



TESIS -TL142501

**Analisis Pengaruh *Surface Ratio* Zn dan Waktu Deposisi Terhadap Pembentukan Ag-Zn *Thin Film* Menggunakan PVD *RF Sputtering* untuk Aplikasi *Antimicrobial Coating Orthopedic Devices***

SB. WIDIA REZALY BIHARU HAYATI  
NRP. 02511650010003

DOSEN PEMBIMBING  
Dr. Agung Purniawan, ST., M.Eng.  
Sigit Tri Wicaksono, S.Si., M.Si., Ph.D.  
Prof. Dr. rer.nat. Tri Mardji Atmono

PROGRAM MAGISTER  
BIDANG KEAHLIAN MATERIAL INOVATIF  
DEPARTEMEN TEKNIK MATERIAL  
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI  
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER  
SURABAYA  
2018





THESIS -TL142501

# **The Effect Of Zn Surface Ratio and Deposition Time to Ag-Zn Thin Film Forming Using PVD RF Sputtering for Antimicrobial Coating Orthopedic Devices**

SB. WIDIA REZALY BIHARU HAYATI  
NRP. 02511650010003

ADVISOR

Dr. Agung Purniawan, ST., M.Eng.  
Sigit Tri Wicaksono, S.Si., M.Si., Ph.D.  
Prof. Dr. rer.nat. Tri Mardji Atmono

MASTER PROGRAM  
MATERIALS INNOVATION  
DEPARTMENT OF MATERIALS ENGINEERING  
FACULTY OF INDUSTRIAL TECHNOLOGY  
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER  
SURABAYA  
2018







**LEMBAR PENGESAHAN**  
**TESIS**

**Tesis disusun untuk memenuhi salah satu syarat memperoleh gelar  
Magister Teknik (M.T.)  
di  
Institut Teknologi Sepuluh Nopember**

**Oleh:  
SB. Widia Rezaly Biharu Hayati  
NRP: 02511650010003**

**Tanggal Ujian: 27 Juli 2018  
Periode Wisuda: September 2018**

**Disetujui Oleh:**

- |  |  |
|--|--|
| <b>1. Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.<br/>NIP. 197605282002121003</b>              | <b>(Pembimbing I)</b>    |
| <b>2. Sigit Tri Wicaksono, S.Si., M.Si., Ph.D.<br/>NIP. 197801132002121003</b>       | <b>(Pembimbing II)</b>  |
| <b>3. Lukman Noerochim, S.T., M.Sc.Eng., Ph.D.<br/>NIP. 197703132003121001</b>       | <b>(Penguji)</b>        |
| <b>4. Mas Irfan Purbawanto Hidayat., S.T., M.Sc. PhD<br/>NIP. 197610272003121001</b> | <b>(Penguji)</b>        |

**Dekan Fakultas Teknologi Industri-ITS**





**ANALISIS PENGARUH *SURFACE RATIO* Zn DAN WAKTU DEPOSISI  
TERHADAP PEMBENTUKAN Ag-Zn *THIN FILM* MENGGUNAKAN  
PVD *RF SPUTTERING* UNTUK APLIKASI *ANTIMICROBIAL COATING*  
*ORTHOPEDIC DEVICES***

Nama Mahasiswa : SB. Widia Rezaly Biharu Hayati  
NRP : 02511650010003  
Pembimbing : Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.  
Ko-Pembimbing : Sigit Tri Wicaksono, S.Si., M.Si., Ph.D.  
Prof. Dr. rer.nat. Tri Mardji Atmono

**ABSTRAK**

*Stainless steel* 316L merupakan salah satu jenis material yang umum digunakan sebagai implan tulang dibidang medis. Kebutuhan implan tulang di Indonesia cukup besar dan bahkan mengalami peningkatan setiap tahunnya. Namun penggunaan implan tulang sendiri memiliki resiko yang berhubungan dengan bakteri dan jamur. Berbagai mikroorganisme dapat bertidak sebagai pathogen yang memiliki kemampuan untuk menempel pada permukaan material dan membentuk *biofilm* sehingga menginisiasi timbulnya infeksi pada tubuh. Salah satu hal yang dapat digunakan untuk mencegah terjadinya infeksi adalah dengan mengaplikasikan antimicrobial coating. Secara bidang keilmuan, perak (Ag) dan zinc (Zn) merupakan material yang memiliki sifat antibakteri dan biokompabilitas yang baik. Pada penelitian ini, Ag-Zn dideposisikan pada substrat SS 316L menggunakan metode *Radio Frequency (RF) Sputtering*. Tujuan dari studi ini adalah menganalisis pengaruh variasi *surface ratio* Zn ( 5, 10, 15, 20%) pada Ag target dan pengaruh waktu deposisi (15, 30, 45 menit) pada morfologi, sifat mekanik, dan sifat antimikrobal dari lapisan tipis yang dibentuk. Perbedaan waktu deposisi menyebabkan perbedaan ketebalan pada Ag-Zn thin film yang dideposisikan pada permukaan substrat. Ketebalan lapisan tipis tertinggi diperoleh pada waktu deposisi 45 menit dan menunjukkan peningkatan kandungan Zn pada permukaanya. Peningkatan kandungan Zn dapat meningkatkan kekasaran permukaan karena adanya agglomerasi dari Ag dan Zn pada permukaan sampel. Selain itu, kemampuan antimikrobal juga meningkat seiring dengan bertambahnya partikel Ag dan Zn. Kemampuan antimikrobal terbaik terdapat pada *surface ratio* 20% Zn dan waktu deposisi 45 menit.

**Kata kunci:** *Stainless steel* 316L, Silver, Zinc, Radio Frequency Sputtering, Antimicrobial

*(Halaman ini sengaja dikosongkan)*



**THE EFFECT OF Zn SURFACE RATIO AND DEPOSITION TIME TO  
Ag-Zn THIN FILM FORMING USING PVD RF SPUTTERING FOR  
ANTIMICROBIAL COATING ORTHOPEDIC DEVICES**

Name : SB. Widia Rezaly Biharu Hayati  
NRP : 02511650010003  
Advisor : Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.  
Co-Advisor : Sigit Tri Wicaksono, S.Si., M.Si., Ph.D.  
Prof. Dr. rer.nat. Tri Mardji Atmono

**ABSTRACT**

Stainless steel 316L is one of material that commonly used as medical bone implants. The needs of bone implants in Indonesia is quite high and even increases every year. But bone implants itself has risks associated with bacteria and fungi. Various microorganisms can act as pathogens that have the ability to stick to the surface of the implant material and forms *biofilms* that initiating infection inside the body. One of the things that can be used to prevent infection is by applying antimicrobial coating to the implant materials. Scientifically, silver (Ag) and zinc (Zn) are materials that have good antibacterial and biocompatibility properties. In this study, Ag-Zn was deposited on SS 316L substrate using Radio Frequency (RF) Sputtering method. The aims of this study are to analyze the effect of surface area ratio variation of Zn (5%, 10%, 15%, 20%) on Ag target and also the effect of the deposition time (15 min, 30 min, 45 min) on morphology, mechanical properties, and antimicrobial properties of the thin film formed. The difference of the deposition duration causes the difference in Ag-Zn thin film thickness deposited on the surface of the substrate. The thickest thin film was obtained at a 45 minute deposition, which is 1.56  $\mu\text{m}$  thickness, and it also showed an increase in Ag-Zn particles on the surface. The increase of Ag-Zn content can increase surface roughness due to agglomeration of Ag and Zn on the surface of the sample. In addition, the antimicrobial ability also increases with the addition of Ag and Zn particles. The best antimicrobial ability is found on the Zn surface area ratio of 20% with 45 minute deposition time.

**Keywords:** Stainless steel 316L, Silver, Zinc, Radio Frequency Sputtering, Antimicrobial

*(Halaman ini sengaja dikosongkan)*

## KATA PENGANTAR

Segala puji bagi Allah SWT Tuhan semesta alam, atas segala limpahan rahmat, karunia dan hidayah-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan penyusunan tesis yang berjudul “**Analisis Pengaruh *Surface Ratio Zn dan Waktu Deposisi Terhadap Pembentukan Ag-Zn Thin Film Menggunakan PVD RF Sputtering untuk Aplikasi Antimicrobial Coating Orthopedic Devices***”. Tidak lupa sholawat serta salam penulis tujukan kepada Nabi Muhammad SAW sebagai suri tauladan yang baik bagi kita semua.

Tesis ini disusun sebagai salah satu syarat akademis untuk memperoleh gelar Magister Teknik (M.T.) di Departemen Teknik Material dan Metalurgi, Fakultas Teknologi Industri, Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya.

Pada kesempatan ini penulis mengucapkan terima kasih yang sebesar-besarnya kepada semua pihak yang telah berperan serta dalam tersusunnya tesis ini antara lain:

1. Bapak **Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.** selaku Ketua Departemen Teknik Material dan Metalurgi, sekaligus dosen pembimbing tesis atas segala bantuan, saran dan arahan dalam membimbing penulis untuk menyelesaikan tesis ini.
2. Bapak **Sigit Tri Wicaksono, S.Si., M.Si., Ph.D.** selaku pembimbing tesis atas saran dan arahan dalam mengerjakan tesis ini.
3. Bapak **Prof. Dr.rer.nat. Tri Mardji Atmono** selaku staff Pusat Sains dan Teknologi Akselerator BATAN dan juga pembimbing yang telah banyak memberikan bantuan, bimbingan, dan arahan kepada penulis baik dalam proses penelitian di BATAN dan juga dalam penyusunan laporan tesis ini.
4. Bapak **Dr.Lukman Noerochim, S.T.,M.Eng** dan Bapak **Mas Irfan PH., S.T., M.Sc., Ph.D** selaku dosen penguji yang telah banyak membantu penulis dengan saran-sarannya dalam menyelesaikan tesis ini.
5. Untuk Suami tercinta yang telah memberikan doa, semangat, dukungan, bantuan dan kesabaran hingga penulis mampu menyelesaikan tugas akhir ini.

6. Kedua orang tua tercinta **H. Hasan Busyairi** dan **Hj. Arifatul Muzayanah** yang tanpa lelah selalu memberikan motivasi semangat dan doa kepada penulis supaya diberikan kemudahan dan kelancaran dalam penyusunan tesis ini, serta Kakak dan Adik-adik yang terus menyemangati penulis.
7. Semua dosen di Departemen Teknik Material dan Metalurgi ITS atas segala bantuannya dan ilmunya selama penulis menyelesaikan pendidikan program Magister.
8. Seluruh staff karyawan Teknik Material dan Metalurgi atas segala bantuannya selama penulis menyelesaikan pendidikan program Magister dan tesis ini.
9. Rekan-rekan mahasiswa Magister Teknik Material dan Metalurgi yang telah bersama-sama berjuang baik saat kuliah maupun tesis, atas segala masukan, bantuan, dan kerja samanya hingga tesis ini dapat terselesaikan dengan baik.

Penulis menyadari bahwa dalam penulisan tesis ini masih jauh dari sempurna. Oleh karena itu, kritik dan saran yang bersifat membangun sangat penulis harapkan.

Surabaya, Juni 2018

Penulis

## DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL.....	i
LEMBAR PENGESAHAN.....	iii
ABSTRAK.....	v
ABSTRACT.....	vii
KATA PENGANTAR.....	ix
DAFTAR ISI.....	xi
DAFTAR GAMBAR.....	xv
DAFTAR TABEL.....	xix
BAB 1 PENDAHULUAN.....	1
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Rumusan Masalah.....	2
1.3 Batasan Masalah.....	3
1.4 Tujuan.....	3
1.5 Manfaat.....	3
BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA.....	5
2.1 Baja Tahan Karat Tipe 316L.....	5
2.2 Infeksi pada Perangkat Medis.....	6
2.3 Paduan Logam Antimikrobia.....	8
2.4 Pengaruh Logam Ag dan Zn Terhadap Sifat Antimikrobia.....	9
2.5 Penelitian Tentang Paduan Ag.....	14
2.6 Physical Vapor Deposition.....	18
2.7 Jenis-jenis Proses <i>Physical Vapor Deposition</i> .....	19
2.8 Mekanisme Kerja Ion Perak Terhadap Bakteri <i>Eschericia Coli</i> .....	26

2.9 Aktivasi Ion Ag <sup>+</sup> dan Zn <sup>2+</sup> Pada Lapisan Ag-Zn.....	28
2.10 Uji Kemampuan Sifat Antimikroba.....	30
<b>BAB 3 METODOLOGI PENELITIAN .....</b>	<b>33</b>
3.1 Diagram Alir.....	33
3.2 Bahan dan Alat Penelitian .....	36
3.2.1 Bahan-bahan Penelitian .....	36
3.2.2 Alat Penelitian .....	37
3.3 Prosedur Pelaksanaan Penelitian .....	37
3.3.1 Pengumpulan Sumber.....	37
3.3.2 Preparasi Substrat .....	37
3.3.3 Proses Deposisi.....	37
3.3.4 Pengujian dan Karakterisasi .....	38
3.3.5 Analisis Hasil Pengujian dan Penarikan Kesimpulan. ....	38
3.4 Pengujian Sample .....	38
3.4.1 <i>Scanning Electron Microscopy (SEM-EDX)</i> .....	39
3.4.2 <i>X-Ray Diffraction (XRD)</i> .....	40
3.4.3 <i>Atomic Force Microscopy (AFM)</i> .....	40
3.4.4 <i>Rockwell-C Adhesion Test</i> .....	41
3.4.5 <i>Kirby-Bauer Test (Antimicrobial Test)</i> .....	42
<b>BAB 4 ANALISIS DATA DAN PEMBAHASAN .....</b>	<b>43</b>
4.1 Hasil Pelapisan Ag-Zn pada SS 316L .....	43
4.2 Hasil Pengujian <i>Energy Dispersive X-Ray (EDX)</i> .....	44
4.3 Analisis Hasil Karakterisasi X-Ray Diffraction (XRD) .....	46
4.3.1 Analisis Hasil Karakterisasi Fasa Dengan Variasi Waktu Deposisi ....	46
4.3.2 Analisis Hasil Karakterisasi Fasa Dengan Variasi Waktu Deposisi ....	50
4.4 Karakterisasi <i>Scanning Electron Microscopy (SEM)</i> lapisan tipis Ag-Zn..	56

