebelum dilakukan *post treatment* pada penelitian sebelumnya mempunyai laju korosi cukup tinggi yaitu 1,03 mmpy. Pada sampel B2(Fe-35Mn-1,7C) hasil *post treatment* mempunyai laju korosi 0,60 mmpy, sedangkan sampel B2(Fe-28Mn-0,3C) sebelum dilakukan *post treatment* mempunyai laju korosi 3,78 mmpy.

Pada Gambar 4.7. dapat dilihat sampel A2(Fe-18Mn-3,7C) hasil *post treatment* dengan larutan Hank's mempunyai laju korosi 0,19 mmpy, sedangkan sampel A2(Fe-24Mn-0,2C) sebelum dilakukan *post treatment* pada penelitian

sebelumnya mempunyai laju korosi yaitu 1,86 mmpy. Pada sampel B2(Fe-35Mn-1,7C) hasil *post treatment* mempunyai laju korosi 0,47 mmpy, sedangkan sampel B2(Fe-28Mn-0,3C) sebelum dilakukan *post treatment* mempunyai laju korosi 4,33 mmpy.

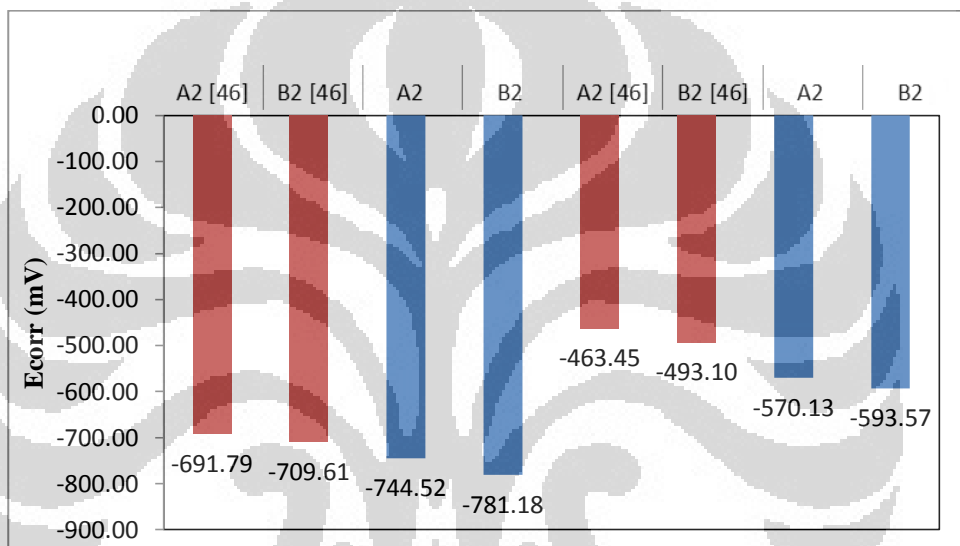


Gambar 4.8. Perbandingan grafik polarisasi pada sampel (a) A2 (Fe-18Mn-3,7C) dan (b) B2 (Fe-35Mn-1,7C) pada larutan ringer laktat. (c) A2 (Fe-18Mn-3,7C) dan (d) B2 (Fe-35Mn-1,7C) pada larutan Hank's.

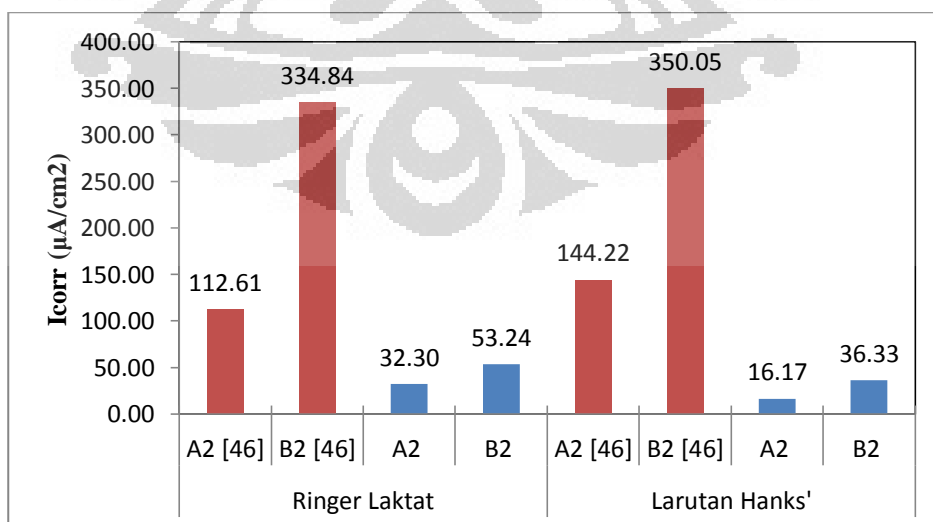
Pada Gambar 4.8. (a) dan (b) dapat dilihat kurva polarisasi sampel A2(Fe-18Mn-3,7C) dan B2(Fe-35Mn-1,7C) setelah *post treatment* pada larutan ringer laktat dengan temperatur $\pm 37^{\circ}\text{C}$. Pada kurva polarisasi sampel A2(Fe-18Mn-3,7C) didapatkan potensial korosi (E_{corr}) sebesar -744,52 mV dan rapat arus korosi sebesar (I_{corr}) sebesar $32,30 \mu\text{A}/\text{cm}^2$. Sedangkan pada kurva polarisasi sampel

B2(Fe-35Mn-1,7C) didapatkan potensial korosi (E_{corr}) sebesar -781,18 mV dan rapat arus korosi sebesar (I_{corr}) sebesar $53,24 \mu\text{A}/\text{cm}^2$.

Pada Gambar 4.8.(c) dan (d) dapat dilihat kurva polarisasi sampel A2(Fe-18Mn-3,7C) dan B2(Fe-35Mn-1,7C) setelah *post treatment* pada larutan Hank's dengan temperatur $\pm 37^\circ\text{C}$. Pada kurva polarisasi sampel A2(Fe-18Mn-3,7C) didapatkan potensial korosi (E_{corr}) sebesar -570,130 mV dan rapat arus korosi sebesar (I_{corr}) sebesar $16,17 \mu\text{A}/\text{cm}^2$. Sedangkan pada kurva polarisasi sampel B2(Fe-35Mn-1,7C) didapatkan potensial korosi (E_{corr}) sebesar -593,57 mV dan rapat arus korosi sebesar (I_{corr}) sebesar $36,33 \mu\text{A}/\text{cm}^2$.



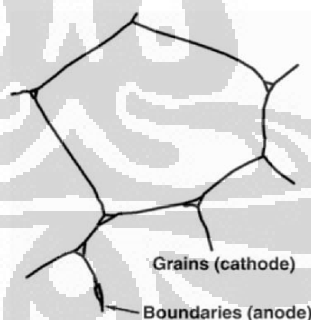
Gambar 4.9. Perbandingan nilai E_{corr} sampelsebelum^[46] dan sesudah *post-treatment* pada ringer laktat dan larutan Hank's.



Gambar 4.10. Perbandingan nilai I_{corr} sampelsebelum^[46] dan sesudah *post-treatment* pada ringer laktat dan larutan Hank's.

Pada Gambar 4.9. dan 4.10. dapat dilihat perbandingan potensial korosi E_{corr} dan rapat arus korosi I_{corr} pada sampel A2 dan B2 sebelum dan sesudah *post treatment*. Potensial korosi pada sampel sesudah *post treatment* mengalami peningkatan pada sampel A2 maupun B2. Rapat arus korosi pada sampel sesudah *post treatment* juga mengalami peningkatan pada sampel A2 maupun B2.

Perbedaan laju korosi seperti pada Gambar 4.7. yang cukup signifikan pada sampel A2(Fe-24Mn-0,2C) dan B2(Fe-38Mn-0,3C) sebelum *post treatment* dan sampel A2(Fe-18Mn-3,7C) dan B2(Fe-35Mn-1,7C) sesudah *post treatment* kemungkinan dapat disebabkan oleh beberapa hal, contohnya pada persentase porositas. Perbedaan persentase porositas pada sampel sebelum dan sesudah *post treatment* seperti pada Tabel 4.2. mempunyai peranan penting perbedaan laju korosi yang tinggi. Semakin banyak porositas semakin cepat laju korosi yang terjadi karena semakin banyak *microsites* atau *micro-corrosion cells*. *Microsites* seperti pada Gambar 4.11. mempunyai sifat yang lebih anodik sehingga dapat meningkatkan laju korosi pada sampel yang mempunyai porositas yang lebih banyak [44]. Selain itu dalam penelitian sebelumnya dengan sampel Fe-35Mn mempunyai hasil yang mirip. Pada sampel Fe-35Mn yang mempunyai porositas yang lebih sedikit mempunyai laju korosi yang lebih rendah [4, 49].

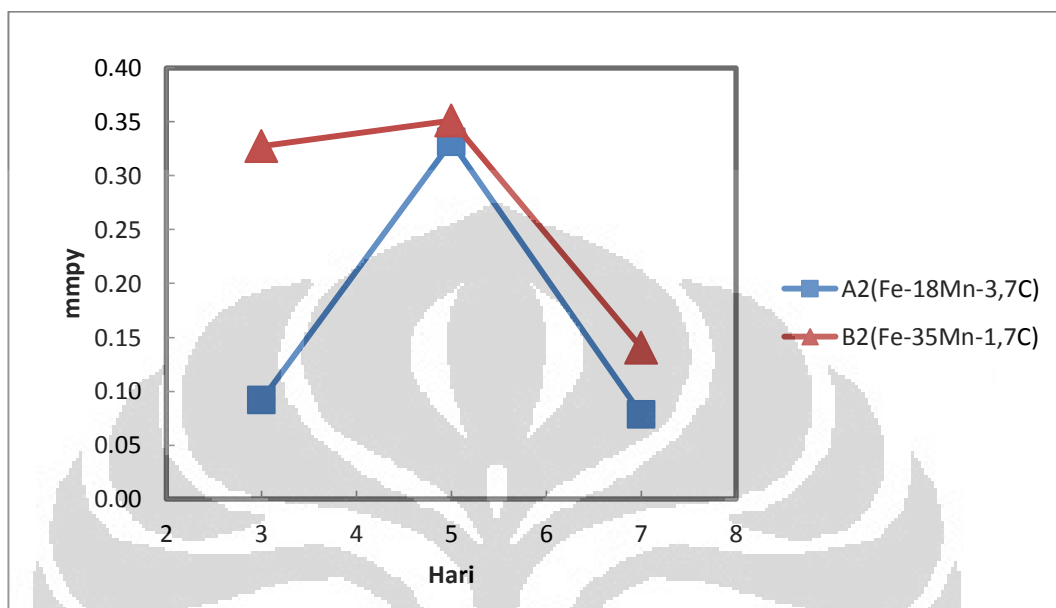


Gambar 4.11. *Microsites* atau *Micro-corrosion cells* ^[9].

Laju korosi pada sampel A2(Fe-18Mn-3,7C) dan B2(Fe-35Mn-1,7C) hasil *post treatment* jika dibandingkan dengan material *pure iron* dengan larutan ringer laktat [50] mempunyai laju korosi yang sedikit lebih tinggi yaitu sekitar 0,35 mmpy untuk material A2(Fe-18Mn-3,7C) dan 0,60 mmpy untuk material B2(Fe-35Mn-1,7C), sedangkan pada material *pure iron* mempunyai laju korosi sebesar 0,20 -0,22 mmpy.

4.7 Laju Korosi Celup dan Produk Korosi

Hasil pengujian celup dengan larutan Hank's sampel A2(Fe-18Mn-3,7C) dan B2(Fe-35Mn-1,7C) hasil *post treatment* dengan lama celup 3, 5, dan 7 hari dapat dilihat pada Gambar 4.12.

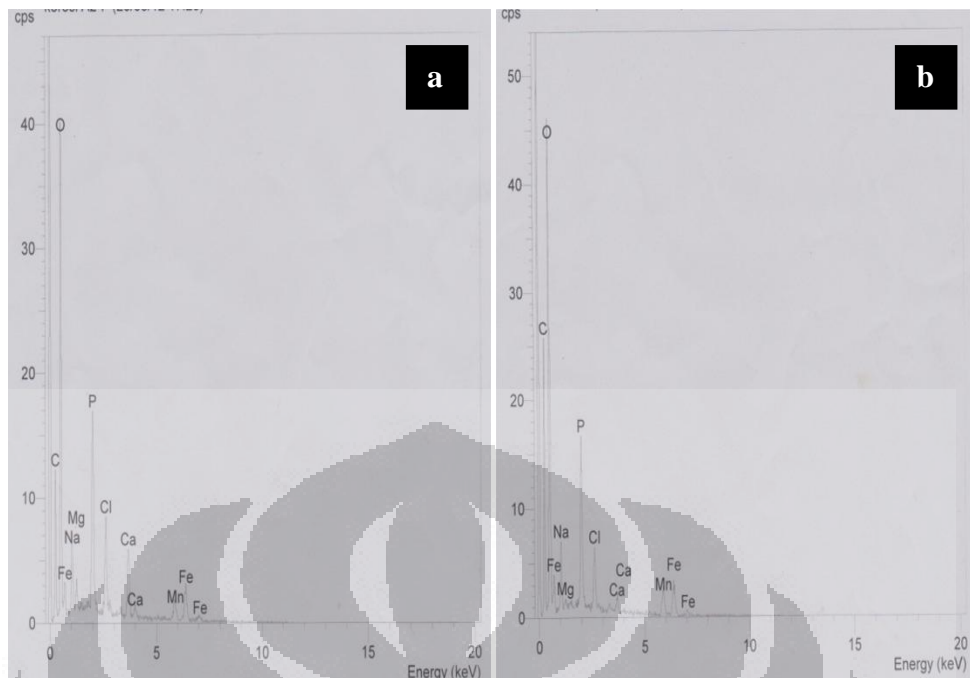


Gambar 4.12. Perbandingan laju korosi hasil ujicelup pada sampel A2(Fe-18Mn-3,7C) dan B2(Fe-35Mn-1,7C) hasil *post treatment*

Pada Gambar 4.12. dapat dilihat laju korosi yang terjadi pada sampel A2(Fe-18Mn-3,7C) dengan lama celup 3 hari, 5 hari dan 7 hari secara berturut-turut yaitu 0,09 ; 0,33 ; dan 0,07 mmpy. Laju korosi pada sampel B2(Fe-35Mn-1,7C) dengan lama celup 3 hari, 5 hari dan 7 hari secara berturut-turut yaitu 0,32 ; 0,35 ; dan 0,14 mmpy.

Laju korosi hasil pengujian celup pada kedua sampel memperlihatkan terjadinya laju korosi yang tinggi pada kedua sampel dari rentan waktu 3-5 hari, lalu laju korosi menurun pada percobaan celup 7 hari. Hal ini mungkin disebabkan sampel telah membentuk lapisan pasif dan lapisan hidroksida pada percobaan celup 7 hari pada kedua sampel. Percobaan sebelumnya dengan sampel Fe-35Mn hasil sintesis atmosfer N_2 juga menyebutkan semakin lama proses celup, laju korosi akan semakin menurun dalam kurun waktu 7 hari [44].

Pengujian EDAX juga dilakukan pada produk korosi hasil celup dengan larutan Hank's selama 5 hari. Grafik EDAX hasil produk korosi A2(Fe-18Mn-3,7C) dan B2(Fe-35Mn-1,7C) dapat dilihat pada Gambar 4.13.

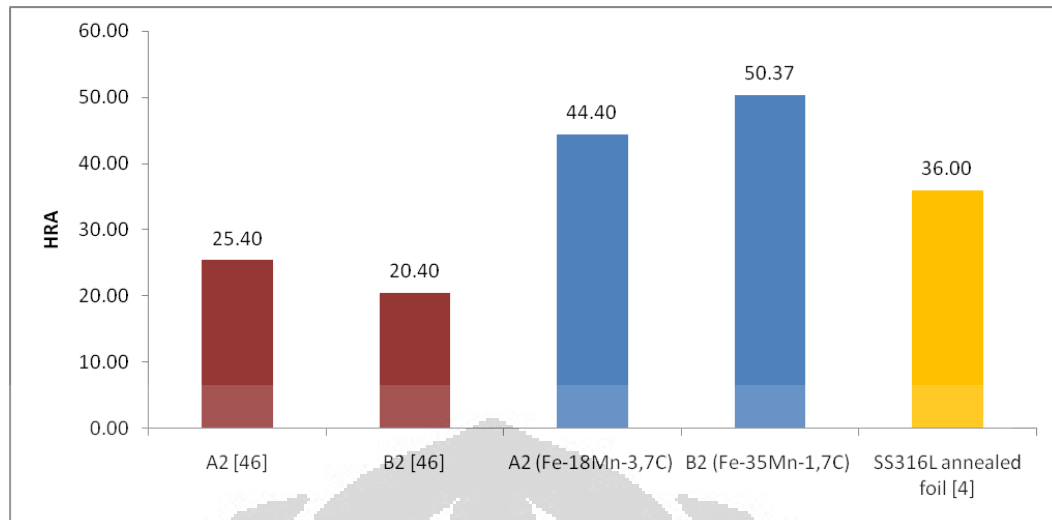


Gambar 4.13. Grafik EDAX hasil produk korosi hasil celup 5 hari dengan larutan Hank's (a) A2(Fe-18Mn-3,7C) dan (b) B2(Fe-35Mn-1,7C).

Hasil pengujian EDAX pada produk korosi permukaan hasil celup selama 5 hari dengan larutan Hank's memperlihatkan kadar P dan O yang cukup tinggi. Selain itu produk korosi juga mengandung Ca, hal ini mengindikasikan pada permukaan sampel yang terkorosi terdapat pembentukan lapisan Ca/P. Lapisan ini dapat menjadi pemicu terjadinya pembentukan *hydroxyapatite* yang mempunyai sifat biokompatibilitas baik, khususnya pada jaringan tulang. Pada penelitian sebelumnya lapisan ini juga terbentuk pada tahap akhir dari proses korosi pada paduan Fe-Mn dalam bentuk lapisan yang *agglomerate* [51].

4.8 Kekerasan Makro

Metode pengujian kekerasan makro menggunakan Rockwell A dengan beban indentasi 60 kgf. Pada Gambar 4.14. dapat dilihat hasil pengujian kekerasan pada sampel A2(Fe-18Mn-3,7C) hasil *post treatment* mempunyai kekerasan 44,40 HRA. Sampel B2(Fe-35Mn-1,7C) hasil *post treatment* mempunyai kekerasan 50,37 HRA.



Gambar 4.14. Grafik perbandingan kekerasan sampel A2 dan B2 sebelum^[46] dan sesudah *post treatment* dan SS316L (*gold standard*).

Dari hasil pengujian, dapat dilihat nilai kekerasan meningkat dengan penambahan Mn pada sampel A2 (Fe-18Mn-3,7C) dan B2 (Fe-35Mn-1,7C) hasil *post treatment*. Kenaikan nilai kekerasan disebabkan karena pengaruh unsur Mn yang merupakan salah satu unsur yang dapat meningkatkan sifat kekerasan pada baja, seperti halnya pada baja mangan austenitik. Persen porositas yang terlalu kecil pada sampel hasil *post treatment* seperti pada Tabel 4.3., membuat porositas tidak terlalu berpengaruh pada sifat kekerasan atau dengan kata lain sampel A2 dan B2 hasil *post treatment* mempunyai densitas yang hampir sama dengan material *as-cast*, sehingga unsur Mn lebih mempengaruhi nilai kekerasan pada sampel [52].

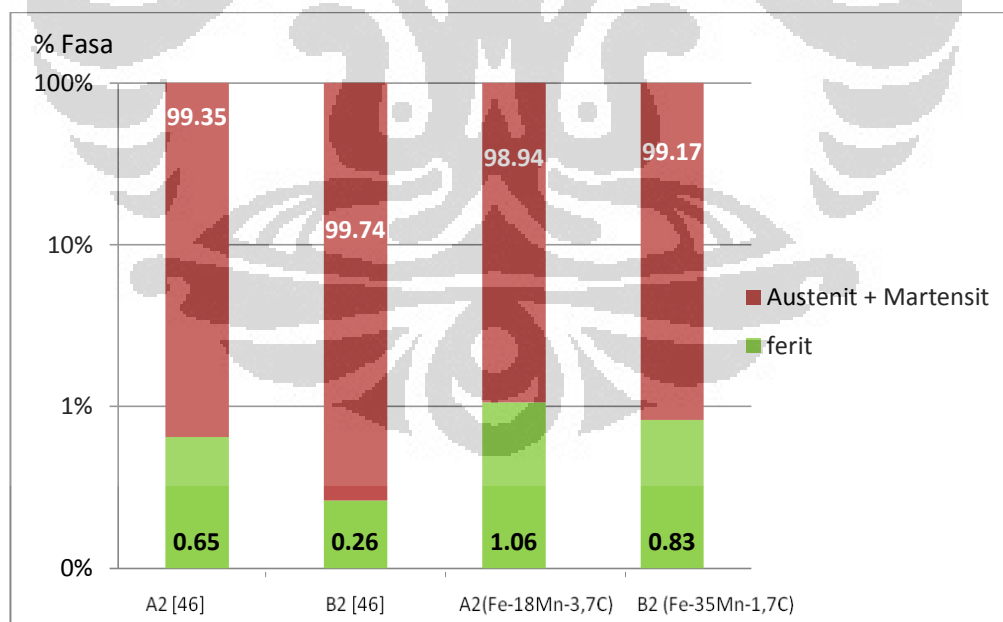
Perbandingan kekerasan A2(Fe-18Mn-3,7C) dan B2(Fe-35Mn-1,7C) sesudah *post treatment* (canai dingin dan *re-sintering*) dengan sampel A2(Fe-24Mn-0,2C) dan B2(Fe-38Mn-0,3C) sebelum mengalami *post treatment* memperlihatkan peningkatan kekerasan pada kedua sampel. Peningkatan kekerasan disebabkan karena kedua sampel sesudah *post treatment* mengalami proses *work hardening* dengan proses canai dingin. Canai dingin selain menyebabkan porositas menurun juga menyebabkan terjadinya *strain hardening* pada sampel. *Strain hardening* merupakan fenomena penumpukan dislokasi yang terjadi akibat interaksi antara dislokasi pada saat proses *cold work* dengan canai dingin. Akibat dari *strain hardening* ini terjadi peningkatan kekerasan pada sampel A2(Fe-18Mn-3,7C) dan

B2(Fe-35Mn-1,7C) sesudah *post treatment* [35]. Perbandingan dengan SS316L sebagai *gold standard* untuk aplikasi biomaterial *coronary stent* memperlihatkan sampel A2(Fe-18Mn-3,7C) dan B2(Fe-35Mn-1,7C) sesudah *post treatment* memiliki nilai kekerasan yang lebih tinggi daripada SS 316L.

4.9 Kuantitas Fasa Ferit

Hasil pengujian dengan *feritscope* untuk mengetahui fasa ferit yang terdapat pada sampel A2(Fe-18Mn-3,7C) dan B2(Fe-35Mn-1,7C) hasil *post treatment* dan perbandingannya dengan sampel A2(Fe-24Mn-0,2C) dan B2(Fe-38Mn-0,3C) sebelum *post treatment* dapat dilihat pada Gambar 4.15.

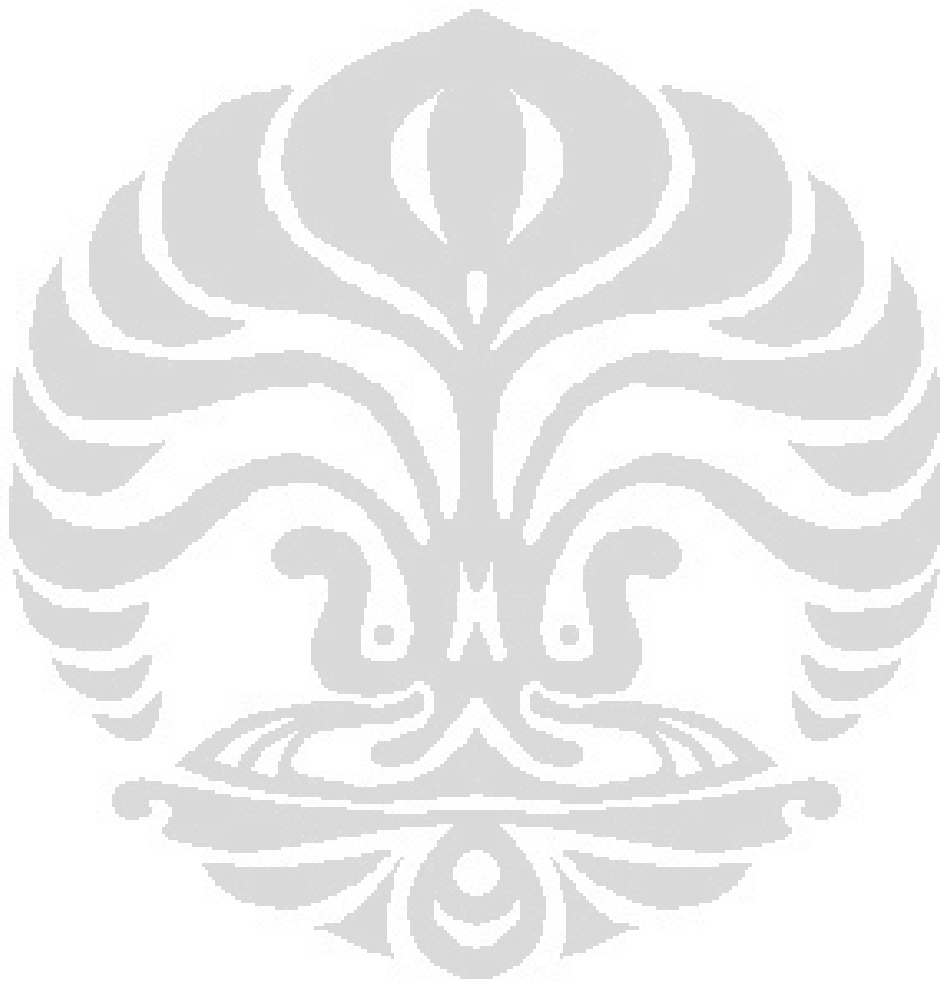
Pada Gambar 4.15. dapat terlihat perbandingan persentase ferit pada sampel sebelum dan sesudah *post treatment*. Pada sampel A2(Fe-18Mn-3,7C) sesudah *post treatment* didapatkan persentase ferit sebesar 1,06%, sedangkan pada sampel A2(Fe-24Mn-0,2C) sebelum *post treatment* didapatkan persentase ferit sebesar 0,65%. Pada sampel B2(Fe-35Mn-1,7C) sesudah *post treatment* didapatkan persentase ferit sebesar 0,83%, sedangkan pada sampel B2(Fe-38Mn-0,3C) sebelum *post treatment* didapatkan persentase ferit sebesar 0,26%.