4.5 Hasil Pengujian Atomic Force Microscopy (AFM).....	63
4.6 Kekuatan Adhesi .....	68
BAB 5 KESIMPULAN DAN SARAN.....	75
5.1 Kesimpulan .....	75
5.2 Saran.....	76
DAFTAR PUSTAKA .....	77
LAMPIRAN.....	83
LAMPIRAN A Perhitungan Luas Area Target Lapisan Ag-Zn .....	83
LAMPIRAN B Perhitungan Ketebalan Lapisan Ag-Zn .....	86
LAMPIRAN C Data hasil uji XRD pada lapisan tipis Ag-Zn .....	88
LAMPIRAN D Data JCPDS Ag 00-001-1164 .....	100
LAMPIRAN E Hasil analisis kuantitatif ukuran kristal dan inhomogeneous strain sampel dengan lapisan Ag-Zn.....	102
LAMPIRAN F Hasil uji morfologi menggunakan SEM pada lapisan tipis Ag- Zn.....	120
LAMPIRAN G Perhitungan zona inhibisi lapisan tipis Ag-Zn .....	127

*(Halaman ini sengaja dikosongkan)*



## DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Langkah pembentukan <i>biofilm</i> pada permukaan polimer. (Tobias., 2014) .....	7
Gambar 2.2 Hasil uji antimikroba pada permukaan titanium yang tanpa dilapisi Ag (C-1), dengan dilapisi Ag (C-2) dan (C-3) (Zheng, 2012).....	11
Gambar 2.3 Hasil SEM pertumbuhan <i>S. mutans</i> pada (a) Ti tanpa Zn, (b) Ti dengan deposisi Zn 20 menit, (c) Zn 40 menit dan (d) Zn 60 menit. (Xuddk, 2010) .....	13
Gambar 2.4 Hasil SEM dari pure Ti dan pelapisan dengan Ti-Ag pada komposisi (a)1,2% Ag, (b) 1,2% Ag dan (c) 21,6% Ag secara tampak atas dan <i>cross section</i> . (Bai, 2015).....	14
Gambar 2.4 Hasil SEM dari pure Ti dan pelapisan dengan Ti-Ag pada komposisi (a)1,2% Ag, (b) 1,2% Ag dan (c) 21,6% Ag secara tampak atas dan <i>cross section</i> . (Bai, 2015) ( <i>Lanjutan</i> ).....	15
Gambar 2.5 hasil Uji XRD dari pure Ti dan pelapisan dengan Ti-Ag pada komposisi 1,2 sampai 21,6% Ag. (Bai, 2015) .....	16
Gambar 2.6 A.Hasil dari morfologi permukaan hasil dari Ti murni, Ti dengan Zn,Ti dengan Ag dan Ti dengan Zn/Ag. (B.) Hasil gambar fluerescent dari hidup (hijau) dan mati (merah) bakteri setelah treatment. (Lin, 2016) .....	17
Gambar 2.7 Skema Kerja Vacuum Deposition (Mattox, 2010).....	20
Gambar 2.8 Skema Proses Sputtering dan Tumbukan Ion Pada Material Target (Wolf, 1995).....	21
Gambar 2.9 Skema Kerja Arc Vapor Deposition Berdasarkan Sumber Arc Vaporization (a) Vaccum Arc, (b) Gaseous Cathodic Arc, (c) Anodic Arc, (d) Cathodic Arc with Plasma Duct (Mattox, 2010).....	25
Gambar 2.10 Skema Kerja Ion Plating (a) Plasma Based dan (b) Vacuum Based (Mattox, 2010) .....	26

Gambar 2.11 Perbandingan mode kerja ion perak (Ag) terhadap bakteri Gram negatif, <i>Escherichia Coli</i> (1) Pembentukan pori; metabolit dan kebocoran ion (ditampilkan sebagai plus dan minus pada gambar di atas) (2) Denaturasi struktural dan sitoplasma protein; inaktivasi enzim. (3) Inaktivasi enzim rantai pernapasan. (4) Peningkatan spesies oksigen reaktif intraseluler (ROS). (5) Interaksi dengan ribosom. (6) Interaksi dengan asam nukleat. (Ketziordkk, 2017) .....	27
Gambar 2.12 Zona inhibisi pertumbuhan <i>Pseudomonas aeruginosa</i> untuk PVD "silver" yang di sputter pada high density polyethylene (HDPE) ditempatkan ke agar untuk menumbuhkan <i>Staphylococcus aureus</i> (Djokic, 2008). .....	31
Gambar 3.1 Diagram Alir Penelitian .....	34
Gambar 3.2 Diagram Alir Uji Antimikrobia .....	35
Gambar 3.3 Alat pengujian SEM-EDX .....	39
Gambar 3.4 Alat pengujian XRD .....	40
Gambar 3.5 Alat pengujian AFM .....	41
Gambar 3. 6 Kekuatan adhesi dari HF 1 sampai HF 6 (Alam dkk., 2013) .....	42
Gambar 4.1 Sampel hasil pelapisan Ag-Zn pada substrat SS316L dengan metode <i>RF Sputtering</i> (a) 5% Zn-15 menit, (b) 5% Zn-30 menit, (c) 5% Zn-45 menit, (d) 10% Zn-15 menit, (e) 10% Zn-30 menit, (f) 10% Zn-45 menit, (g) 15% Zn-15 menit, (h) 15% Zn-30 menit, (i) 15% Zn-45 menit, (j) 20% Zn-15 menit, (k) 20% Zn-30 menit, (l) 20% Zn-45 menit. ....	44
Gambar 4.2 Hasil analisis uji XRD pada waktu deposisi 15 menit.....	47
Gambar 4.3 Hasil analisis uji XRD pada waktu deposisi 30 menit.....	48
Gambar 4.4 Hasil analisis uji XRD pada waktu deposisi 45 menit.....	49
Gambar 4.5 Plot Pergeseran Puncak Lapisan Tipis Ag-Zn Pada Waktu Deposisi 15 Menit. ....	51

Gambar 4.6 Plot pergeseran puncak lapisan tipis Ag-Zn pada waktu deposisi 15 menit. ....	53
Gambar 4.7 Plot pergeseran puncak lapisan tipis Ag-Zn pada waktu deposisi 15 menit .....	54
Gambar 4.8 Hasil SEM tampak atas lapisan Ag-Zn dengan variasi luas area (a) 5 % Zn, (b) 10 % Zn, (c) 15 % Zn, dan (d) 20 % Zn pada waktu deposisi 15 menit .....	56
Gambar 4.9 Hasil SEM tampak atas lapisan Ag-Zn dengan variasi luas area (a) 5 % Zn, (b) 10 % Zn, (c) 15 % Zn, dan (d) 20 % Zn pada waktu deposisi 30 menit .....	57
Gambar 4.10 Hasil SEM tampak atas lapisan Ag-Zn dengan variasi luas area (a) 5 % Zn, (b) 10 % Zn, (c) 15 % Zn, dan (d) 20 % Zn pada waktu deposisi 45 menit .....	58
Gambar 4.11 Hasil SEM tampak samping lapisan Ag-Zn dengan variasi luas area (a) 5 % Zn, (b) 10 % Zn, (c) 15 % Zn, dan (d) 20 % Zn pada waktu deposisi 15 menit .....	60
Gambar 4.12 Hasil SEM tampak samping lapisan Ag-Zn dengan variasi luas area (a) 5 % Zn, (b) 10 % Zn, (c) 15 % Zn, dan (d) 20 % Zn pada waktu deposisi 30 menit .....	61
Gambar 4.13 Hasil SEM tampak samping lapisan Ag-Zn dengan variasi luas area (a) 5 % Zn, (b) 10 % Zn, (c) 15 % Zn, dan (d) 20 % Zn pada waktu deposisi 45 menit .....	62
Gambar 4.14 Hasil uji kekasaran permukaan lapisan Ag-Zn dengan variasi luas area (a) 5 % Zn, (b) 10 % Zn, (c) 15 % Zn, dan (d) 20 % Zn pada waktu deposisi 15 menit .....	64
Gambar 4.15 Hasil uji kekasaran permukaan lapisan Ag-Zn dengan variasi luas area (a) 5 % Zn, (b) 10 % Zn, (c) 15 % Zn, dan (d) 20 % Zn pada waktu deposisi 30 menit .....	65

Gambar 4.16 Hasil uji kekasaran permukaan lapisan Ag-Zn dengan variasi luas area (a) 5 % Zn, (b) 10 % Zn, (c) 15 % Zn, dan (d) 20 % Zn pada waktu deposisi 45 menit.....	66
Gambar 4.17 Hasil uji kekuatan adhesi pada variasi waktu deposi 15 menit dan <i>surface ratio</i> (a) 5% Zn, (b) 20% Zn; waktu deposisi 30 menit dan <i>surface ratio</i> (c) 5% Zn, (d) 20% Zn.....	69
Gambar 4.18 Hasil uji kekuatan adhesi pada variasi waktu deposi 45 menit dan <i>surface ratio</i> (e) 5% Zn, (f) 20% Zn. ....	70
Gambar 4.19 Hasil analisis uji antimikrobial pada lapisan Ag-Zn (a) surface area 5% Zn waktu deposisi 15,30,45 menit. (b) surface area 10% Zn waktu deposisi 15,30,45 menit.(c) surface area 15% Zn waktu deposisi 15,30,45 menit.(d) surface area 20% Zn waktu deposisi 15,30,45 menit dan sampel non-coating. ....	72

## DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Komposisi kimia <i>stainless steel</i> 316l.....	5
Tabel 2.2 Karakteristik pasien dan kemungkinan terjadinya infeksi yang disebabkan oleh bakteri e. Coli.....	7
Tabel 2.3 Mekanisme antibakterial dan keuntungan biologi .....	9
Tabel 2.4 Sifat fisis dan mekanik logam silver .....	10
Tabel 2.5 Sifat fisis dan mekanik logam zinc .....	12
Tabel 4.1 Data komposisi lapisan tipis Ag-Zn (wt%).....	45
Tabel 4.2 Tabel Perhitungan <i>Inhomogenous strain</i> dan ukuran kristalit pada waktu deposisi 15 menit dengan variasi <i>surface ratio</i> 5%, 10%, 15%, dan 20% Zn. ....	52
Tabel 4.3 Perhitungan <i>inhomogenous strain</i> pada waktu deposisi 30 menit dengan variasi <i>surface ratio</i> 5%, 10%, 15%, dan 20% Zn. ....	53
Tabel 4.4 Perhitungan <i>inhomogenous strain</i> pada waktu deposisi 45 menit dengan variasi <i>surface ratio</i> 5%, 10%, 15%, dan 20% Zn. ....	55
Tabel 4.5 Hasil ketebalan lapisan pada substrat SS 316L.....	63
Tabel 4.6 Hasil uji kekasaran lapisan tipis Ag-Zn .....	67
Tabel 4.7 Hasil Pengukuran Zona Inhibisi Lapisan tipis Ag-Zn .....	73

*(Halaman ini sengaja dikosongkan)*

# BAB 1

## PENDAHULUAN

### 1.1 Latar Belakang

Implan tulang telah banyak diaplikasikan pada bidang medis. Salah satu material yang paling banyak digunakan sebagai implan tulang adalah *stainless steel type 316L* (SS 316L). Tidak hanya digunakan di industri bangunan, industri makanan, peralatan rumah tangga, dan obat-obatan, SS 316L juga digunakan sebagai implan tulang ortopedi karena sifatnya yang tahan terhadap korosi dan bahan kimia, selain itu juga memiliki sifat mekanik dan estetik yang baik (Charlot., 2009). Namun penggunaan *stainless steel* sebagai implan tulang sendiri memiliki resiko yang berhubungan dengan infeksi oleh bakteri dan jamur. Alasan terjadinya infeksi pasca operasi implan terutama adalah kontaminasi pada permukaan implan selama proses implantasi dengan pembentukan *biofilm* serta penyebaran bakteri hematogen (Ruchholtz., 2004).

Kasus infeksi pasca operasi implan ortopedik dapat mengakibatkan dampak buruk pada pasien. Infeksi merupakan komplikasi serius yang menyebabkan sulitnya proses penyembuhan dan beresiko gagalnya pengobatan pada pasien yang mengalaminya. Salah satu jenis bakteri yang umumnya memiliki kemampuan menghasilkan bibit bakteri pada implan ortopedi hingga terbentuk *biofilm* adalah bakteri *Eschericia Coli* (Crémet dkk., 2011). Keberadaan bakteri *E.Coli* ini dapat menjajah atau menyerang jaringan inang dan meningkatkan respon inflamasi (Jonson & Russo., 2002). Pengobatan sistemik pada tulang terinfeksi pun dapat dilakukan dengan pemberian obat antibiotik, namun penggunaan obat-obatan ini tidak sepenuhnya dapat menghilangkan efek infeksi karena akses obat-obatan jarang dengan tepat mengenai bagian terinfeksi atau bakteri dapat berkembang dan resistensi terhadap antibiotik tersebut (Lew., 2004).

Persyaratan klinis dalam pemakaian alat implan di dalam tubuh yaitu memiliki ketahanan aus dan biokompabilitas yang baik (Nasab & Hasan, 2010). Material yang memiliki sifat biokompabilitas adalah material implan dalam tubuh yang tidak ditolak oleh tubuh, tidak menimbulkan infeksi dan dapat menyatu

dengan jaringan tulang (Yuswono., 2010). Untuk itu, saat banyak pengembangan riset yang berfokus pada modifikasi permukaan material bertujuan untuk memperbaiki sifat antimikrobia dan mencegah adanya adhesi bakteri pada permukaan (Paladini dkk., 2015).