Gambar 4.15. Perbandingan persentase ferit pada sampel A2 dan B2 sebelum^[46] dan sesudah *post treatment*.

Perbedaan fasa ferit yang terjadi pada sebelum dan sesudah *post treatment* disebabkan karena terjadinya *manganese vapour* pada saat proses *re-sintering*.

Pada penelitian sebelumnya dijelaskan Mn akan mengalami *self-cleaning effect* dengan cara sebagian unsur Mn akan mengalami sublimasi. *Manganese vapour* akan mengalami sublimasi ke atmosfer sinter dan akan bereaksi dengan oksigen yang terkandung dalam atmosfer sinter [31].



BAB 5 KESIMPULAN

Berdasarkan data dan analisa yang telah dilakukan pada penelitian ini maka dapat diambil beberapa kesimpulan, yaitu :

1. Proses *post treatment* (canai dingin dan *re-sintering*) dapat menurunkan porositas sebesar 12,31 % dan 15,08 % pada material hasil sinter Fe-18Mn-3,7C dan Fe-35Mn-1,7C.
2. Proses *post treatment* (canai dingin dan *re-sintering*) dapat meningkatkan kekerasan sebesar 19 HRA dan 30 HRA pada material hasil sinter Fe-18Mn-3,7C dan Fe-35Mn-1,7C.
3. Fasa yang terbentuk setelah dilakukan proses *post treatment* (canai dingin dan *re-sintering*) pada material Fe-18Mn-3,7C dan Fe-35Mn-1,7C adalah fasa austenit, ferit dan martensit. Kuantitas fasa yang terbentuk pada material Fe-18Mn-3,7C adalah ferit (1,06%) dan austenit + martensit (98,94%), sedangkan Fe-35Mn-1,7C adalah ferit (0,83%) dan austenit + martensit (99,17%).
4. Laju korosi pada material Fe-18Mn-3,7C dan Fe-35Mn-1,7C menurun setelah dilakukan proses *post treatment*. Pada larutan Hank's material Fe-18Mn-3,7C mempunyai laju korosi 0,19 mmpy, material Fe-35Mn-1,7C mempunyai laju korosi 0,47 mmpy. Pada larutan ringer laktat material Fe-18Mn-3,7C mempunyai laju korosi 0,35 mmpy, material Fe-35Mn-1,7C mempunyai laju korosi 0,60 mmpy. Laju korosi Fe-18Mn-3,7C dan Fe-35Mn-1,7C berada diantara laju korosi *pure iron* dan paduan Mg AM60-F sehingga layak dikembangkan sebagai biomaterial untuk *biodegradable stent*.
5. Pengujian celup dengan larutan Hank's dan EDAX produk korosi menunjukkan material Fe-18Mn-3,7C dan Fe-35Mn-1,7C setelah *post treatment* kemungkinan membentuk lapisan Ca/P dan lapisan hidroksida.
6. Struktur mikro pada material Fe-18Mn-3,7C dan Fe-35Mn-1,7C setelah proses *post treatment* memperlihatkan batas butir austenit dengan menggunakan etsa modifikasi (picral + 3 tetes HCl + 2% vol. Teepol).

DAFTAR REFERENSI

1. Junaidi, S. *Biomaterial Berbasis Logam*. 2009. 23Maret2012, <http://www.infometrik.com/2009/08/biomaterial-berbasis-logam>.
2. Alicea, L.A., Aviles, José I., Lopez, I. A., Mulero, L. E., Sanchez, L. A., *Mechanics Biomaterial : Stent*. Applications of Engineering Mechanics in Medicine, GED – University of Puerto Rico, Mayaguez, 2004.
23 Maret 2012
<http://academic.uprm.edu/~mgoyal/materialsmay2004/f04stents.pdf>.
3. E. Moore Jr, J., J. S. Soares, and K. R. Rajagopal, *Biodegradable Stents: Biomechanical Modeling Challenges and Opportunities*. Cardiovascular Engineering and Technology, 2010. **1**: p. 52–65.
4. Hermawan, H., Alamdari, H., Mantovani, D., Dube, Dominique, *Iron–manganese: new class of metallic degradable biomaterials prepared by powder metallurgy*. Powder Metallurgy, 2008. **51**: p. 1.
5. Williams, D.F., *On the nature of biomaterials*. Biomaterials, 2009. **30**(30): p. 5897-5909.
6. Bidhendi, H.R.A. and M. Pouranvari, *Corrosion Study of Metallic Biomaterials in Simulated Body Fluid*. Metalurgija-MJoM 2011. **17**: p. 13-22.
7. Smallman, R.E. and R.J. Bishop, *Biomaterial*, in *Modern Physical Metallurgy and Materials Engineering (Sixth edition)*. 1999, Butterworth-Heinemann: Oxford. p. 436-437
8. Singh, R. and N.B. Dahotre, *Corrosion degradation and prevention by surface modification of biometallic materials*. J Mater Sci: Mater Med, 2007. **18**: p. 725–751.
9. Park, J. and R. Lakes, *Introduction Biomaterials*. 2007, Springer New York. p. 1-16.
10. Zenz, R., *Selection Criteria of Biomaterial*. 2008, Institute for Genomics and Bioinformatics. 18 Juni 2012
<http://genome.tugraz.at/biomaterials/Biomat-02.pdf>.

11. Hermawan, H., D. Ramdan, and J.R.P. Djuansjah, *Biomedical Engineering - From Theory to Applications*, in *Metals for Biomedical Applications*, R. Fazel-Rezai, Editor. 2011, InTech. p. 411- 425
12. Newman, R.C. and T. Shahrabi, *The effect of alloyed nitrogen or dissolved nitrate ions on the anodic behaviour of austenitic stainless steel in hydrochloric acid*. *Corrosion Science*, 1987. **27**(8): p. 827-838.
13. Thomann, U.I. and P.J. Uggowitzer, *Wear–corrosion behavior of biocompatible austenitic stainless steels*. *Wear*, 2000. **239**: p. 48–58.
14. M, FIni, N, Aldini N., P, Torricelli, G, Giavaresi, V, Borsari, H, Lenger,J, Bernauer, R, Giardino, R, Chiesa, Cigada, A., *A new austenitic stainless steel with negligible nickel content: an in vitro and in vivo comparative investigation*. *Biomaterials*, 2003: p. 4929-4939.
15. Lim, I.A.L., *Biocompatibility of Stent Materials*. *MURJ*, 2004. **11**: 14 Juni 2012 <http://web.mit.edu/murj/www/v11/v11-Features/v11-f5.pdf>.
16. Moravej, M., Prima, F., Fiset, M., Mantovani, D., *Electroformed iron as new biomaterial for degradable stents: Development process and structure–properties relationship*. *Acta Biomaterialia*, 2010. **6**(5): p. 1726-1735.
17. Moravej, M. and D. Mantovani, *Biodegradable Metals for Cardiovascular Stent Application: Interests and New Opportunities* *Molecular Science*, 2011. **12**: p. 4250-4270.
18. Schinhammer, M., Hanzi, A. C., Löffler, J. F., Uggowitzer, P.J. , *Design strategy for biodegradable Fe-based alloys for medical applications*. *Acta Biomaterialia*, 2010. **6**(5): p. 1705-1713.
19. Gu, X.N. And Y.F. Zheng, *A review on magnesium alloys as biodegradable materials*. *Front. Mater. Sci.* , 2010. **4**: p. 111–115.
20. Staiger M P, Pietak A. M. , Huadmai J, *Magnesium and its alloys as orthopedic biomaterials: a review*. *Biomaterials*, 2006. **9**: p. 1728–1734.
21. Zberg, B., P.J. Uggowitzer, and J.F. Löffler, *Towards a new generation of biodegradable implants: MgZnCa glasses without hydrogen evolution*. Department of Materials, ETH Zurich, Switzerland, 2008.

22. Mani, G., Feldman M.D., Patel, D., Agrawal, C.M., *Coronary stents: A materials perspective*. *Biomaterials*, 2007. **28**(9): p. 1689-1710.
23. Hermawan, H., D. Dube, and D. Mantovani, *Development of degradable Fe-35Mn alloy for biomedical application*. *Advance Material Research* 2007. **15-17**: p. 107-112.
24. Moore, J.E. and G. Zourdakos, *Biomedical Technology and Devices Handbook*. 2004, Boca Raton, FL, USA: CRC Press. Chapter 8 p. 329-334
25. Migliavacca, F., Gervaso, F., Prosi, M., Zunino, P., Minisni, S., Formaggia, L., Dubin, G., *Expansion and drug elution model of a coronary stent*. Politecnico di Milano, 2006. 18 Juni 2012
<http://mox.polimi.it/it/progetti/pubblicazioni/quaderni/mox93.pdf>.
26. Borrowman, F., *Returning to fitness after a coronary stent procedure*, in *Papworth Hospital NHS Foundation Trust*. 2011: Department: Cardiac Rehabilitation, Papworth Hospital, Cambridge. 18 Juni 2012
<http://www.papworthhospital.nhs.uk/docs/leaflets/PI58-Returning-to-fitness-after-a-coronary-stent-procedure.pdf>.
27. Moravej, M., Purnama, A., Fiset, M., Couet, J., Mantovani, D., *Electroformed pure iron as a new biomaterial for degradable stents: In vitro degradation and preliminary cell viability studies*. *Acta Biomaterialia*, 2010. **6**(5): p. 1843-1851.
28. Astawan, M. (2010) *Atur Asupan Natrium Secara Cermat*. 19 Juni 2012
<http://kesehatan.kompas.com/read/2010/06/07/08364798/Atur.Asupan.Natrium.Secara.Cermat>.
29. Marques, M.R.C., R. Loebenberg, and M. Almukainzi, *Simulated Biological Fluids with Possible Application in Dissolution Testing*. *Dissolution Technologies* 2011. p. 15-28
30. Manivasagam, G., D. Dhinasekaran, and A. Rajamanickam, *Biomedical Implants: Corrosion and its Prevention - A Review* *Recent Patents on Corrosion Science*, 2010. **2**: p. 40-54.
31. Salak, A., M. Selecka, and R. Bures, *Manganese in Ferrous Powder Metallurgy* *Powder Metallurgy Progress*, 2001. **1**: p. 41-57.

32. A, R. and K. Y, *Production of ferroalloys*. Foreign Languages Publishing House, 1982. p. 137.
33. Davis, J.R., *Alloying: Understanding The Basics*. 2003, Ohio:: ASM Internasional, Materials Park. p. 137-138, 243, 247.
34. Brandes, E. and R. Flint, *The Fe–Mn (Iron-Manganese) system*. Journal of Phase Equilibria, 1981. 2(1): p. 106-106.
35. William D. Callister , J., *Materials Science and Engineering : An Introduction 7th Edition* 2007: John Wiley & Sons , Inc. p.155-160, 190-200, 290-291,
36. R.M.German, *Powder Metallurgy Science*. 1984, Princeton, New Jersey: Metal Powder Industries Federation. p. 3, 60-64, 100-109, 114-119, 171-188.
37. Sinha, A.K., *Powder Metallurgy* 1976, Dhanpat Rai & Sons: New Delhi p. 46-53.
38. Upadhyaya, G.S., *Powder Metallurgy Technology*. 2002: Cambridge International Science Publishing. p. 42-50.
39. Klar, E., *Powder Metallurgy Applications*. 1983, Ohio: American Society for Metals. p. 20-41.
40. Kalpakjian, S. and S. Schmid, *Manufacturing Engineering and Technology*. 2006: Prentice-Hall. p. 489-494, 500.
41. Askeland, D.R. and P. P.Fulay, *Essentials of Materials Science and Engineering 2nd Edition*. 2009, USA: Cengage Learning. p. 226-228.
42. Henry, D., *X-ray reflection in accordance with Bragg's Law*. 2010. 19 Juni 2012.
http://serc.carleton.edu/research_education/geochemsheets/braggsLaw.html
43. Li, Y.H., Rao, G-B.M., Rong, Li-J., Li, Yi-yi, *The influence of porosity on corrosion characteristics of porous NiTi alloy in simulated body fluid*. Materials Letters, 2002. 57(2): p. 448-451.
44. Zhang, Q., Wang, X.G., Cao, P., Gao, W., *Degradation Behaviour of a Biodegradable Fe-Mn Alloy Produced by Powder Sintering* Advanced Materials Development and Performance, 2012. 6: p. 774-779.

45. Fischer *FERITSCOPE* ® *FMP30 Measurement of the Ferrite Content in Austenitic and Duplex Steel*. 20 Juni 2012 .
http://www.helmut-fischer.com/globalfiles/DE_Feritscope_EN.pdf
46. Rega, R., *Pengembangan Material Biologi Baja Mangan (25% dan 35%) Diproduksi Melalui Metode Metalurgi Serbuk*, in *Department Metallurgy and Materials*. 2012, University of Indonesia: Indonesia.
47. Danninger, H. and C. Gierl, *New Alloying Systems for Ferrous Powder Metallurgy Precision Parts Science of Sintering*, 2008. **40**: p. 33-46.
48. Cias, A., Sulowski, M., Frydrych, H., Frydrych, J., *The Effect of Processing Variables on The Porosity of P/M Mn Steels*. *Advances in Powder Metallurgy & Particulate Materials*, 2005. 19 Juni 2012.
<http://www.mpif.org/apmimembers/papers/select006.pdf>
49. Hermawan, H., D. Dubé, and D. Mantovani, *Degradable metallic biomaterials : Design and Development of Fe-Mn Alloys for Stent*. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 2009. p. 1-11.
50. Peuster, M., Wohlsein, P., Brugmann, M., Ehlerding, M., Seidler, K., Flnk, C., Brauer, H., Fischer, A., Hausdorf, G., *A novel approach to temporary stenting: degradable cardiovascular stents produced from corrodible metal—results 6–18 months after implantation into New Zealand white rabbits*. *Heart*, 2001. **86**: p. 563-569.
51. Hermawan, H., Purnama, A., Dube, D., Couet, J., Mantovani, D., *Fe–Mn alloys for metallic biodegradable stents: Degradation and cell viability studies*. *Acta Biomaterialia*, 2010. **6**(5): p. 1852-1860.
52. *ASM Handbook, Volume 1, Properties and Selection: Irons, Steels, and High Performance Alloys. Specialty Steels and Heat-Resistant Alloys*. Vol. 1. 2004: ASM International. p. 1274-1300.

LAMPIRAN

Lampiran 1. Data Uji Densitas

Sampel	Densitas Sampel (ρd) (gram/cm ³)	Densitas Teoritis (ρt) (gram/cm ³)	Porositas (%)
A2	7.31	7.71	5.20
B2	6.98	7.67	9.04
A2 (Ruben, 2012)	6.36	7.71	17.51
B2 (Ruben, 2012)	5.82	7.67	24.12

$$\rho_{\text{air}} = 0,9967 \text{ g/cm}^3$$

Lampiran 2 . Foto Hasil Mikroskop Optik Setelah *Post Treatment*

Tanpa Etsa A2 (Fe-18Mn-3,7C) 200X



Tanpa Etsa B2 (Fe-35Mn-1,7C) 200X

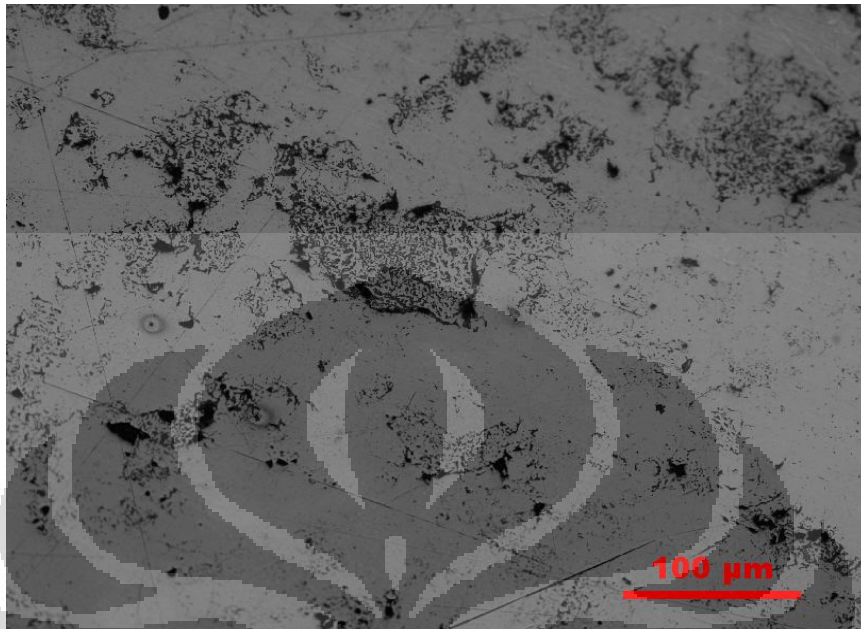
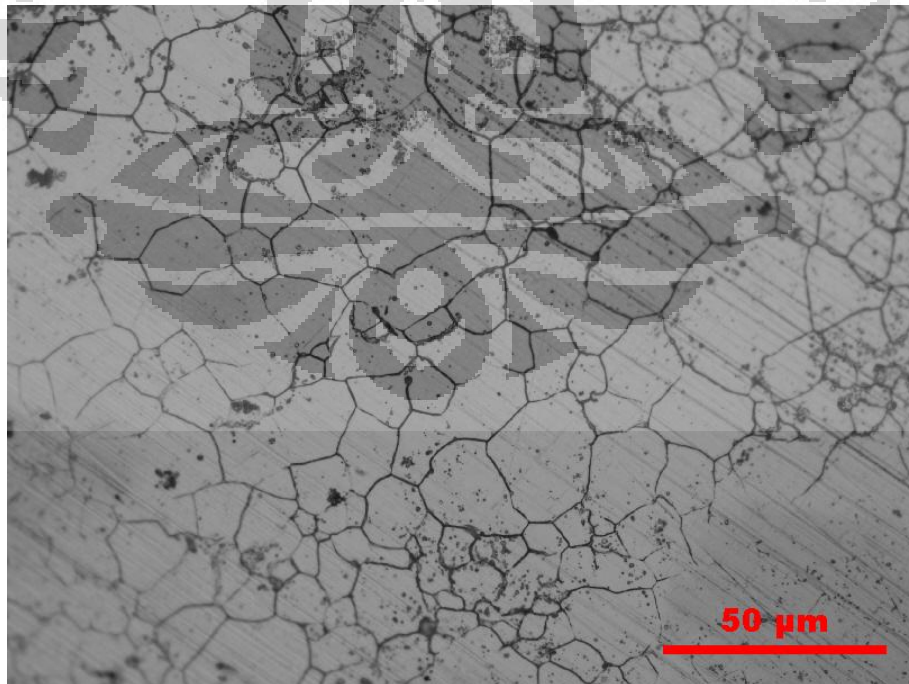
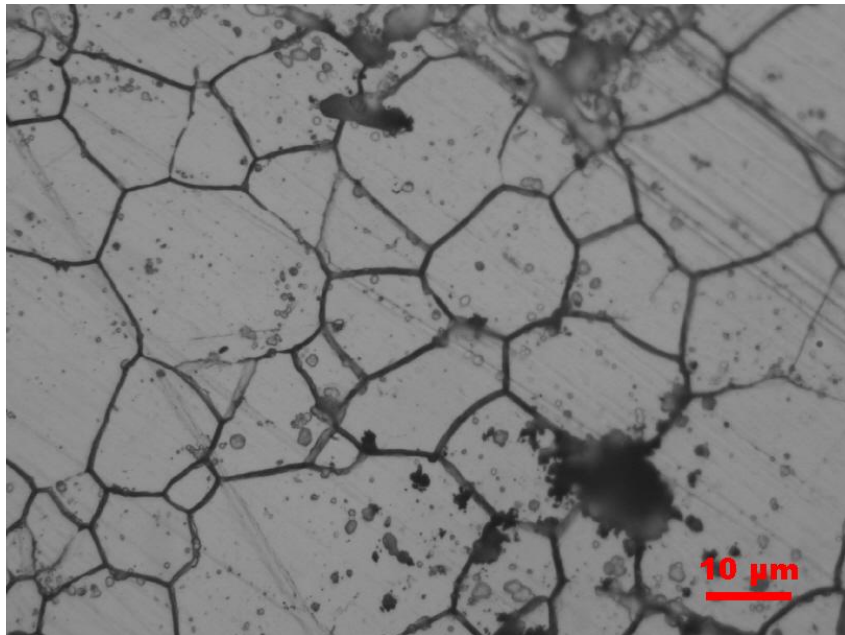
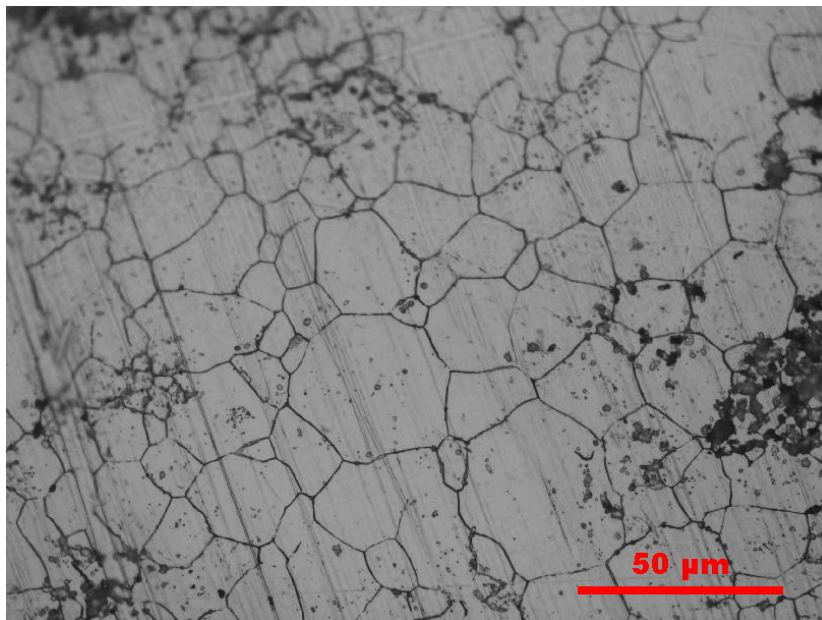


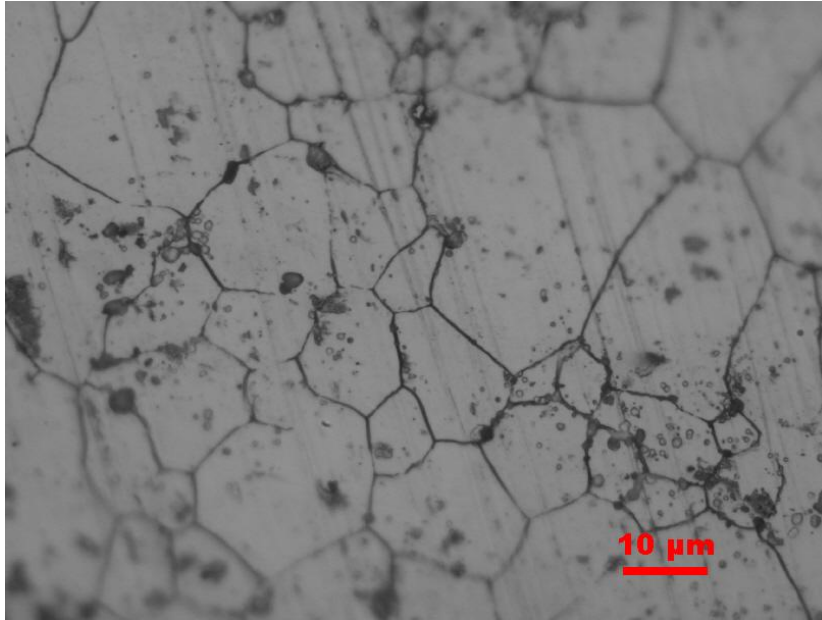
Foto Mikro dengan Etsa (Picral jenuh + 3 Tetes HCl + 2% vol. Teepol).