Unsur *Silver* atau perak (Ag) telah dikenal sebagai bahan antimikrobia yang telah digunakan lebih dari 2000 tahun yang lalu. Ag saat ini banyak digunakan untuk mengontrol pertumbuhan bakteri dalam berbagai aplikasi seperti gigi buatan, kateter, dan luka bakar. Bahkan ion Ag dan senyawa berbasis Ag sangat beracun untuk mikroorganisme, menunjukkan efek biosidal yang kuat pada sebanyak 12 spesies bakteri, termasuk *E.Coli* (Kim dkk., 1998). Partikel antimikrobia dalam ukuran nano dapat didepositkan langsung maupun diaplikasikan pada pelapisan polimer. Perak dalam ukuran nano adalah riset yang terus berkembang karena memiliki sifat antimikrobia yang unik (Paladini dkk., 2015). Sedangkan unsur *Zinc* (Zn) adalah unsur yang jumlahnya berlimpah di bumi dan sangat dibutuhkan di dalam tubuh manusia, selain itu unsur Zn termasuk golongan logam berat yang memiliki sifat antimikrobia (Tapiero & Tew, 2003).

Berdasarkan sifat antimikrobia yang baik dari unsur *silver* dan *zinc* tersebut, maka pada riset ini dilakukan proses deposit *silver* dan *zinc* pada permukaan substrat SS 316L dengan metode PVD *RF Sputtering* untuk mengkaji sifat antimikrobia dan penelitian pada unsur ini belum banyak dilakukan sebelumnya. Teknologi pelapisan ini menghasilkan lapisan *silver-zinc* dengan tingkat kehalusan tinggi, kemudian dilakukan pengujian untuk mengetahui pengaruh parameter proses terhadap morfologi, sifat mekanik, dan sifat antimikrobia dari *silver-zinc thin film coating*.

## 1.2 Rumusan Masalah

Rumusan masalah dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Bagaimana pengaruh variasi *surface ratio* Ag dan Zn pada PVD *RF Sputtering* terhadap morfologi, sifat mekanik, dan sifat antimikrobia dari *Ag-Zn thin film coating*.



2. Bagaimana pengaruh parameter waktu deposisi pada PVD *RF Sputtering* terhadap morfologi, sifat mekanik, dan sifat antimikrobia dari *Ag-Zn thin film coating*.

### **1.3 Batasan Masalah**

Dalam penelitian ini beberapa hal yang dianggap sebagai batasan masalah yaitu:

1. Dimensi material substrat SS 316L dianggap sama.
2. Jarak antar elektroda dijaga supaya tidak berubah pada tiap proses deposisi.
3. Perubahan temperatur pada saat proses berlangsung dianggap sama.
4. Perubahan tegangan DC-BIAS pada saat proses deposisi diabaikan.
5. *Minor impurity* pada proses *sputtering* diabaikan.

### **1.4 Tujuan**

Tujuan dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Menganalisis perbandingan *surface ratio* Ag dan Zn pada PVD *RF Sputtering* terhadap morfologi, sifat mekanik, dan sifat antimikrobia dari *Ag-Zn thin film coating*.
2. Menganalisis pengaruh parameter proses waktu deposisi pada PVD *RF Sputtering* terhadap morfologi, sifat mekanik, dan sifat antimikrobia dari *Ag-Zn thin film coating*.

### **1.5 Manfaat**

Dengan mengetahui sifat dari *Ag-Zn thin film coating*, riset ini dapat mendukung aplikasi pelapisan *Ag-Zn* dengan PVD *RF Sputtering* sebagai *antimicrobial coating*. Manfaat dari penelitian ini ditujukan kepada pemerintah, peneliti lain, industri, dan masyarakat, yang dapat diuraikan sebagai berikut

1. Bagi pemerintah penelitian ini dapat dimanfaatkan sebagai acuan bahwa riset material di bidang kesehatan, terutama di bidang implan tulang

sangatlah penting untuk dikaji lebih lanjut, dan bahkan untuk direalisasikan.

2. Bagi peneliti lain (terutama mahasiswa), penelitian ini bermanfaat sebagai tolok ukur penelitian tentang *antimicrobial* selanjutnya agar nantinya penelitian ini tidak hanya menjadi bahan koleksi perpustakaan semata. Selain itu, penelitian ini juga dapat digunakan sebagai salah satu sumber belajar dan pengajaran demi pengembangan ke arah yang lebih baik.
3. Bagi industri yang bergerak di bidang kesehatan, penelitian ini dapat dimanfaatkan sebagai acuan untuk mewujudkan ladang usaha yang potensial
4. untuk produksi massal demi kemajuan teknologi medis Indonesia. Yang terakhir, bagi masyarakat, penelitian ini dapat dimanfaatkan sebagai salah satu sumber wawasan untuk pengembangan ilmu pengetahuan di masa mendatang, demi mewujudkan pendidikan Indonesia yang lebih inovatif dan aplikatif.

## BAB 2

### TINJAUAN PUSTAKA

#### 2.1 Baja Tahan Karat Tipe 316L

Baja tahan karat tipe 316L atau biasa disebut *stainless steel* tipe 316L merupakan salah satu type austenitic stainless steel. Baja tahan karat ini memiliki keunggulan tahan terhadap korosi, sifat fisik dan sifat mekanik yang baik, serta permukaan yang mudah dibersihkan. Komposisi kimia dari *stainless steel* tipe 316L telah dikembangkan untuk memperoleh struktur austenit yang stabil yang memiliki banyak keuntungan, yaitu: Baja *stainless steel* austenitik memiliki struktur FCC sehingga lebih unggul dari *stainless steel* feritik dalam ketahanan terhadap korosi karena kepadatan atom kristalografi yang lebih tinggi, rasio kekuatan luluh dan kekuatan tarik yang sangat rendah dan mampu bentuk yang tinggi, *cold working* dan *successive aging treatment* dapat diterapkan untuk meningkatkan kekuatan. *Stainless steel* austenitik pada dasarnya bersifat non magnetik (Sutowo dkk., 2014).

Salah satu material yang paling banyak digunakan sebagai implan adalah baja tahan karat tipe 316L. Baja tahan karat tipe 316L merupakan material yang paling umum digunakan untuk material implan. Komposisi dari stainless steel 316L ditunjukkan pada Tabel 2.1.

Tabel 2.1 Komposisi kimia *stainless steel* 316l

Material	%C	%Si	%Mn	%P	%S	%Cr	%Ni	%Mo	%N
316L Standard	<0.03	<1.00	<2.00	<0.045	<0.03	16-18	10-14	2-3	<0.10

Sumber: (ASTM F138, F139)

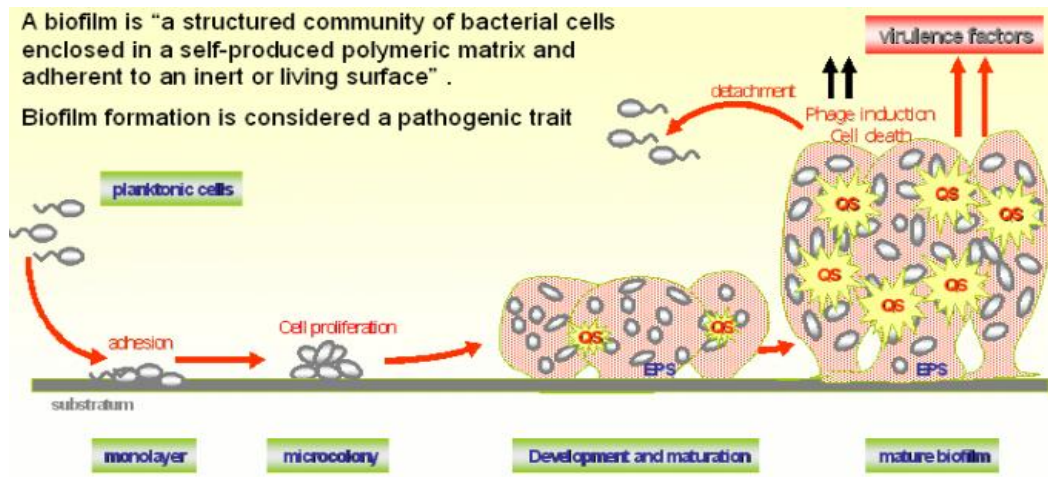
Ketahanan korosi dari SS 316L yang berpengaruh besar terhadap biokompabilitas dari material ini. Dengan ketahanan korosi yang baik, degradasi yang disebabkan oleh reaksi elektrokimia sangat kecil atau tidak berpengaruh signifikan di dalam tubuh (Martinesi dkk., 2007). Akan tetapi SS 316L tidak memiliki sifat antimikrobial sehingga kemungkinan terjadinya infeksi semakin

tinggi. Ferreri dkk. (2015) adalah salah satu peneliti yang mencoba melapisi SS 316 L agar memiliki sifat antimikrobal untuk mencegah terbentuknya *biofilm* pada permukaan material.

## **2.2 Infeksi pada Perangkat Medis**

Perangkat medis memiliki resiko yang berhubungan dengan infeksi oleh bakteri dan jamur. Rata-rata resiko infeksi pada implantasi pertama adalah 1-4%, kemudian akan naik hingga 17% setelah operasi selanjutnya (Tobias, 2014). Infeksi bakteri dimungkinkan karena kesalahan saat operasi dari peralatan kesehatan yang digunakan, sehingga menyebabkan mikroorganisme menyerang luka selama operasi.

Berbagai mikroorganisme dapat bertindak sebagai pathogen, salah satunya adalah bakteri *Escherichia Coli*. Jenis bakteri *E. Coli* dapat hidup berkoloni dan membentuk *biofilm* pada jaringan tubuh dan permukaan peralatan medis. Pembentukan *biofilm* ini menjadi masalah yang serius dalam bidang medis, sebab dapat menyebabkan masalah jaringan dan menantang kerja sel imun. Meskipun pencegahan terhadap *biofilm* sering dilakukan dengan pemberian obat-obatan antibiotik dan pemasangan material implan dengan benar. Namun kenyataannya tidak sepenuhnya dapat menghalangi terjadinya koloni bakteri dan pembentukan *biofilm*. Mekanisme adhesi dan pertumbuhan bakteri hingga terbentuknya *biofilm* dapat dilihat pada Gambar 2.1.



Gambar 2.1 Langkah pembentukan *biofilm* pada permukaan polimer. (Tobias., 2014)

Bakteri *E.Coli* dapat tersebar dan membentuk koloni pada beberapa bagian tubuh manusia yang pernah dilakukan pembedahan *ortopedic implant*. Hal ini dapat ditunjukkan dari tabel berikut.

Tabel 2.2 Karakteristik pasien dan kemungkinan terjadinya infeksi yang disebabkan oleh bakteri *e. Coli*

Karakteristik	<i>E. Coli</i> (%)
Rentang umur	48-95
Jenis Kelamin Perempuan	67%
<b>Tempat terjadinya infeksi:</b>	
Pinggul ( <i>hip</i> )	63%
Lutut ( <i>knee</i> )	20%
Tulang paha ( <i>femur</i> )	7%
Tulang belakang ( <i>spine</i> )	3%
Tulang panggul ( <i>pelvis</i> )	3%
Mata kaki ( <i>Ankle</i> )	3%

Sumber: Cremet, 2011

Permukaan material yang tidak mampu merespon jaringan positif dan menghalangi bakteri maka akan berpotensi terbentuknya *biofilm*. Seperti halnya pada material SS 316L meskipun memiliki sifat biokompabilitas dan anti korosi yang baik dalam tubuh, namun cenderung tidak dapat mencegah terbentuknya inisiasi bakteri yang menyebabkan *biofilm* pada permukaanya.

### **2.3 Paduan Logam Antimikrobial**

Logam berperan sebagai antibakteri karena dapat mempresipitasikan enzim-enzim atau protein esensial dalam sel. Daya atau kemampuan suatu logam pada konsentrasi rendah untuk mematikan suatu bakteri disebut daya *oligodinamik*.

Aktivitas protein yang tinggi menyebabkan pengikatan logam berat, akumulasi ion logam tersebut dapat menyebabkan kematian sel. Dengan demikian logam dapat pula bersifat sebagai bahan antimikrobial. Logam-logam yang umumnya dipakai adalah jenis logam berat Hg, Ag, As, Zn dan Cu. Daya antimikrobial dari logam berat, dimana pada konsentrasi yang kecil saja dapat membunuh mikroba dinamakan daya oligodinamik.

Antibiotik adalah zat-zat yang dihasilkan oleh suatu mikroba yang mampu menghambat atau membunuh mikro lainnya. Mikroba penghasil antibiotik adalah bakteri dan jamur. Antibiotik banyak digunakan untuk pengobatan penyakit yang disebabkan oleh bakteri dan beberapa oleh jamur. Jenis antibiotik yang umumnya digunakan pada dunia kedokteran belum seungguhnya dapat membunuh bakteri dan jamur. Oleh karena pada jenis logam tertentu dikenal dari zaman kuno memiliki sifat antibakteri yang baik, maka pemanfaatannya dapat digunakan pada masa ini.

Logam tertentu telah banyak digunakan sebagai agen antimikroba sejak zaman kuno. Logam telah digunakan untuk aplikasi sifat antimikroba selama ribuan tahun. Misalnya, wadah yang terbuat dari Cu dan Ag telah digunakan untuk penyimpanan air dan pengawetan makanan sejak zaman raja-raja Persia. Praktek ini kemudian diadopsi oleh Fenisia, Yunani, Romawi dan Mesir. Pemukim dari Amerika Utara menjatuhkan Ag koin pada jalur aliran untuk melestarikan air, anggur, susu dan cuka, dan strategi yang sama digunakan oleh

tentara Jepang selama Perang Dunia Kedua untuk mencegah penyebaran *dysentery*. Mekanisme antibakterial dan keuntungan biologi dari ion *silver* dan *zinc* dapat dilihat pada tabel berikut ini.