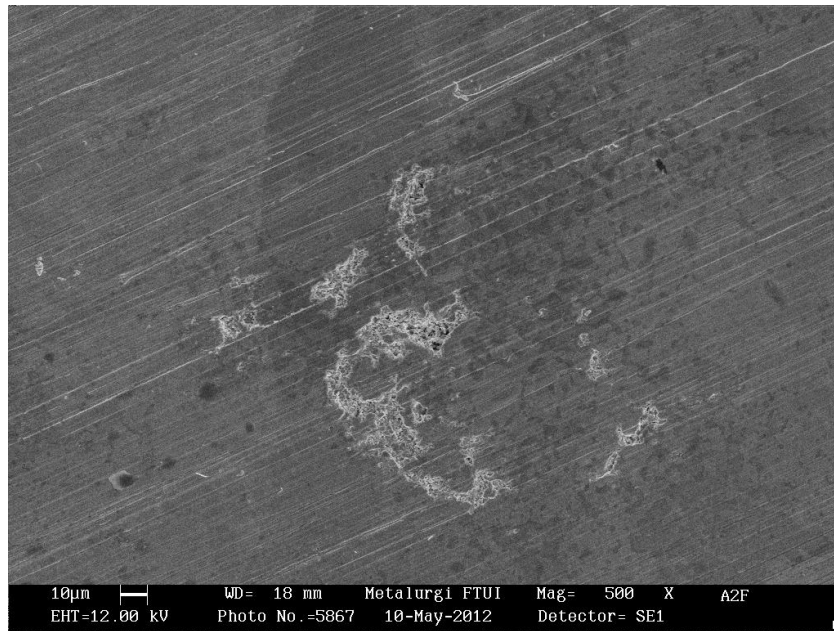
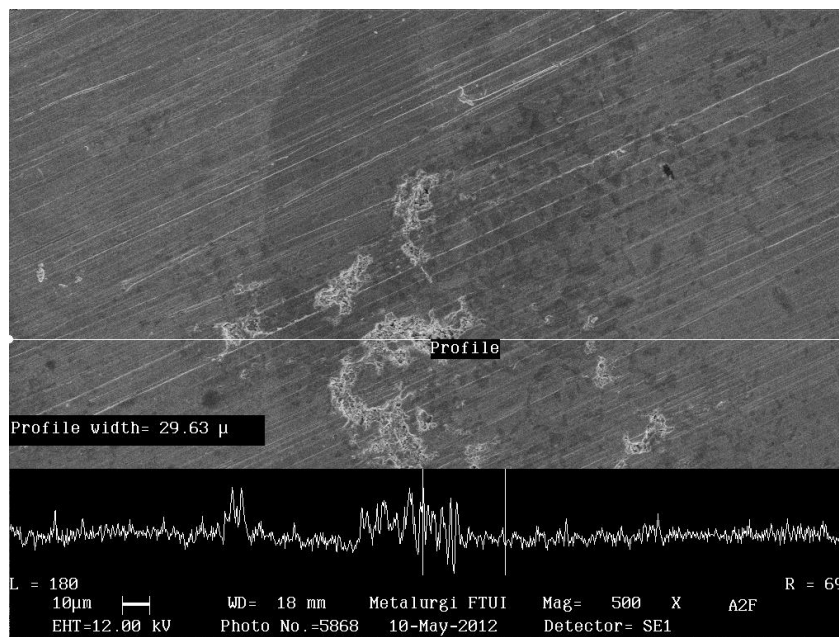
A2 (Fe-18Mn-3,7C) 500X



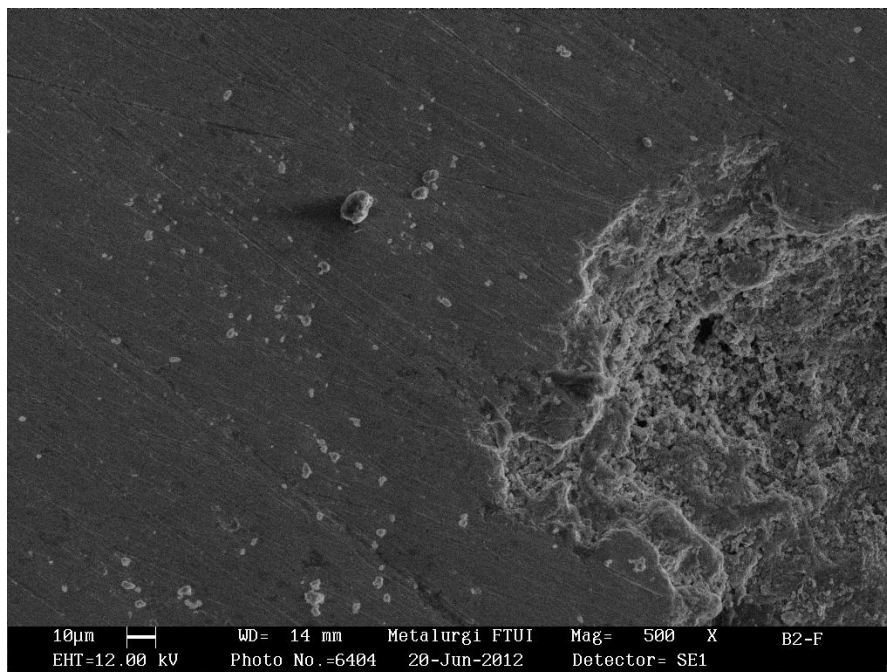
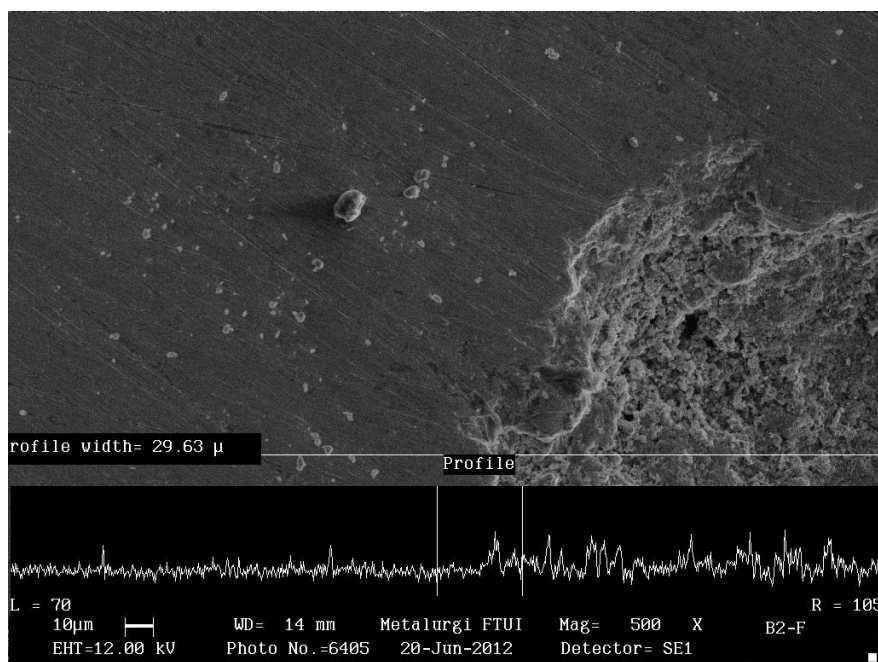
Universitas Indonesia

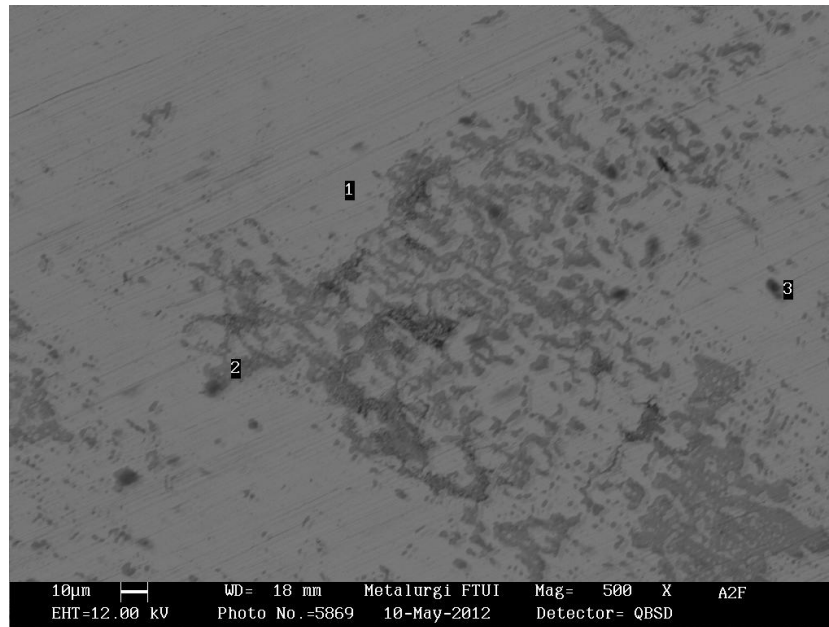
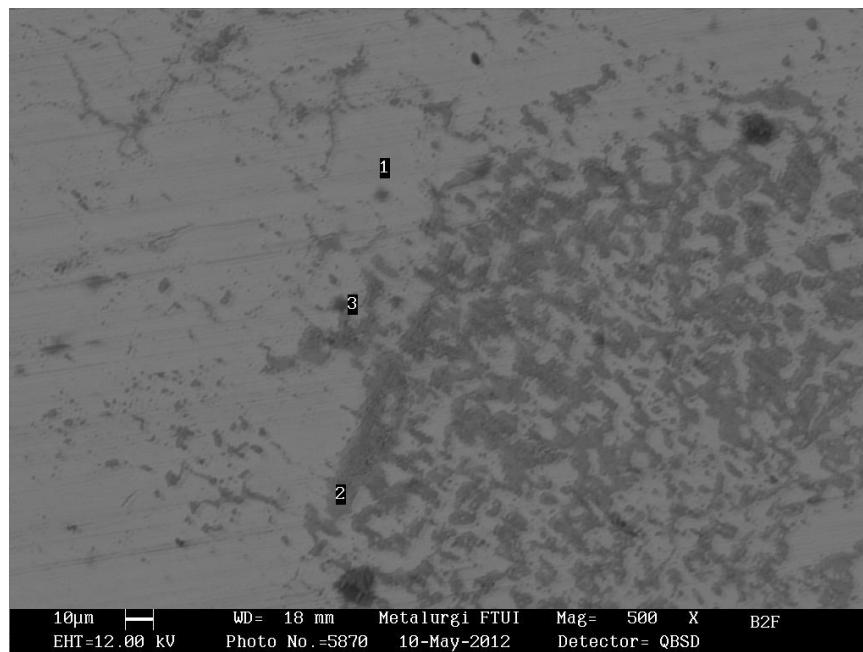
A2 (Fe-18Mn-3,7C) 1000X**B2 (Fe-35Mn-1,7C) 500X**

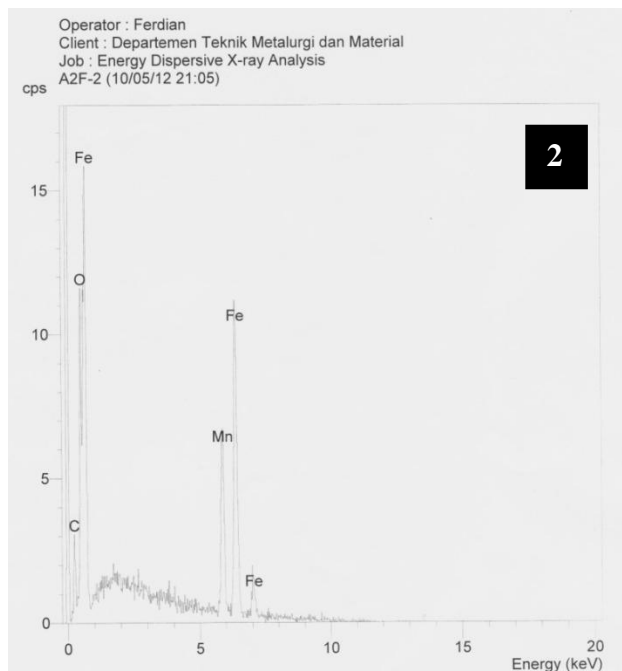
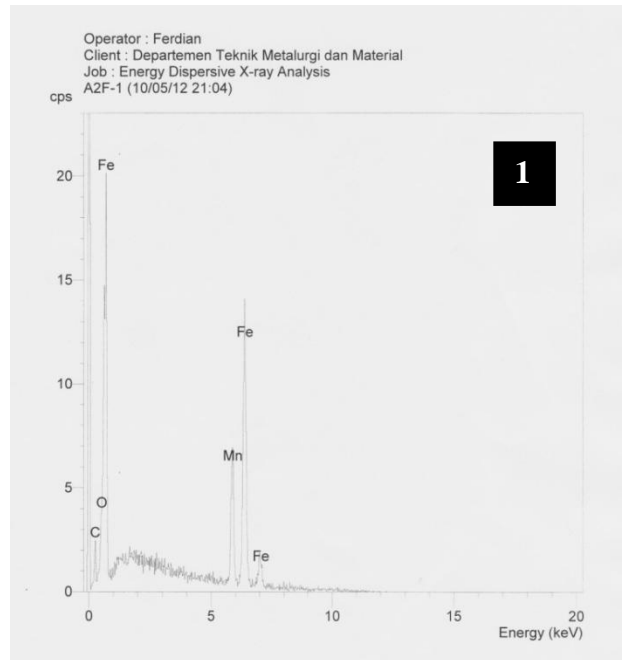
B2 (Fe-35Mn-1,7C) 1000X

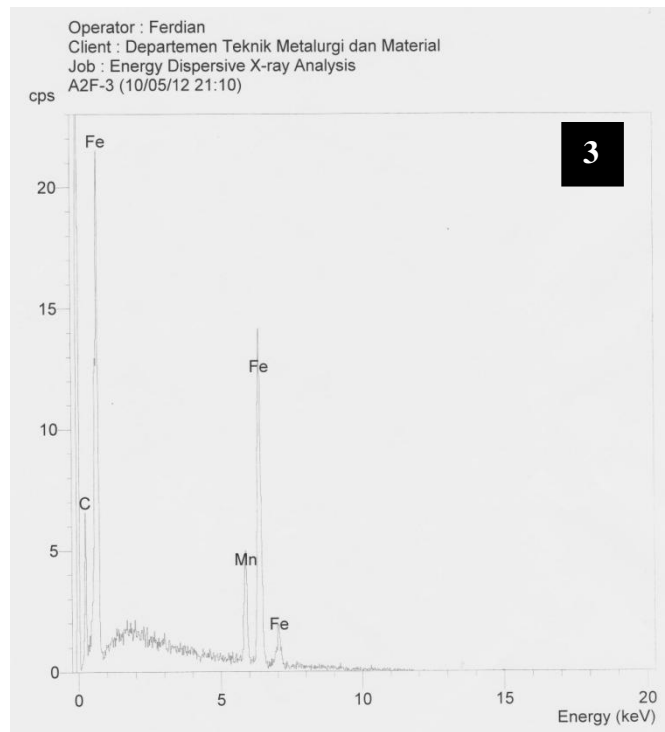
Lampiran 3 . Foto Hasil SEM**A2(Fe-18Mn-3,7C)****Secondary Electrone (500X)****Line Scanning (500X)**

Universitas Indonesia

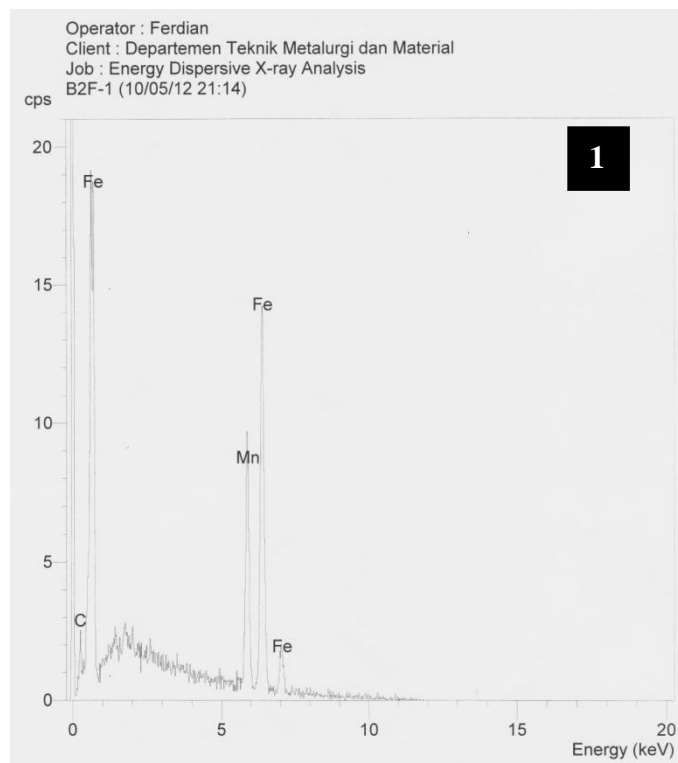
B2(Fe-35Mn-1,7C)**Secondary Electron (500X)****Line Scanning (500X)**

Back Scattered Electrone**A2(Fe-18Mn-3,7C) (500X)****B2(Fe-35Mn-1,7C) (500X)**

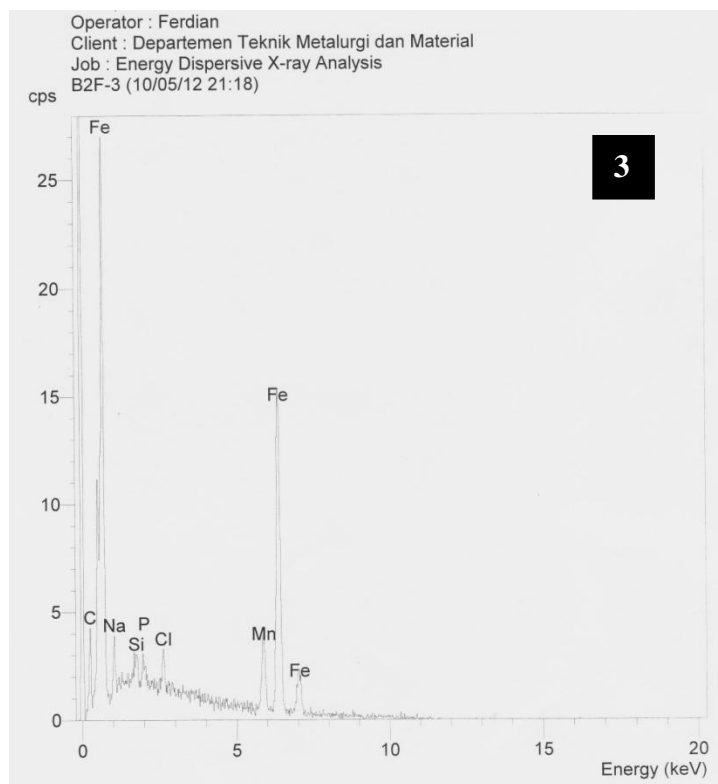
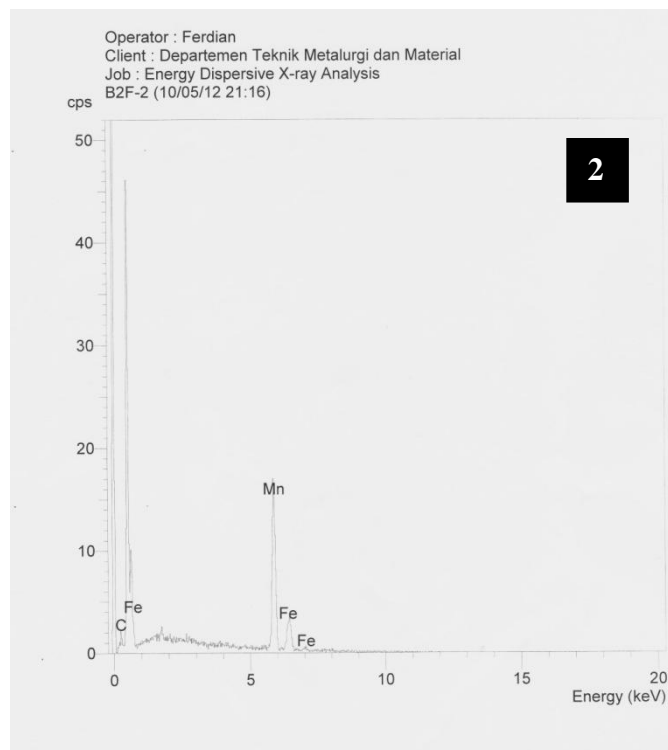
Lampiran 4. Hasil EDAX Titik dan Area**Grafik Hasil EDAX Titik****A2(Fe-18Mn-3,7C)**



B2(Fe-35Mn-1,7C)



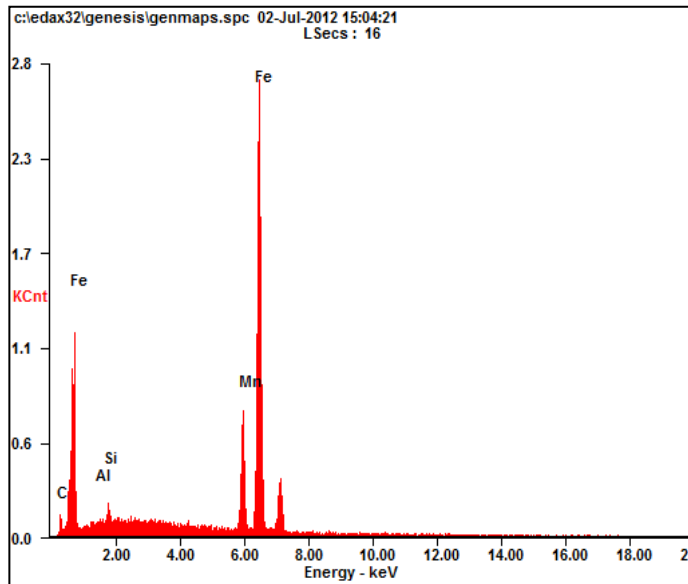
Universitas Indonesia



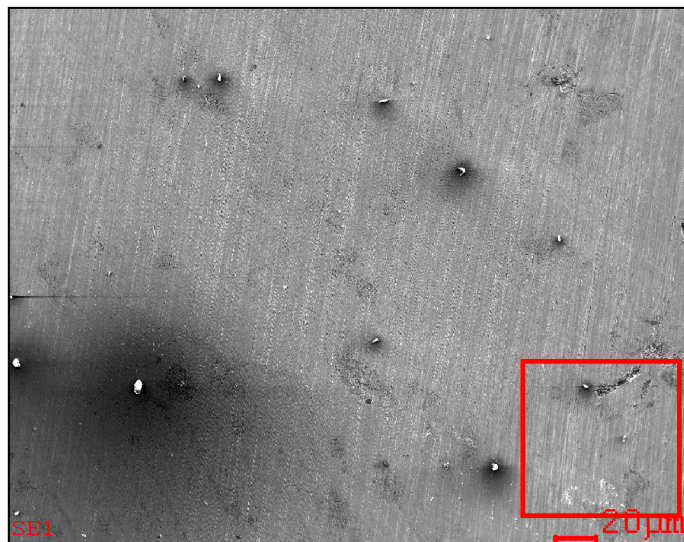
Universitas Indonesia

Grafik Hasil EDAX Area

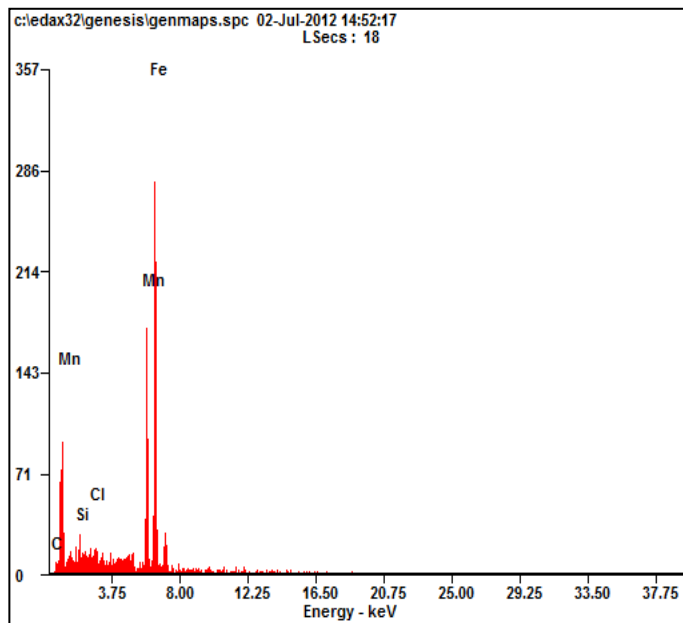
A2(Fe-18Mn-3,7C)



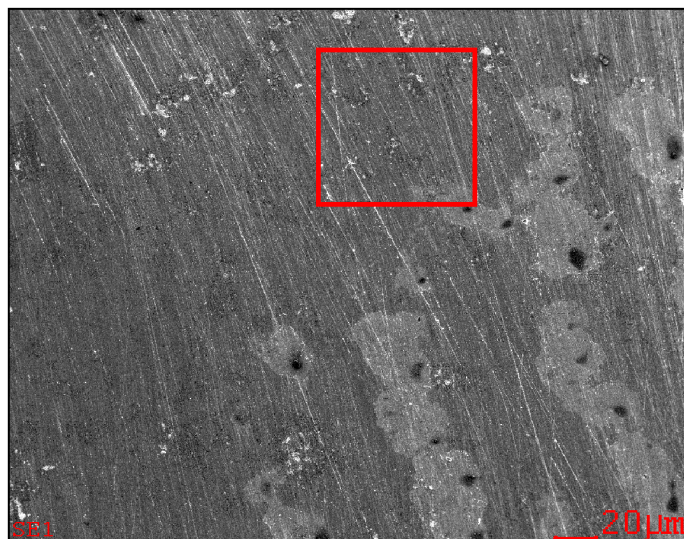
<i>Element</i>	<i>Wt%</i>	<i>At%</i>
<i>CK</i>	03.63	14.69
<i>AlK</i>	00.31	00.57
<i>SiK</i>	01.11	01.92
<i>MnK</i>	18.54	16.39
<i>FeK</i>	76.40	66.44
<i>Matrix</i>	Correction	ZAF



B2(Fe-35Mn-1,7C)



<i>Element</i>	<i>Wt%</i>	<i>At%</i>
<i>CK</i>	01.75	07.45
<i>SiK</i>	01.80	03.28
<i>ClK</i>	00.53	00.77
<i>MnK</i>	34.14	31.83
<i>FeK</i>	61.78	56.66
<i>Matrix</i>	Correction	ZAF