Tabel 2.3 Mekanisme antibakterial dan keuntungan biologi

Ion	Mekanisme Antibakteri	Keuntungan Biologi
Ag	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Mengganggu fungsi membran bakteri, protein dan enzim</li> <li>• Menyebabkan bakteri tidak membentuk keadaan kultur</li> <li>• Berinteraksi dengan bakteri melalui efek mikro galvanik</li> </ul>	
Zn	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Pembangkit spesies oksigen reaktif</li> <li>• Serapan ion Zn berlebihan pada sel</li> <li>• Penghambat aktivitas bakteri ganda</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Diperlukan untuk sintesis dan stabilisasi protein</li> <li>• Konstituen pada sistem anti oksidan</li> <li>• Anti-inflamasi</li> <li>• Merangsang pembentukan tulang dan pertumbuhan pembuluh darah</li> </ul>

Sumber: Lin, 2016

## 2.4 Pengaruh Logam Ag dan Zn Terhadap Sifat Antimikrobia

Berbagai unsur logam dapat mempengaruhi sifat antibakteri. Beberapa jenis logam yang memiliki pengaruh besar terhadap penghambatan aktivitas bakteri, diantaranya:

### A. Perak

Perak telah digunakan digunakan sebagai obat penyembuhan dan agen antibakteri selama ribuan tahun yang lalu. Bahkan jauh sebelum pengembangan obat-obatan modern, perak telah digunakan sebagai bahan pembasmi kuman dan antibiotik. Pengembangan perak dimulai dengan penggunaan *orthopaedic surgery* sejak abad pertengahan saat umumnya para dokter bedah menggunakan plat *silver* untuk memperbaiki tulang yang retak dan rekonstruksi wajah. Pada *orthopaedic surgery*, *metallic silver* telah digunakan sebagai instrumen dan alat bedah untuk mengurangi resiko infeksi dan pembentukan *biofilm*. Alat implant yang digunakan menggunakan *metallic silver* atau *silver-coating technology* termasuk kawat, pin,

sekrup, *fracture fixation plates*, dan *total joint prosthesis* untuk lutut, bahu, dan pergelangan kaki (Lansdown, 2006). Interaksi *silver* terhadap jaringan dapat mencegah infeksi dan meningkatkan regenerasi jaringan. Regenerasi tersebut sangat dipengaruhi oleh aktifitas mikroba pada jaringan sehingga semakin kecil aktifitas mikroba meningkatkan regenerasi jaringan. *Silver* juga telah menunjukkan biokompabilitas yang tinggi pada penggunaannya dan sering digunakan sebagai *dental implant*, penutup luka, serta doping pada *bioglass* (Johnson & Shiraishi, 2014).

Tabel 2.4 Sifat fisis dan mekanik logam silver

Sifat Logam Ag	Nilai
Densitas	10.5 g/cm <sup>3</sup>
Titik Lebur	916.78°C
Titik Didih	2162°C
Kekerasan	251 Mpa

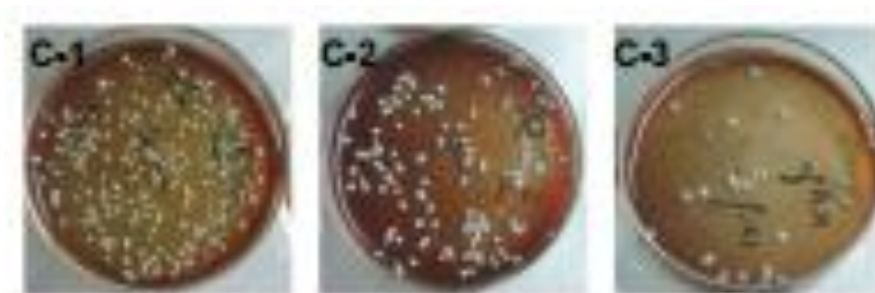
Sumber: David, 1995

Sifat spektrum luas antimikroba dari ion perak, Ag<sup>+</sup>, telah digunakan sejak zaman kuno oleh budaya Mediterania dan Asia dari kertas perak dalam perawatan bedah luka dan patah tulang. Perak yang diubah menjadi Zeolit dan *clay* telah digunakan sebagai pelapis dan komposit untuk memberi khasiat antimikroba pada bahan *filler* gigi, kemasan makanan, salep, *stainless steel*, kertas, cat, dan produk plastik (Coleman, 2008). Sifat antibakteri dari perak juga telah dimanfaatkan dengan menggabungkannya dengan material implan keramik dan *glass* untuk regenerasi prosthesis dan jaringan (Bellantone, 2000). Selanjutnya, nanopartikel perak, kompleks, chelat dan kompositnya telah terbukti mampu mencegah bakteri terhadap berbagai macam patogen dengan berbagai teknik dan aplikasi biomedis (Alt dkk, 2004).

Penelitian yang dilakukan oleh Zheng pada tahun 2012 yaitu pada Ag yang diimplankan pada permukaan titanium menunjukkan bahwa hasil pelapisan Ti dengan *thin film* Ag dapat menghilangkan kemungkinan pembentukan koloni bakteri sekitar 90%, sedangkan pada Ti yang tanpa dilapisi dengan Ag hanya



dapat menghindar dari koloni bakteri sekitar 40%. Hal ini disebabkan bahwa Ti sendiri juga jenis material implan yang memiliki sifat antibakteri, sehingga mampu menghadang sebagian pembentukan bakteri.



Gambar 2.2 Hasil uji antimikroba pada permukaan titanium yang tanpa dilapisi Ag (C-1), dengan dilapisi Ag (C-2) dan (C-3) (Zheng, 2012).

Kelemahan antibakteri pada nanopartikel silver yang diinvestigasi dengan metode difusi *kirby bauer test* menunjukkan bahwa nanopartikel silver koloidal menghambat pertumbuhan dan penggandaan dari bakteri yang diujikan, yaitu berdasarkan multiresisten bakteri yang tinggi pada *Escherchia Coli* dan aktivitas antibakteri yang tinggi hasil observasi pada total konsentrasi silver yang sangat rendah (Guzman, 2009).

## **B. Seng**

Seng adalah mikromineral yang ada di mana-mana dalam jaringan manusia/hewan dan terlibat dalam fungsi berbagai enzim dalam proses metabolisme. Sekitar 90% seng di dalam tubuh ditemukan pada tulang dan otot yang memiliki mobilitas sangat lambat. Seng terlibat pada lebih dari 90 enzim yang hubungannya dengan metabolisme karbohidrat dan energi, degradasi/sintesis protein, sintesis asam nukleat, biosintesis heme, transpor CO<sub>2</sub> (anhidrase karbonik) dan reaksi-reaksi lain. Seng juga memiliki sifat anti bakteri yang baik (Almatsier., 2001).

Seng merupakan antioksidan dan zat anti-inflamasi penting dalam tubuh manusia, kekurangannya dapat menyebabkan tertundanya penyembuhan luka,

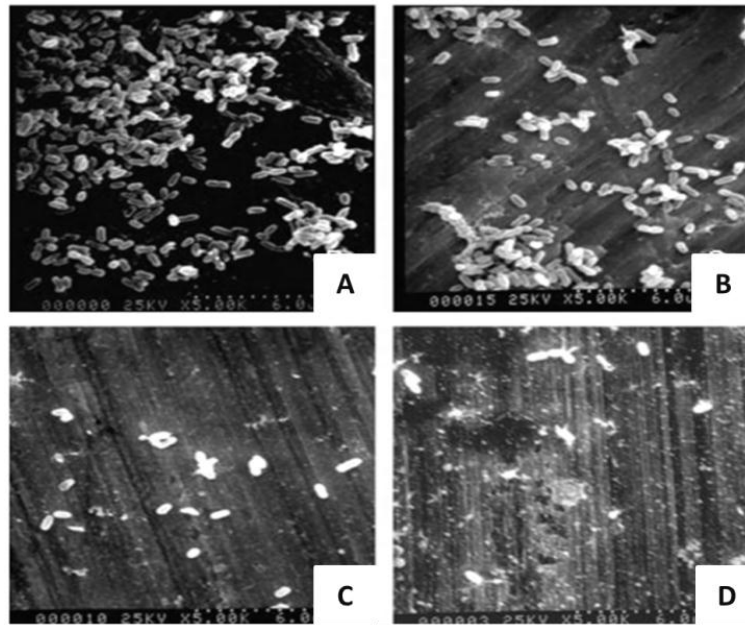
disfungsi kekebalan tubuh, retardasi pertumbuhan dan gangguan neurosensori (Coleman, 2009). Dalam tubuh manusia ion  $Zn^{2+}$  terkait dengan struktur dan fungsi sejumlah besar makromolekul, memiliki peran yang sangat penting untuk lebih dari 300 proses enzimatik termasuk regulasi pertumbuhan tulang dan replikasi DNA. Tindakan antimikroba ion  $Zn^{2+}$  cukup bagus meski kurang luas jika dibandingkan dengan  $Ag^+$ , namun sifat penyembuhan luka dan bakterinya juga dieksploitasi dalam berbagai formulasi, komposit dan lapisan (Bright, 2002).

Tabel 2.5 Sifat fisis dan mekanik logam zinc

Sifat Logam Zn	Nilai
Densitas	7.14 g/cm <sup>3</sup>
Titik Lebur	419.53°C
Titik Didih	907°C
Kekerasan	412 Mpa

Sumber: Powell, 2000

Penelitian sebelumnya yang dilakukan oleh Xu dkk.(2010) yaitu pada Zn sebagai pelapis Ti menunjukkan bahwa banyaknya bakteri yang menempel pada Ti yang tanpa dipadukan Zn, dan jumlah bakteri jauh lebih sedikit terdapat pada permukaan Ti yang dipadukan dengan Zn. Semakin lama waktu deposisi Zn menunjukkan adhesi bakteri ke permukaan material terus menurun dan rantai bakteri mulai terpecah menjadi puing-puing. Pengurangan bakteri berkorelasi dengan konsentrasi Zn, menunjukkan bahwa sifat antibakteri Zn bergantung pada dosis. Demikian pula, Södeberg dkk.(1990) Menemukan bahwa konsentrasi tinggi pada Zn menunjukkan yang paling efektif untuk mengurangi kolonisasi bakteri.

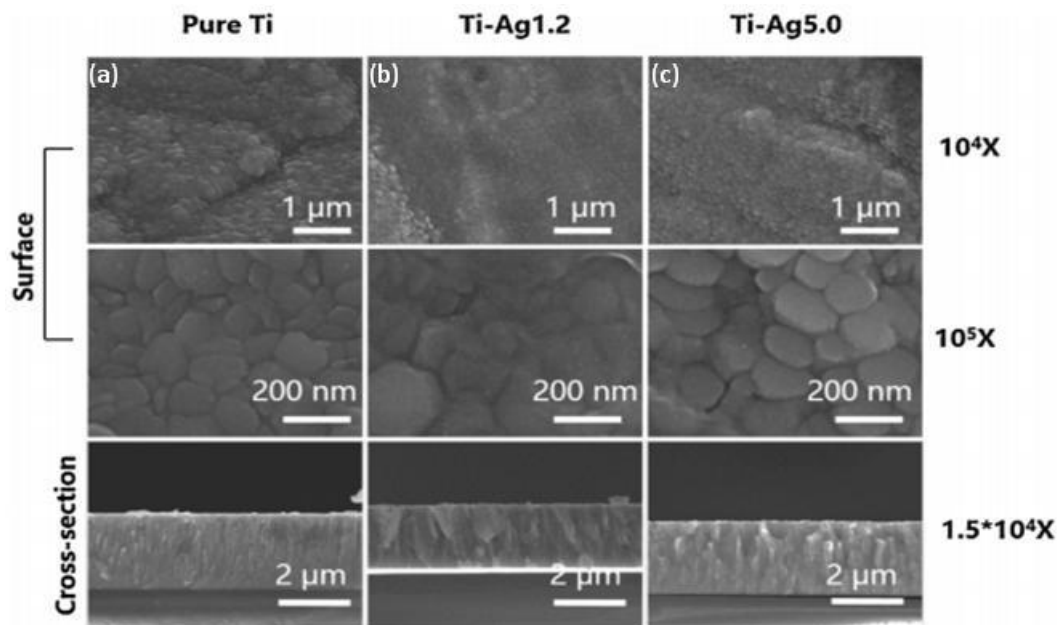


Gambar 2.3 Hasil SEM pertumbuhan *S. mutans* pada (a) Ti tanpa Zn, (b) Ti dengan deposisi Zn 20 menit, (c) Zn 40 menit dan (d) Zn 60 menit. (Xu dkk, 2010)

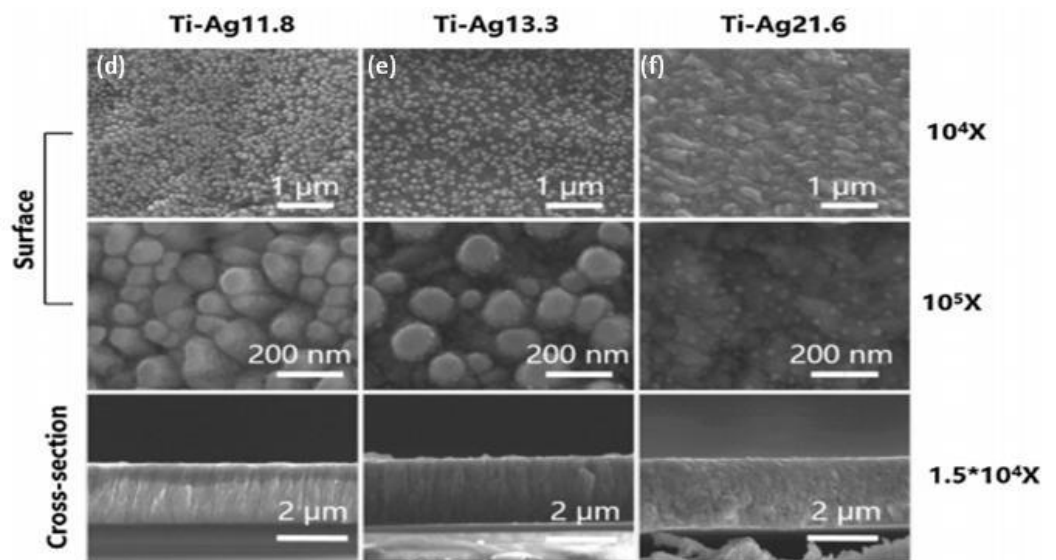
Berdasarkan penelitian yang dilakukan oleh Seil dkk.(2011) yaitu tentang pelapisan nanopartikel *zinc oxide* pada komposit biomaterial mengindikasikan bahwa persentase berat nanopartikel ZnO memberikan pengaruh penurunan aktivitas bakteri dibandingkan dengan polimer murni, dan ratio aktivitas bakteri lebih rendah saat konsentrasi nanopartikel lebih tinggi. Begitu pula dengan penelitian yang telah dilakukan oleh Petrini dkk. (2006) dan Liu dkk (2009) menunjukkan pada permukaan Ti yang dilapisi dengan ZnO secara signifikan mengurangi viabilitas strain bakteri *Streptococcus* dan menghambat pertumbuhan bakteri *E.Coli*. Bahkan pada konsentrasi yang lebih tinggi benar-benar memberikan efek yang dapat menghambat pertumbuhannya, sehingga mengindikasikan Zn sebagai agen efektif untuk membatasi kolonisasi bakteri pada permukaan Ti. Bagaimanapun, variabel konsentrasi antibakteri mungkin dipengaruhi oleh perbedaan mikroba dan seng oksida yang digunakan.

## 2.5 Penelitian Tentang Paduan Ag

Penelitian paduan Ag pernah dilakukan oleh Ewald tahun 2006 tentang thin film Ag/Ti yang dilakukan pada titanium dengan proses *physical vapor deposition* (PVD) menggunakan uji bakteri *Staphylococcus epidermis* menunjukkan adanya penurunan adhesi mikroorganisme yang signifikan pada permukaan yang dilapisi Ag/Ti dengan kandungan perak 0,7% sampai dengan 4% berkisar antara 32% sampai 64%. Penelitian selanjutnya yang dilakukan oleh Bai tahun 2015 dengan menggunakan nanostuktur titanium-silver (Ti-Ag) thin film pada substrat Ti dengan *magnetron sputtering* pada kandungan Ag 1,2 sampai 21,6%. Penelitian ini menunjukkan bahwa semakin meningkatnya konsentrasi Ag terjadi perubahan sifat pelapis dengan memiliki kristal kolomar padat, kolomar renggang (Ti-Ag11.8 dan Ti-Ag13.3) sampai tidak memiliki struktur kolomar (Ti-Ag21.6). Hal ini menunjukkan bahwa kuantitas dan diameter nanopartikel Ag meningkat.

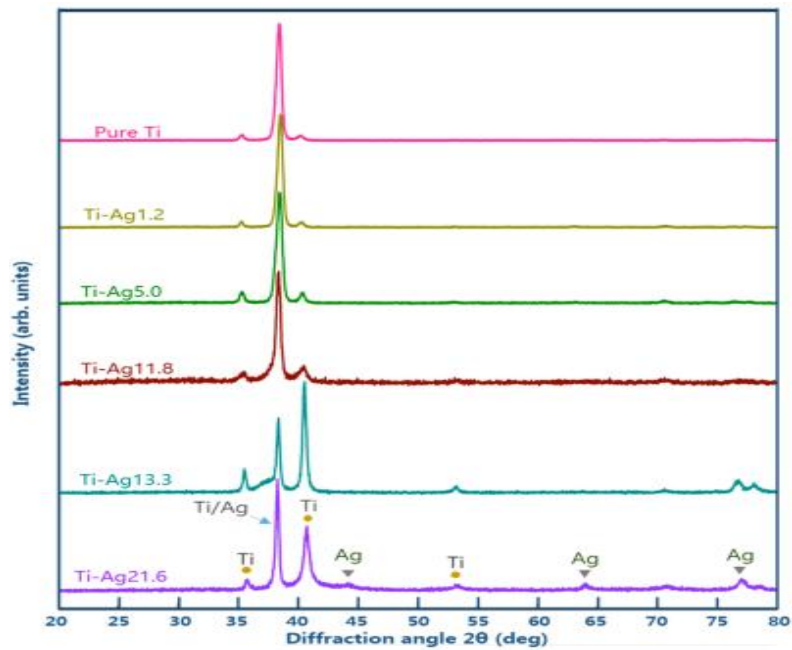


Gambar 2.4 Hasil SEM dari pure Ti dan pelapisan dengan Ti-Ag pada komposisi (a)1,2% Ag, (b) 1,2% Ag dan (c) 21,6% Ag secara tampak atas dan *cross section*. (Bai, 2015)



Gambar 2.4 Hasil SEM dari pure Ti dan pelapisan dengan Ti-Ag pada komposisi (a) 1,2% Ag, (b) 1,2% Ag dan (c) 21,6% Ag secara tampak atas dan *cross section*. (Bai, 2015) (*Lanjutan*)

Berdasarkan hasil uji XRD (Gambar 2.5) menunjukkan tidak terlihatnya difraksi puncak yang terkait dengan Ag dapat diamati pada lapisan Ti-Ag dengan konsentrasi Ag kecil. Selain itu, puncak Ti di 40,2° bergeser ke sisi kanan perlahan dengan pertambahan kandungan Ag dan itu dianggap berasal dari penurunan parameter kisi yang menunjukkan pembentukan larutan padat Ti dan Ag di lapisan Ti-Ag.

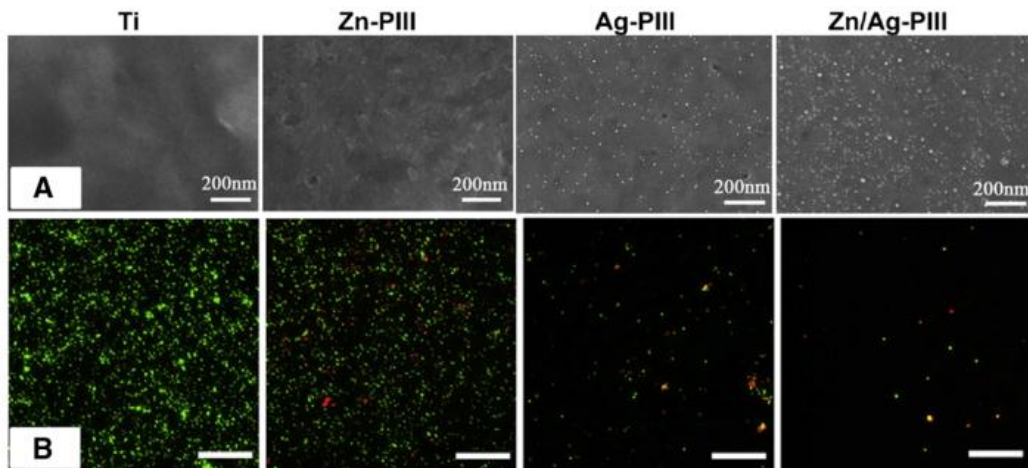


Gambar 2.5 hasil Uji XRD dari pure Ti dan pelapisan dengan Ti-Ag pada komposisi 1,2 sampai 21,6% Ag. (Bai, 2015)

Lapisan Ti-Ag secara efektif dapat membunuh *staphylococcus aureus* selama beberapa hari pertama dan memberikan efek yang tetap pada antibakteri setelah direndam selama 75 hari. Dari perspektif implan biomedikal, kemampuan antibakteri jangka panjang sangat diinginkan. Dengan demikian, lapisan Ti-Ag memiliki kemampuan antibakteri yang kuat pada hari-hari awal dan tetap mempertahankan kemampuannya setelah direndam selama 75 hari.

Selanjutnya penelitian tentang sifat antibakteri dari SS 420 yang diimplan dengan ion Ag/Cu oleh Zhang,dkk (2010) yang diuji antibakteri terhadap *S. Aureus* dan *A. Niger* menunjukkan bahwa sampel memiliki tingkat sterilisasi terhadap *S. Aureus* adalah di atas 99%. Sedangkan hasil uji bakteri dengan *A. Niger* pada implantasi ion Ag/Cu di baja *stainless steel* AISI 420 adalah memiliki tingkat sterilisasi yang baik, yaitu di atas 70%. Begitupula dengan penelitian yang dilakukan oleh Lin (2016) tentang Ag/Zn yang diimplankan pada Titanium melalui teknik fabrikasi dengan implantasi ion plasma immersion (PIII) yakni membandingkan antara nanopartikel Ag (AgNPs) yang disintesis secara in situ

dan dimobilisasi pada permukaan Ti (Gambar 2.4a), Zn yang ditanamkan pada permukaan Ti, dan lapisan pada permukaan Ti murni komersial (cp-Ti) dengan penanaman implan Zn dan Ag dengan menggunakan metode implantasi ion (PIII) (Gambar 2.6 A).



Gambar 2.6 A. Hasil dari morfologi permukaan hasil dari Ti murni, Ti dengan Zn, Ti dengan Ag dan Ti dengan Zn/Ag. (B.) Hasil gambar fluorescent dari hidup (hijau) dan mati (merah) bakteri setelah treatment. (Lin, 2016)

Penelitian tersebut menyimpulkan bahwa AgNP secara efektif mengurangi pembentukan *biofilm* dengan menghambat adhesi bakteri. Zn-implan Ti menyajikan keefektifan menghambat antibakteri pada E. Coli dan S. Aureus sampai batas tertentu. Selain itu, Kombinasi Zn dan Ag pada permukaan Ti menunjukkan penghambatan bakteri yang efektif baik secara *in vitro* (Gambar 2.6 B).

*Silver ion* dan *silver compound* memiliki aktifitas kuat terhadap sifat antimikroba terhadap lebih dari 650 tipe bakteri dan memiliki potensi pada berbagai macam aplikasi seperti *antibacterial filter*, *wound dressing materials*, dll. *Silver nanoparticles* telah banyak digunakan di aplikasi biomedis dan merupakan riset yang terus berkembang. Oleh karena itu, pada penelitian ini akan mencoba mengembangkan penelitian tentang paduan *silver-zinc (Ag-Zn) thin film* menggunakan *RF sputtering* untuk mengetahui sifat antibakteri dan menghasilkan

material implan yang baik terutama untuk implan tulang femur yang banyak mengandung bakteri *Escherchia Coli*.

## 2.6 Physical Vapor Deposition

Pada perangkat Physical Vapor Deposition (PVD), terjadi proses deposisi atomik di mana suatu material dievaporasi dari sumber padat atau cair dalam bentuk atom atau molekul. Kemudian akan ditransportasikan dalam bentuk uap melalui lingkungan vakum dalam gas bertekanan rendah atau ion terionisasi (plasma) ke substrat. Proses PVD biasanya digunakan untuk proses pendeposisian film atau elemen dan juga paduan. Komposisi material pada proses PVD dapat dibentuk melalui pendeposisian material dengan penambahan gas yang disesuaikan dengan lingkungan, contohnya gas Hidrogen, Argon, dan Nitrogen (Mattox, 2010). Pada proses PVD ini terjadi *sputtering ion-ion*, dimana *sputtering* diprakarsai oleh tabrakan pertama antara ion yang terionisasi (plasma) dan atom permukaan target diikuti oleh tabrakan kedua dan tabrakan ketiga antara atom permukaan target. Perpindahan atom permukaan target diikuti oleh kedua dan tabrakan ketiga antara atom permukaan target. Perpindahan atom permukaan target akhirnya akan lebih isotropik karena tabrakan beruntun dan atom akhirnya dapat terlepas atau berpindah dari permukaan.

*Sputtering* adalah proses terlemparnya (*ejected*) materi dari suatu permukaan zat padat atau zat cair akibat ditumbuk oleh partikel berenergi tinggi hingga terjadi pertukaran momentum (*momentum exchange*). Target yang berupa bahan pelapis (*coating material*) diletakkan searah dengan substrat (*coating material*) diletakkan searah dengan substrat dalam suatu ruang vakum dengan tekanan awal (*base pressure*) tertentu. Jenis partikel yang ditembakkan berasal dari ion gas yang tidak mudah bereaksi zat lain atau gas inert. Materi yang terlempar berupa atom dari suatu logam atau campuran logam akan menempel pada permukaan substrat.

Sistem *sputtering* dapat melapiskan berbagai jenis logam maupun paduan logam (*metal alloy*) atau non logam pada substrat sehingga dalam industri rangkaian hibrid, sistem *sputtering* banyak dipakai sebagai salah satu langkah utama untuk membuat lapisan film tipis (*Thin Film Layer*) pada substrat.



Sistem *sputtering* merupakan sistem yang paling banyak memberikan keuntungan dibandingkan dengan vakum evaporasi.

- a) Dapat melapisi film dari jenis logam, paduan logam, isolator, semikonduktor bahkan logam magnetik.
- b) Kecepatan pendeposisian untuk setiap jenis bahan tidak jauh berbeda.
- c) Dapat melakukan pendeposisian banyak lapisan (multilayer) dengan baik karena kemampuan melapisi berbagai jenis logam.
- d) Ketebalan film lebih mudah dan sederhana untuk diamati dan dikendalikan.
- e) Daya adhesi antara film dan permukaan substrat lebih kuat.

## **2.7 Jenis-jenis Proses *Physical Vapor Deposition***

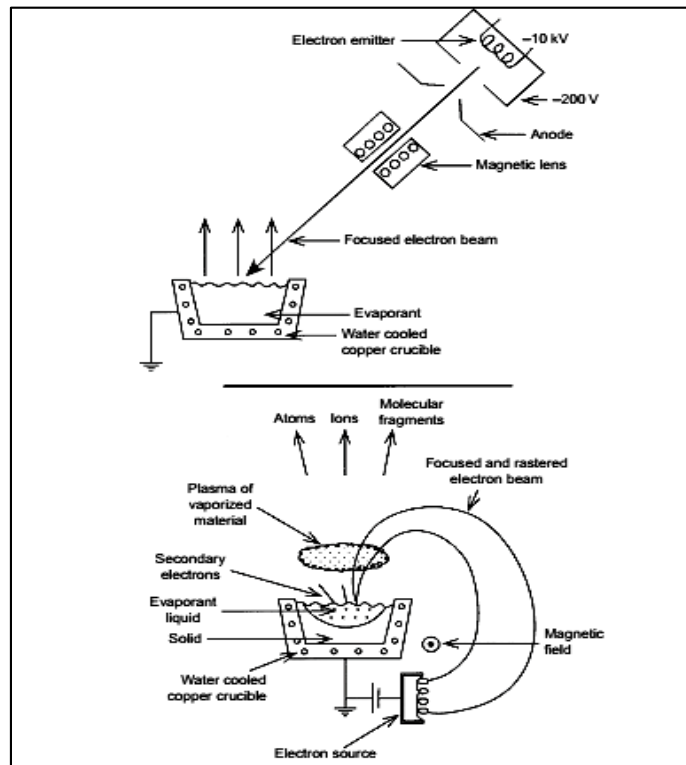
Proses pelapisan dengan PVD memiliki beberapa jenis proses, diantaranya adalah *vacuum deposition (evaporation)*, *sputter deposition*, *arc vapor deposition*, dan *ion plating*.