Lampiran 5. Data Sheet Ferromangan

BUNDAK BUNDAK
 FRK NO. : 62 21 6908017 Jul. 01 2011 15:01 P1

Certificate of Analysis

ADVALLOY
ANALYTICAL SERVICES

PANALOGAM MULTI JAYA
 Jalan Ter. No. 28B
 RT. 0902130 (Hunting)
 RW. 0908017, 6926132
 Phone: 111110

TO: PANALOGAM MULIJAYA
 JALAN TER. NO. 28B
 RT. 0902130
 RW. 0908017
 INDONESIA

FROM: California Mercury V.S10
 Pusan, Korea
 Jakarta Seaport Indonesia
 7202.19.00.00

Shipment Number : 58780
 Date : 05.06.2008
 Our Reference : 0085M/08
 Shipment Date : 04.06.2008

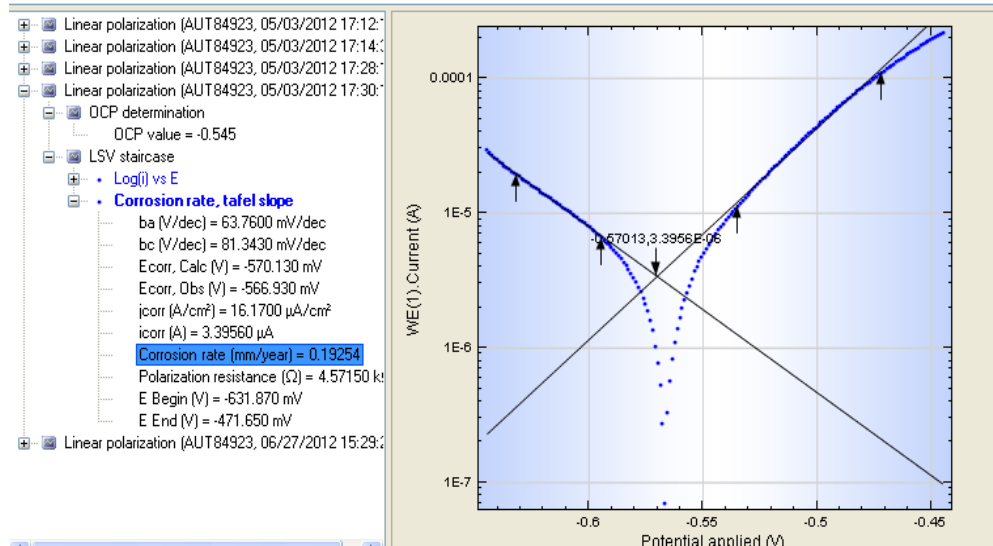
Description: MEDIUM-CARBON FERRO MANGANESE
 PACKING: WOVEN PLASTIC BAG AT 1000 KGS/BAG

DESCRIPTION	(WET BASIS)	CHEMICAL COMPOSITION	(DRY BASIS)
		C	1.89 %
		Maximum Size	50.000 MM
		Minimum Size	10.000 MM
		P	0.158 %
		Si	1.47 %
		S	0.007 %
		Mn	76.15 %

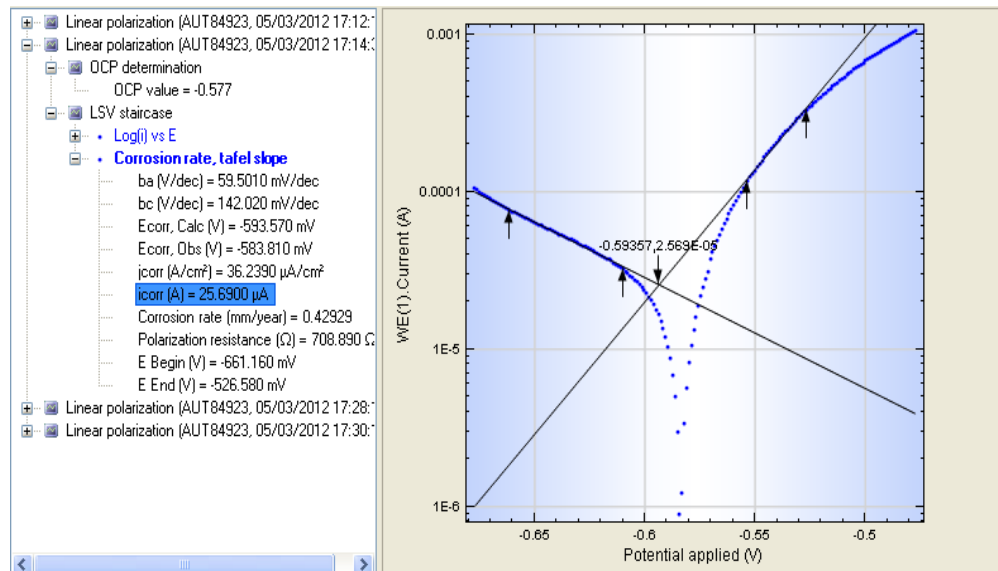
ADVALLOY (PTY) LTD ETA : JAKARTA, JUNE 2008

Lampiran 6. Data Polarisasi (*Post Treatment*)

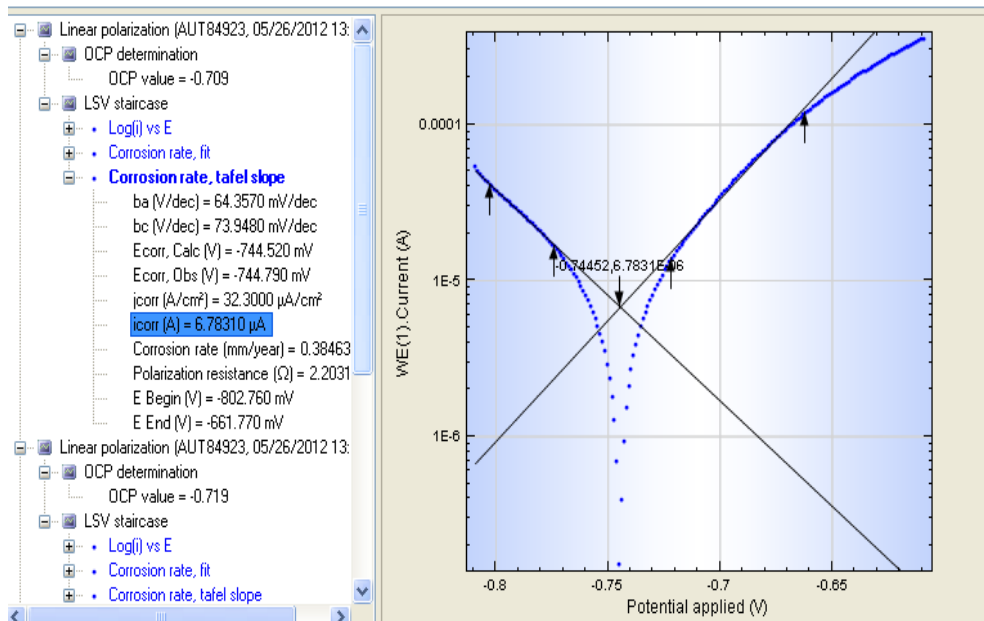
A2(Fe-18Mn-3,7C) (Larutan Hank's)



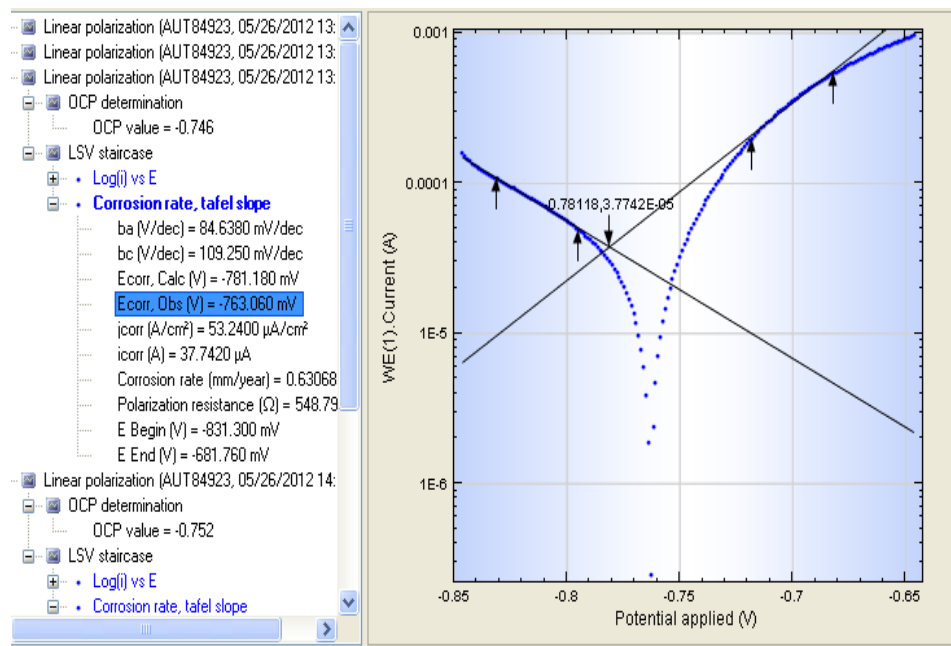
B2(Fe-35Mn-1,7C) (Larutan Hank's)



A2(Fe-18Mn-3,7C) (Ringer Laktat)



B2(Fe-35Mn-1,7C) (Ringer Laktat)



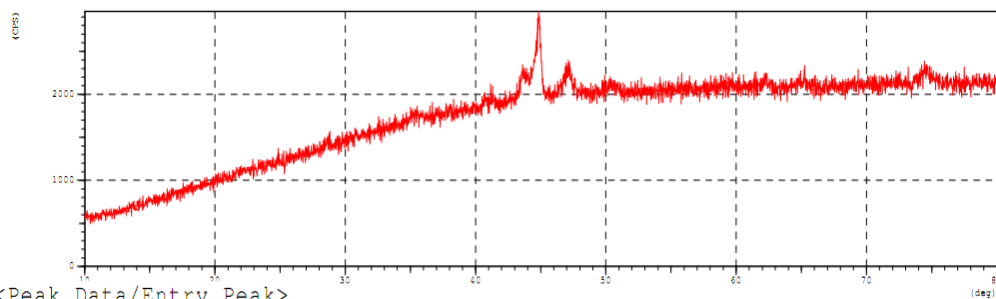
Lampiran 7. Data XRD

A2(Fe-18Mn-3,7C)

<Unknown Data>

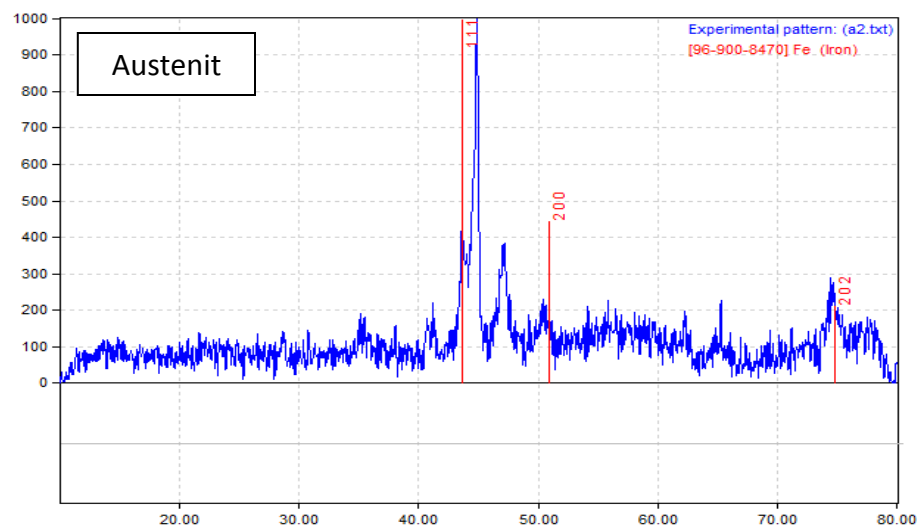
Group Name : 0510
 Data Name : A2
 File Name : A2.PKR
 Sample Name : A2
 Comment :
 Date & Time : 05-14-12 09:54:27