### **1. *Vacuum Deposition (Vacuum Evaporation)***

*Vacuum deposition* merupakan salah satu proses PVD, dimana material target (material pelapis) dipanaskan hingga mencapai fasa uap (evaporasi) dan kemudian diarahkan menuju substrat tanpa mengalami reaksi dengan molekul gas di sekitarnya seperti yang terlihat pada Gambar 2.7. Sehingga ruangan tempat terjadinya deposisi harus berada pada kondisi vakum untuk menurunkan kadar gas-gas kontaminan di dalam ruangan deposisi. Tekanan gas pada proses *vacuum deposition* berada pada rentang  $10^{-5}$  hingga  $10^{-9}$  Torr tergantung pada kadar gas kontaminan yang diperbolehkan dalam sistem. (Mattox, 2010)

Panas penguapan yang digunakan pada proses ini secara umum berasal dari berkas elektron berenergi tinggi yang dihasilkan dengan memanaskan material target itu sendiri. Dan substrat diletakkan pada jarak tertentu agar tidak terkena radiasi panas dari material target.

Proses ini digunakan untuk membentuk lapisan *optical interference*, lapisan dekoratif, lapisan konduktor elektrik, lapisan tahan aus, dan sebagai lapis lindung terhadap korosi.



Gambar 2.7 Skema Kerja Vacuum Deposition (Mattox, 2010)

## 2. Sputter Deposition

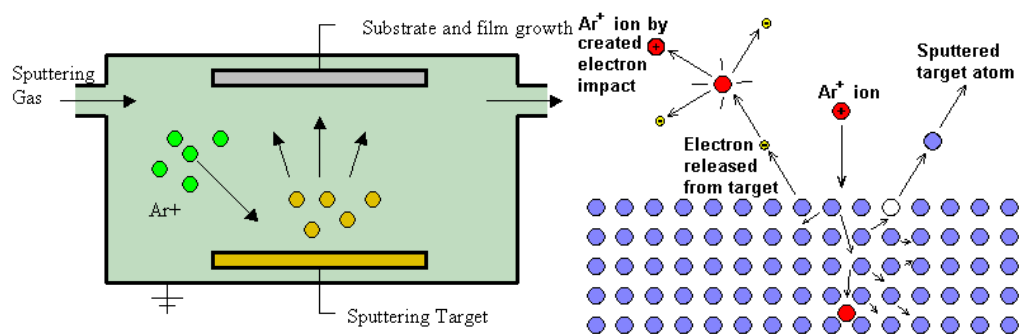
Proses *sputtering* diawali dengan proses ionisasi gas-gas *sputter* seperti argon (Ar), xenon (Xe), krypton (Kr), neon maupun helium (He) pada tekanan parsial ( $10^{-1}$ – $10^{-3}$  Torr) di dalam tabung reaktorplasma. Akibat pengaruh medan listrik di antara elektroda maka ion-ion gas *sputter* akan bergerak dengan energi yang tinggi menuju material target/katoda (Sujitno, 2003). Bila energi kinetik ion gas-gas *sputter* cukup tinggi untuk mengatasi energi ikat (*binding energy*) atom-atom target, maka akibat transfer momentum, atom-atom target akan terlempar dari induknya dan bergerak menuju ke substrat.

Material target yang digunakan pada proses ini dapat berupa unsur, senyawa, maupun campuran. Beberapa material campuran seperti pada TiN dan ZrN biasanya menggunakan gas-gas reaktif dalam tabung plasma. Adanya gas-gas

yang berfungsi sebagai *plasma activation* ini membuat material target lebih mudah mengalami reaksi kimia. (Mattox, 2010)

Proses tumbukan ion gas-gas sputter dengan material target merupakan prinsip utama metode *sputtering* ini. Beberapa fenomena yang mungkin terjadi sebagai akibat interaksi berkas ion *sputter* dengan material target adalah :

1. Ion gas *sputter* terpantul dan dapat menjadi netral dengan menangkap elektron *auger*
2. Atom target akan terpental keluar dan dapat disertai dengan elektron sekunder
3. Ion gas *sputter* yang memiliki energi tinggi dapat mengalami implantasi ke dalam target dan dapat mengakibatkan perubahan sifat dari material target
4. Elektron-elektron dalam plasma dapat terpantul oleh permukaan target.



Gambar 2.8 Skema Proses Sputtering dan Tumbukan Ion Pada Material Target (Wolf, 1995)

Waktu dan tekanan merupakan parameter yang memegang peran penting dalam proses sputtering. Semakin lama waktu yang diperlukan untuk proses *sputtering*, maka akan semakin besar pula jumlah atom material target yang terlepas dan mengalami *sputter*. Banyaknya atom yang terpercik/*sputter* per satuan luas katoda secara matematis dapat dituliskan sebagai berikut (Hayakawa, 1992):

$$W_0 = \frac{j_+ StA}{eN_A} \quad (2.1)$$

dengan,  $W_0$  = banyak partikel yang terpercik (atom/cm<sup>2</sup>)

$j_+$  = rapat arus berkas ion (mA/cm<sup>2</sup>)

$S$  = *sputter yield* (atom/ion)

$t$  = waktu *sputtering* (detik)

$A$  = berat atom (amu)

$e$  = muatan elektron ( $1,6 \times 10^{-19}$  Coulomb)

$N_A$  = bilangan Avogadro ( $6,023 \times 10^{23}$  atom/mol)

Sedangkan jumlah atom material target yang menempel pada substrat secara matematis dapat dituliskan sebagai berikut:

$$W \cong k \frac{W_0}{pd} \quad (2.2)$$

dengan,  $W$  = jumlah partikel yang menempel pada substrat (atom)

$k$  = konstanta, rasio antara jari-jari katoda dan anoda

$W_0$  = banyak partikel yang terpercik (atom/cm<sup>2</sup>)

$p$  = tekanan gas lucutan (Torr)

$d$  = jarak antara elektroda (m)

Macam-macam proses deposisi *sputtering* adalah sebagai berikut:

a) *Sputtering* dengan Arus Searah (DC)

*Sputtering* dengan arus searah (DC *Sputtering*) atau biasanya disebut *cathode sputtering*, bekerja pada tekanan rendah dan biasanya menggunakan gas argon (Ar) untuk menghasilkan ion-ionnya. Disebut sebagai *Sputtering* dengan arus searah (DC *Sputtering*) karena tegangan yang digunakan untuk mempertahankan terjadinya *glow discharge* adalah tegangan searah yang cukup tinggi antara ratusan volt sampai ribuan volt pada kedua elektrodanya.

Pada anodanya diletakkan substrat yang akan dilapisi film sedangkan target atau bahan pelapisnya diletakkan pada katodanya. Keduanya diletakkan saling berhadapan dengan arah normal dan diantara keduanya akan dimasukkan gas argon (Ar) dengan tekanan rendah sehingga akan terjadi *glow discharge* saat diberi tegangan pada kedua elektrodanya.

Ion-ion argon (Ar) yang bermuatan positif akan menghantam target pada katoda yang berpotensi negatif. Akibatnya tumbukan dengan energi tinggi akan melepaskan atom-atom dari material akan terlempar dari target. Atom-atom tersebut

akan menempel pada substrat dan akan membuat lapisan film tipis (*thin film layer*) pada substrat.

Sebelum gas argon (Ar) dimasukkan ke dalam ruangan vakum, harus lebih dahulu memenuhi kondisi awal tekanan (*base pressure*) antara  $10^{-5} - 10^7$  torr. Tujuannya adalah agar bersih dari segala jenis partikel dan juga tidak ada lagi gas residu seperti oksigen dalam ruang tersebut sehingga didapat hasil pendeposisi yang optimum.

b) *Sputtering* dengan *Radio Frequency* (RF)

Pada target jenis isolator tidak dapat melapisi substrat dengan menggunakan sistem *sputtering* arus searah *DC sputtering* karena tegangan yang digunakan akan mencegah terjadinya penetralan muatan positif yang berkumpul pada permukaan target, saat ditumbuk oleh ion-ion. Berkumpulnya muatan positif akan menyebabkan perbedaan potensial pada katoda dan anoda menjadi semakin kecil. Akibatnya keadaan *glow discharge* tidak dapat dipertahankan bahkan akan mematikan *glow discharge*. Untuk mengatasinya yaitu dengan menggunakan tegangan bolak-balik dengan frekuensi tinggi. Karena frekuensi yang digunakan adalah frekuensi radio maka proses ini disebut *RF sputtering*. Frekuensi radio yang sering digunakan pada industri, penelitian ilmiah dan bidang lain adalah 13,56 MHz.

*RF-sputtering* mempunyai banyak kelebihan dibandingkan *DC sputtering* karena selain bahan isolator, sistem ini juga dapat menggunakan target jenis konduktor, resistor, dan dielektrik. Dengan kelebihan yang dimiliki, *RF sputtering* memiliki banyak fungsi untuk industri-industri elektronik khususnya dalam bidang teknologi *thin film*.

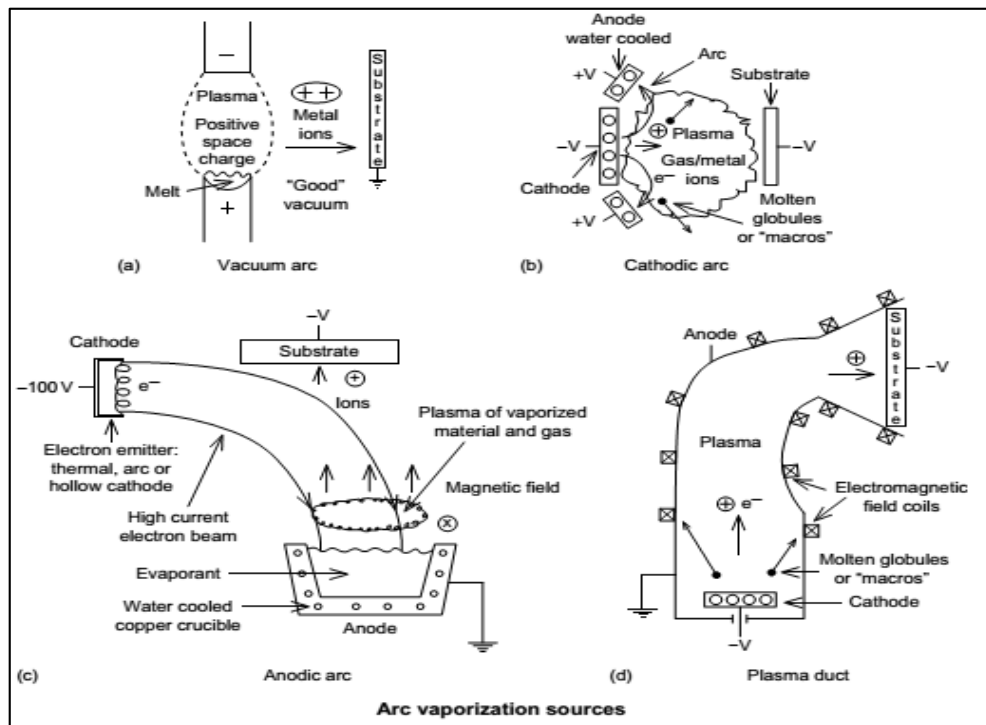
*DC Sputtering* hanya dapat digunakan untuk proses deposisi material yang bersifat konduktor. Adapun untuk material non konduktor (isolator dan dielektrik), proses deposisi harus dilakukan dengan *RF Sputtering* karena potensial akselerasi dari sumber DC tidak bisa digunakan langsung pada permukaan isolator. Disini, ion gas yang mencapai permukaan target tidak dapat dinetralisasi karena tidak tersedianya elektron bebas. Ion akan membentuk lapisan bermuatan positif pada permukaan target yang mengakibatkan terhentinya proses

*sputtering* karena tidak adanya *glow discharge*. Masalah ini bisa diatasi dengan menggunakan tegangan bolak balik pada frekuensi radio 13,56 MHz. Dengan RF *Sputtering* proses deposisi bisa dilakukan menggunakan target yang bersifat isolator, konduktor, resistor maupun dielektrik.

c) *Arc Vapor Deposition*

*Arc Vapor Deposition* merupakan salah satu metode PVD dimana material target dipanaskan hingga mencapai fasa uap dengan menggunakan busur listrik sebagai sumber panasnya. Material target yang mengalami penguapan kemudian bergerak menuju substrat dan menempel dipermukaan membentuk lapisan tipis.

Prinsip deposisi pada proses ini serupa dengan metode *vacuum deposition*, yang membedakan adalah sumber panas yang digunakan untuk menguapkan material target. Material target pada proses ini terlebih dahulu diionisasi begitu juga dengan material substrat yang diberikan beda potensial untuk dapat menimbulkan akselerasi ion-ion menuju ke permukaan substrat.