<Raw Data>

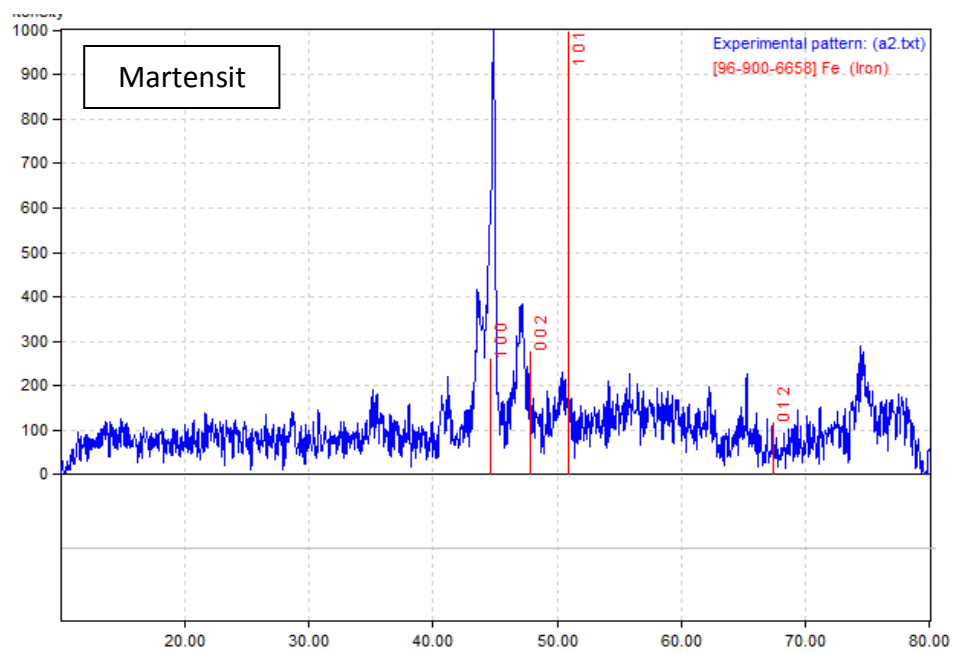
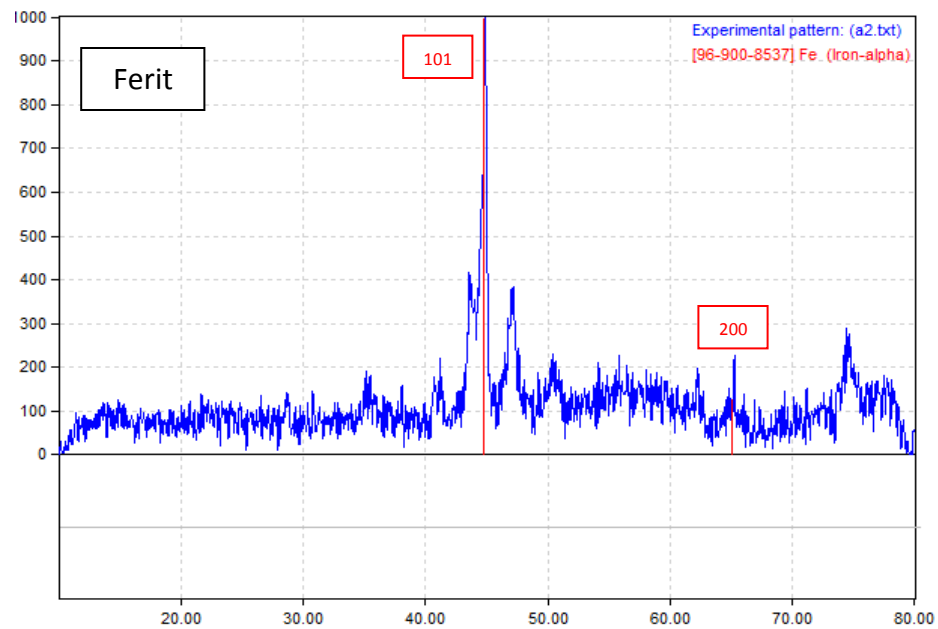


Group : 0510
 Data : A2

# Strongest 3 peaks							
no.	peak no.	2Theta (deg)	d (Å)	I/I1	FWHM (deg)	Intensity (Counts)	Integrated Int (Counts)
1	29	44.7269	2.02455	100	0.70890	313	11232
2	28	43.7000	2.06971	45	0.86000	142	6410
3	32	46.9958	1.93195	40	0.88170	126	5004



Universitas Indonesia

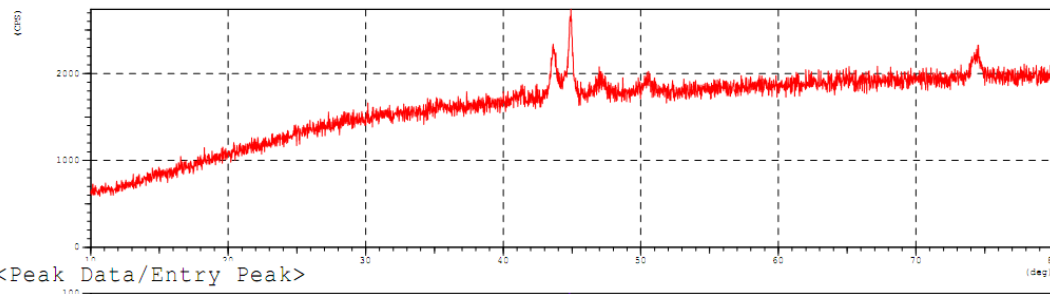


B2(Fe-35Mn-1,7C)

<Unknown Data>

Group Name : 0510
 Data Name : B2
 File Name : B2.PKR
 Sample Name : B2
 Comment :
 Date & Time : 05-14-12 11:15:51

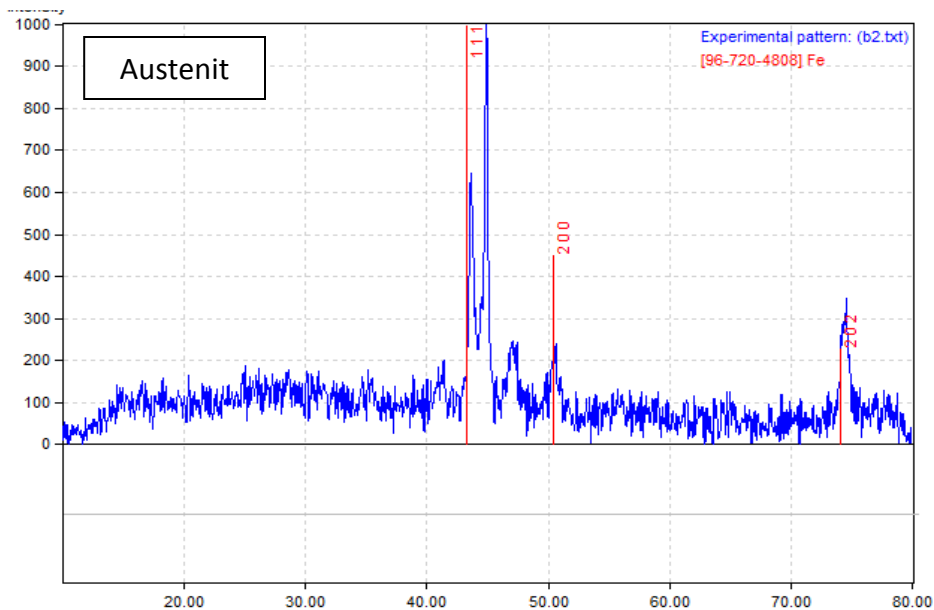
<Raw Data>



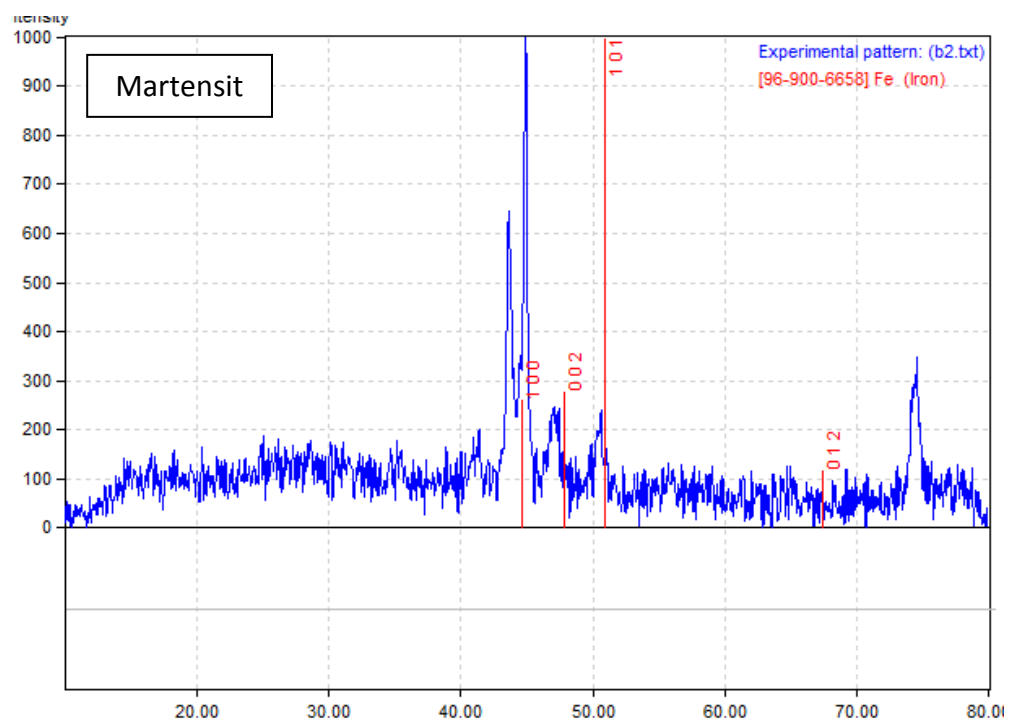
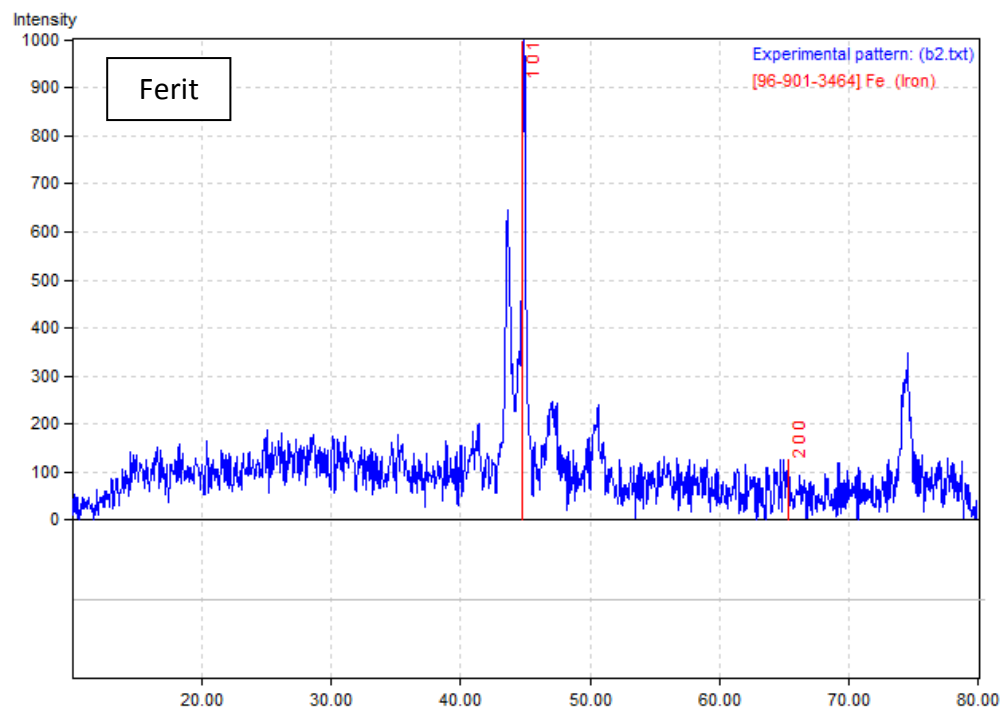
Group : 0510
 Data : B2

Strongest 3 peaks

no.	peak no.	2Theta (deg)	d (Å)	I/I1	FWHM (deg)	Intensity (Counts)	Integrated Int (Counts)
1	33	44.8209	2.02052	100	0.63600	258	8600
2	32	43.6372	2.07254	72	0.66780	186	6681
3	58	74.2960	1.27559	46	0.83200	119	5202



Universitas Indonesia



Lampiran 8. Data Kekerasan Rockwell A

Data Rockwell

Indentasi	A2(Fe-18Mn-3,7C) (HRA)	B2(Fe-35Mn-1,7C) (HRA)
1	45.5	48.5
2	43.7	50.7
3	44	51.9
Rata-rata	44.4	50.36

Lampiran 9. Data FeriteScope

Pengujian % Ferrite

No	A2(Fe-18Mn-3,7C)	B2(Fe-35Mn-1,7C)
1	0.83	0.79
2	1.1	0.5
3	0.86	1.1
4	0.82	1.3
5	1.4	0.97
6	1.2	0.54
7	1.2	0.59
Rata-rata	1.05	0.83

Lampiran 10. Data Celup**A2(Fe-18Mn-3,7C)**

A2	Hari		
Berat (gram)	3	5	7
Awal	1.387	0.622	1.381
Akhir	1.385	0.612	1.377
Perubahan Berat (g)	0.002	0.01	0.004
mmpy	0.09	0.33	0.08

B2(Fe-35Mn-1,7C)

B2	Hari		
Berat (gram)	3	5	7
Awal	1.364	1.631	1.352
Akhir	1.357	1.618	1.345
Perubahan Berat (g)	0.007	0.013	0.007
mmpy	0.33	0.35	0.14