Gambar 2.9 Skema Kerja Arc Vapor Deposition Berdasarkan Sumber Arc Vaporization (a) Vacuum Arc, (b) Gaseous Cathodic Arc, (c) Anodic Arc, (d) Cathodic Arc with Plasma Duct (Mattox, 2010)

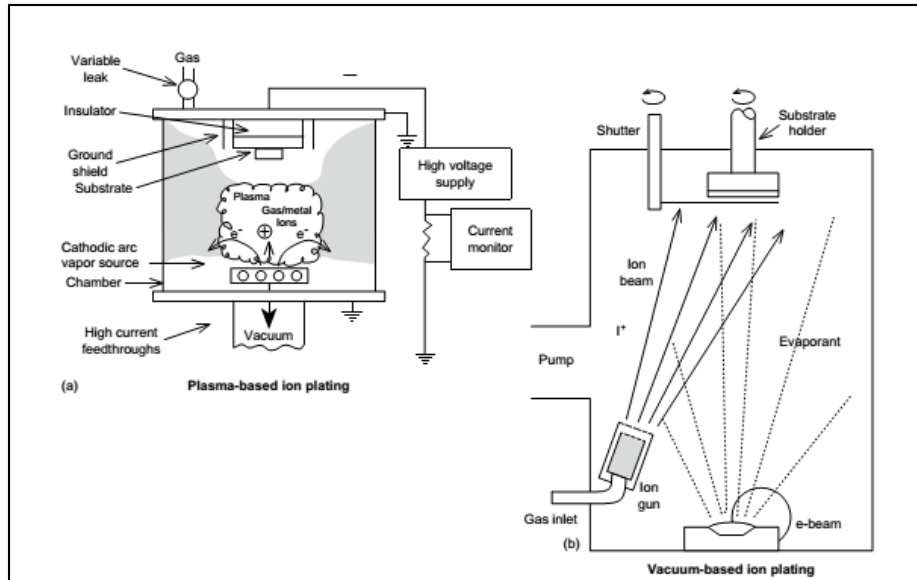
d) *Ion Plating* (Pelapisan Ion)

*Ion plating* atau dapat disebut juga sebagai *ion vapor deposition*. Proses ini menghasilkan lapisan tipis dengan menembakkan partikel-partikel berenergi tinggi yang berukuran skala atomik secara kontinu maupun periodik ke material target. Proses penembakan material target sebelum terjadi deposisi dilakukan untuk membersihkan permukaan substrat. Dan selama proses deposisi, penembakan digunakan untuk memodifikasi dan mengontrol sifat dari lapisan yang diinginkan. Penembakan sangat penting untuk dilakukan secara kontinu diantara proses *cleaning* dengan proses deposisi untuk memperoleh interface yang sangat bersih secara atomik.

Partikel yang digunakan untuk proses penembakan adalah ion-ion gas inert atau gas reaktif. *Ion plating* sendiri dapat dilakukan dalam lingkungan plasma dimana ion-ion penembak dihasilkan melalui plasma tersebut atau dapat

dilakukan dalam ruangan vakum dimana ion-ion penembak dihasilkan dari *ion gun* secara terpisah.

Proses ini pertama kali dijelaskan oleh Donald M. Mattox dari *Sandia National Laboratories* di tahun 1964. Hingga kini proses ion plating banyak digunakan untuk membentuk lapisan lindung pada material alat potong.



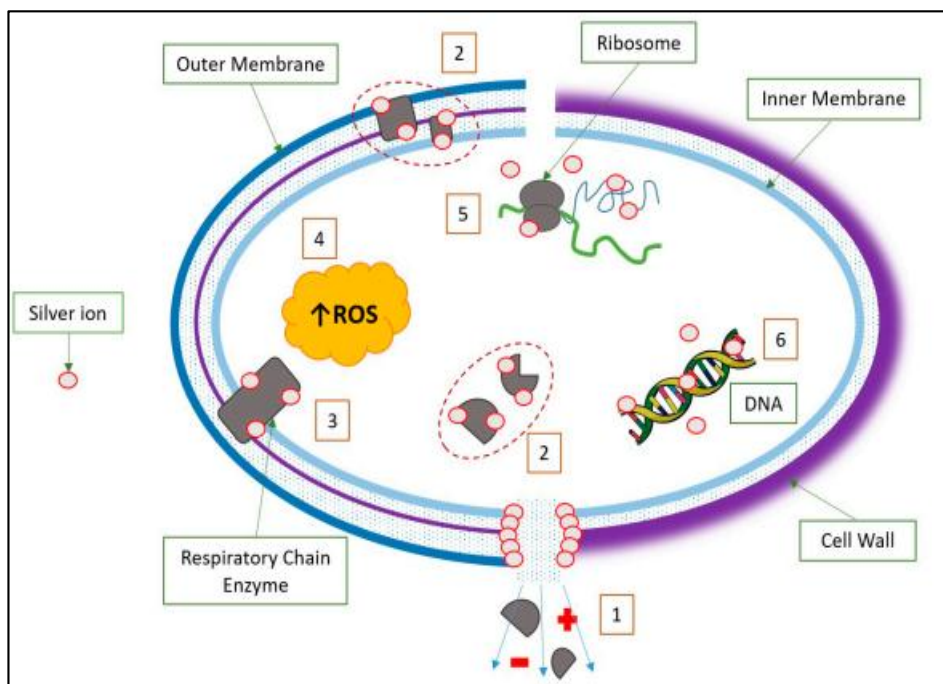
Gambar 2.10 Skema Kerja Ion Plating (a) Plasma Based dan (b) Vacuum Based (Mattox, 2010)

## 2.8 Mekanisme Kerja Ion Perak Terhadap Bakteri *Eschericia Coli*

Perak memiliki kemampuan inhibisi terhadap bakteri terutama pada bakteri Gram negatif seperti *Eschericia Coli* melalui pelepasan ion  $Ag^+$ . Kerja antibakteri dari ion perak ini melalui: (i) Interaksi *cell envelope* (destabilitas membran, kehilangan ion  $K^+$  dan penurunan fosfolipid), (ii) interaksi dengan molekul di dalam sel (misalnya asam nukleat dan enzim), (iii) produksi spesies oksigen reaktif (ROS). Ketika ion perak berinteraksi dengan bakteri, bakteri akan melepaskan ion  $K^+$ . Hal ini menyebabkan ion  $Ag^+$  akan menyerang enzim penting pada membran sitoplasma dan menyebabkan penurunan fosfolipid, selanjutnya pertumbuhan bakteri akan terhambat, ion perak terdeposit ke dalam vakuola dan dinding sel sebagai *granules*. *Granules* tersebut menghambat pembelahan sel dan



merusak *cell envelope* dan juga kandungan seluler dan DNA dari bakteri. Ketika sel bakteri telah mati, sel bakteri yang mati tersebut berinteraksi dengan ion perak dan menghasilkan *Reactive Oxygen Species* (ROS). Senyawa yang tergolong ROS adalah seperti anion superoksida ( $O_2^-$ ), ion radikal hidroksil ( $OH^\cdot$ ), dan oksigen singlet ( $O_2$ ). ROS ini kemudian bisa menyebabkan kerusakan selanjutnya pada bakteri yang belum mati karena DNA bakteri atau mitokondria dapat dipengaruhi oleh ROS (Ketziora dkk, 2017). Siklus kerja ion  $Ag^+$  dalam inisiasi bakteri ditunjukkan pada Gambar 2.11.



Gambar 2.11 Perbandingan mode kerja ion perak ( $Ag$ ) terhadap bakteri Gram negatif, *Escherichia coli* (1) Pembentukan pori; metabolit dan kebocoran ion (ditampilkan sebagai plus dan minus pada gambar di atas) (2) Denaturasi struktural dan sitoplasma protein; inaktivasi enzim. (3) Inaktivasi enzim rantai pernapasan. (4) Peningkatan spesies oksigen reaktif intraseluler (ROS). (5) Interaksi dengan ribosom. (6) Interaksi dengan asam nukleat. (Ketziora dkk, 2017)

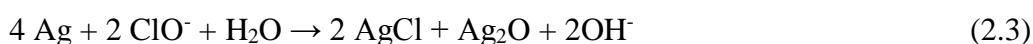
Setelah pengobatan menggunakan ion perak, membran sitoplasma menyusut dan terpisah dari dinding sel. Konten seluler kemudian dilepaskan dari dinding sel, dan dinding sel terdegradasi. Fenomena ini menunjukkan kemungkinan mekanisme antibakteri dimana ion perak menghambat pertumbuhan bakteri, serta respon seluler dari bakteri gram negatif terhadap pengobatan ion perak. Interaksi antara perak dan konstituen dari membran bakteri menyebabkan perubahan struktural dan kerusakan pada membran dan aktivitas metabolik intraseluler yang mungkin merupakan penyebab atau konsekuensi dari kematian sel (Morones et al., 2005).

Feng dkk. (2000) melakukan penelitian untuk mengamati efek ion perak pada bakteri gram positif dan gram negatif, yaitu *Staphylococcus aureus* dan *Escherichia coli*. Mereka memperlakukan sel dengan  $\text{AgNO}_3$ , yang merupakan sumber  $\text{Ag}^+$  dalam lingkungan berair, dan melihat efek struktural dan morfologi ion perak ini pada sel. Sel-sel terpapar  $\text{AgNO}^+$  selama 4-12 jam sebelum disiapkan untuk mikroskopi. Sel kemudian diperbaiki dan diiris dengan ultramicrotome untuk menghasilkan bagian *ultrathin* untuk mikroskopi elektron transmisi (TEM). Mereka mengamati bahwa sel-sel yang terkena ion  $\text{Ag}^+$  tampaknya telah mengaktifkan respons stres yang menyebabkan kondensasi DNA di pusat sel. Mereka juga mengamati detasemen membran sel dari dinding sel, kerusakan dinding sel, dan butiran padat elektron di luar dan dalam beberapa kasus, di dalam sel. Setelah diamati ketika diobati dengan  $\text{Ag}^+$ , *E. Coli*, bakteri gram-negatif, mengalami kerusakan struktural lebih dari gram positif *S. Aureus*. Sehingga ion  $\text{Ag}^+$  cocok jika digunakan untuk proses inhibisi bakteri jenis gram negatif seperti *Escherchia Coli*.

## **2.9 Aktivasi Ion $\text{Ag}^+$ dan $\text{Zn}^{2+}$ Pada Lapisan Ag-Zn**

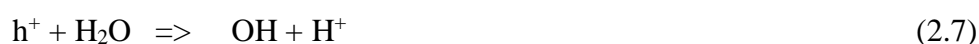
Sifat *antimicrobial* pada perak (Ag) sangat ditentukan oleh adanya ion  $\text{Ag}^+$  dari lapisan Ag. Ion  $\text{Ag}^+$  ini dihasilkan dari reaksi kimia antara Ag dengan suatu *oxidizing agent* atau biasa yang digunakan adalah *Sodium Hypochlorite* ( $\text{NaClO}$ ).  $\text{NaClO}$  ini sudah banyak diaplikasikan sebagai disinfektan karena kemampuannya untuk memasuki sel bakteri dan mengoksidasi lipid dan protein yang adapada bakteri. Sedangkan jika direaksikan dengan metal, akan

menghasilkan ion *hydroxyl radicals* yang akan bereaksi dengan lipid dan mendegradasinya (Patricia, 2017). Penelitian tentang aktivasi ion  $\text{Ag}^+$  dengan  $\text{NaClO}$  telah dilakukan oleh Ferreri dkk, 2014. Penelitian tersebut dilakukan dengan cara aktivasi  $\text{Ag}$  dengan menggunakan 5%  $\text{NaClO}$  dengan cara mencelupkan sample  $\text{Ag}$  ke dalam  $\text{NaClO}$  selama 5 menit. Reaksi yang dihasilkan dari  $\text{Ag}$  dan  $\text{NaClO}$  adalah :



Sehingga terbentuklah ion  $\text{Ag}^+$  dan hidroksida yang selanjutnya akan membantu proses inisiasi bakteri dan mengoksidasi lipid.

$\text{Zn}$  juga diketahui memiliki sifat antibakteri. Aktivitas antibakteri terjadi karena peningkatan produksi ROS (*reactive oxide species*) dari  $\text{Zn}$  di bawah paparan sinar UV. Spesies reaktif seperti itu adalah anion superoksida ( $\text{O}_2^-$ ), hidrogen peroksida ( $\text{H}_2\text{O}_2$ ), dan hidroksida ( $\text{OH}^-$ ). Toksisitas spesies ini melibatkan penghancuran komponen seluler seperti lipid, DNA, dan protein, sebagai hasil dari internalisasi mereka ke dalam membran sel bakteri. ROS rilis pada permukaan lapisan di bawah sinar UV dan cahaya tampak, dan pelepasan ROS menyebabkan cedera bakteri yang mematikan (Sirelkhatim, 2015). Para peneliti menjelaskan produksi ROS ( $\text{OH}^-$ ,  $\text{H}_2\text{O}_2$ , dan  $\text{OH}$ ) pada permukaan lapisan dan menunjukkan korelasi antara reaksi foton dan aktivitas antibakteri sebagai berikut.



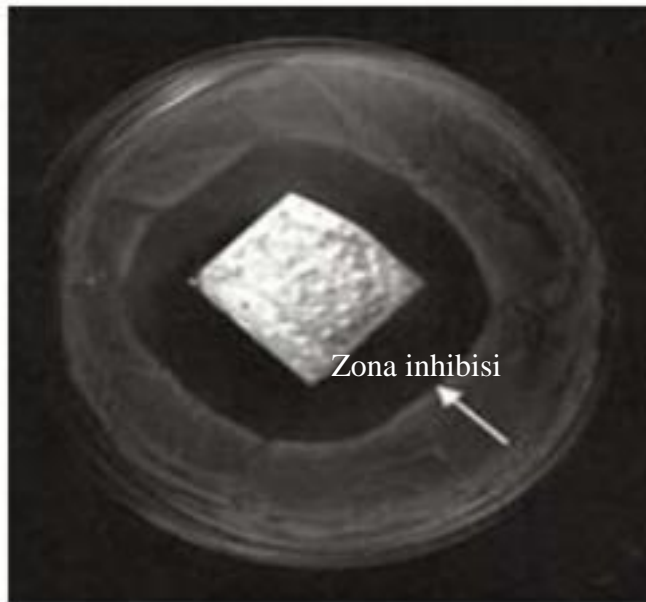
Ion  $\text{Zn}^{2+}$  yang dilepas memiliki efek yang signifikan dalam penghambatan transpor aktif serta dalam metabolisme asam amino dan gangguan sistem enzim. Kasemets dkk. telah menunjukkan bahwa pelepasan ion  $\text{Zn}^{2+}$  adalah penyebab logis toksisitas  $\text{ZnO}$  terhadap bakteri *Saccharomyces cerevisiae* (bakteri ini sangat dipertimbangkan dalam pengolahan makanan). Rendahnya  $\text{Zn}^{2+}$  terlarut

dapat menginduksi toleransi yang relatif tinggi pada bakteri. Pasquet dkk. menyimpulkan bahwa mekanisme pelepasan  $Zn^{2+}$  dipengaruhi oleh dua parameter utama: (i) sifat fisikokimia partikel termasuk porositas, konsentrasi, ukuran partikel, dan morfologi. (ii) Sifat kimia media: pH, pencahayaan UV, waktu pencahayaan, dan keberadaan elemen lain. Namun, pengaruh parameter ini tidak sepenuhnya dijelaskan. Mekanisme yang paling mungkin dapat dipengaruhi oleh modifikasi permukaan karena baik pembebasan ion  $Zn^{2+}$  dan ROS terjadi pada bakteri. Selain itu, sifat permukaan mempengaruhi reaksi pada dinding sel bakteri (Sirelkhatim dkk, 2015).

## 2.10 Uji Kemampuan Sifat Antimikroba

Terdapat berbagai macam pengujian untuk mengetahui sifat antimikroba, diantaranya *agar diffusion test/ Kirby-Bauer Test*, *microbial count test*, *suspension test* berdasarkan metode dari USA yaitu AATCC (*American Association of Textile Chemists and Colorists*) 100 dan ASTM E-2149-01, serta standar dari Jepang yaitu JIS Z 2801 dan JIS L 1902. Di Amerika Utara, test lain umum dilakukan untuk mengetahui sifat antimikrobia pada alat kesehatan dan produk industry, tetapi secara umum tidak ada protokol pasti untuk menguji kemampuan antimikroba (Troitzsch dkk., 2009).

Salah satu metode yang umum dan mudah digunakan untuk menguji kemampuan *antimicrobial* adalah *agar diffusion test (Kirby-Bauer Test)*. Material diuji dengan menaruh pada kondisi bakteri. Kemampuan antimikrobia dilihat dari zona inhibisi yang terjadi pada pengujian. Contoh dari zona inhibisi yang dihasilkan dari lapisan antimikroba pada lingkungan bakteri terdapat pada Gambar 2.12.



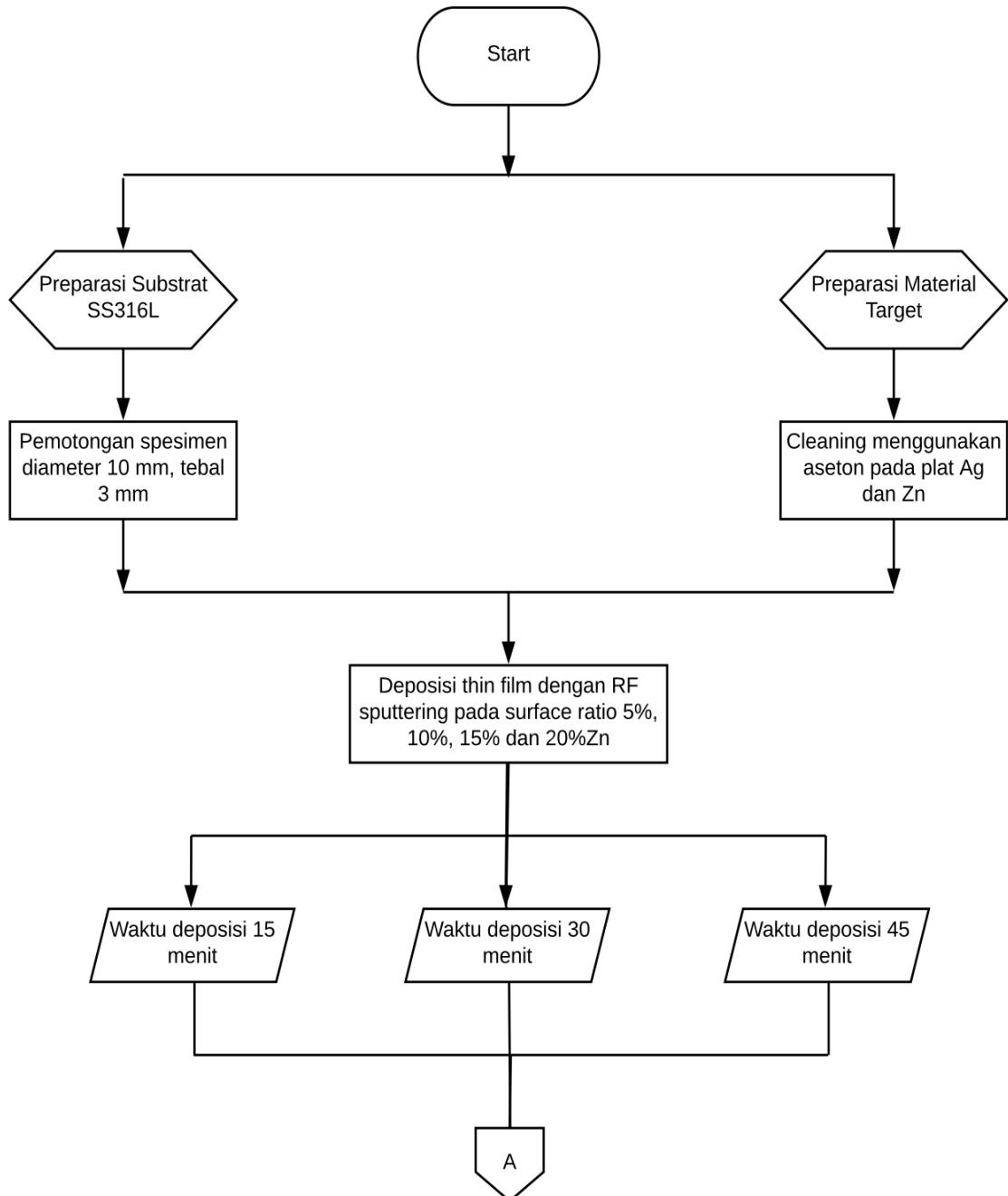
Gambar 2.12 Zona inhibisi pertumbuhan *Pseudomonas aeruginosa* untuk PVD "silver" yang di sputter pada high density polyethylene (HDPE) ditempatkan ke agar untuk menumbuhkan *Staphylococcus aureus* (Djokic, 2008).

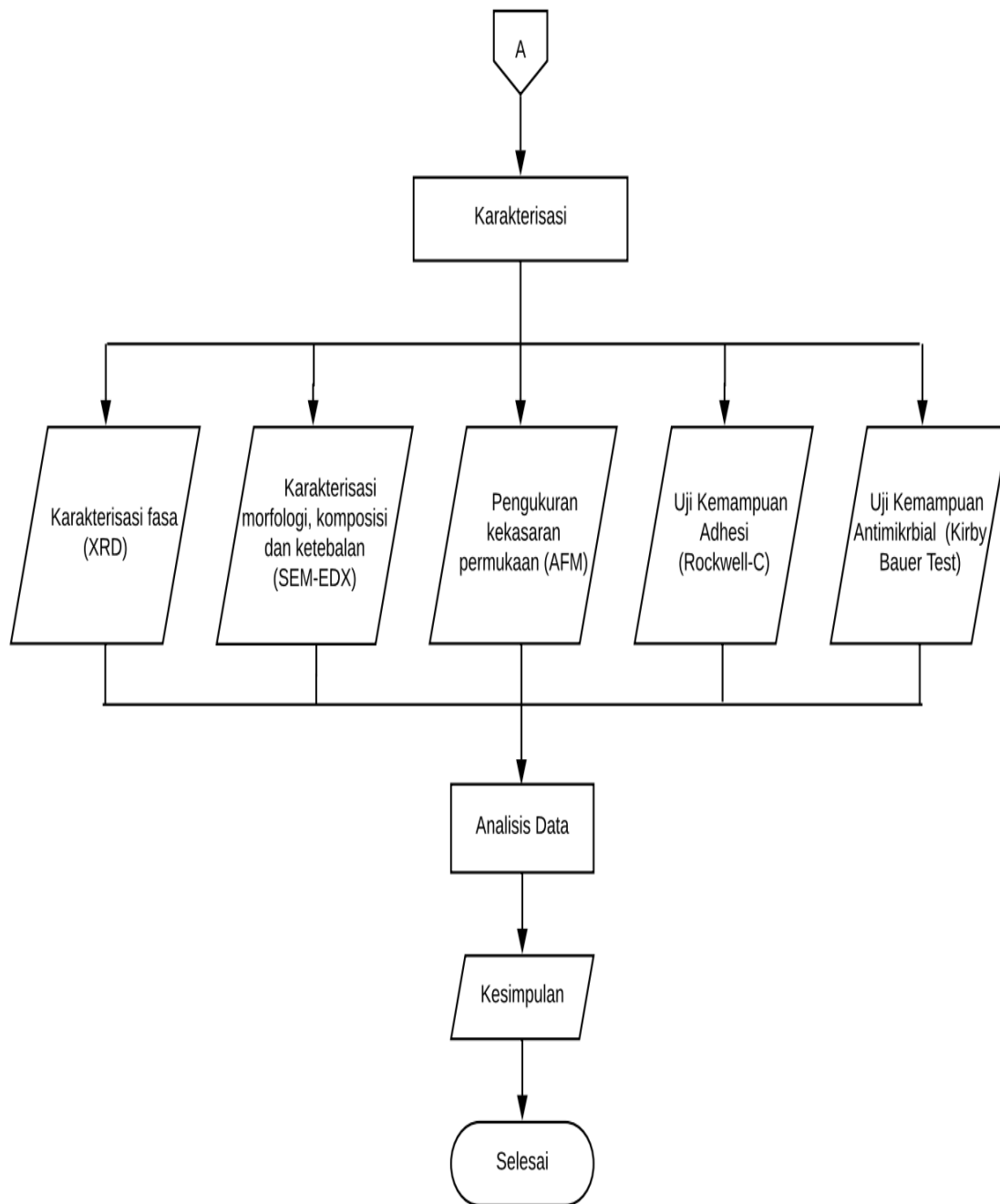
*(Halaman ini sengaja dikosongkan)*

## BAB 3 METODOLOGI PENELITIAN

### 3.1 Diagram Alir

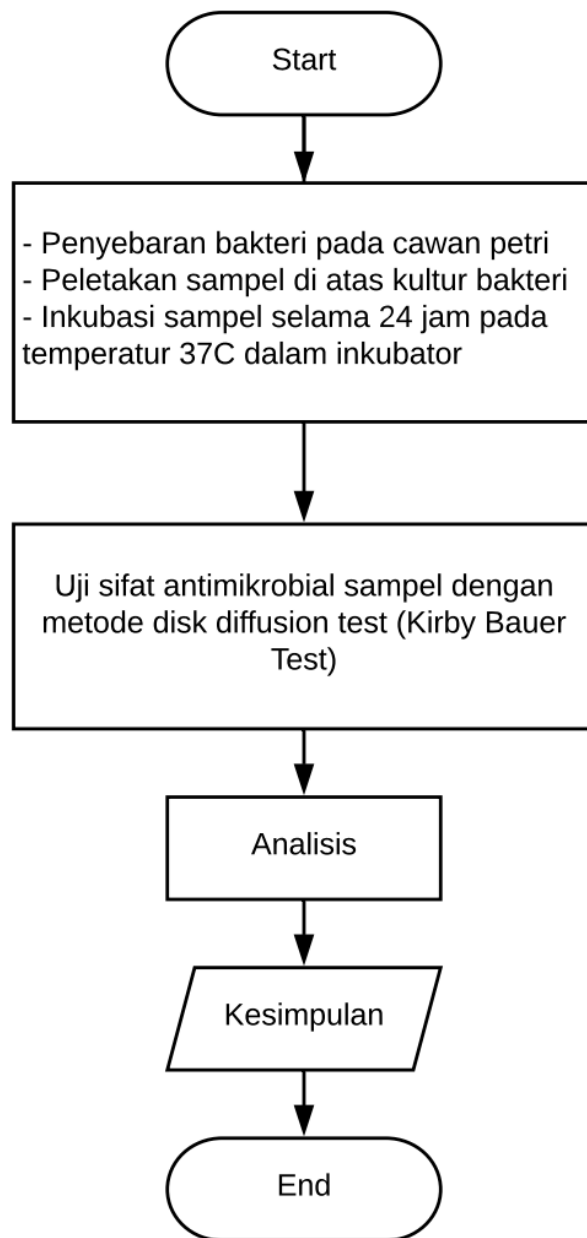
Diagram alir dari tahapan penelitian ditunjukkan pada Gambar 3.1.





Gambar 3.1 Diagram Alir Penelitian





Gambar 3.2 Diagram Alir Uji Antimikrobiaal

## 3.2 Bahan dan Alat Penelitian

Penelitian ini menggunakan bahan dan alat sebagai berikut.

### 3.2.1 Bahan-bahan Penelitian

Bahan-bahan yang digunakan dalam penelitian ini antara lain:

1. *Stainless Steel*

Pada penelitian ini menggunakan *Stainless Steel* tipe 316L sebagai substrat dengan ukuran diameter 1 cm dan tebal 3 mm dengan jumlah 24 sampel.

2. Gas Argon ( $\geq 95\%$ , Samator Gas)

Gas Argon dalam proses PVD memiliki peran sebagai gas yang ditembakkan untuk membentuk ion – ion argon berenergi tinggi dan menumbuk material target hingga atom – atom pada permukaan material target terlepas dan menumbuk substrat.

3. Perak (plat target,  $\geq 99,99\%$ )

Material perak yang digunakan berfungsi sebagai material target ke-1 yakni Perak (kemurnian 99%), merupakan milik Pusat Sains dan Teknologi Akselerator BATAN.

4. Zinc (plat target,  $\geq 99,99\%$ )

Plat zinc yang digunakan memiliki kemurnian 99 %. Plat zinc berfungsi sebagai material target ke-2.

5. Amplas/kertas abrasif (grade 80-2000)

Kertas amplas digunakan dalam proses preparasi spesimen untuk mendapatkan kekasaran pada permukaan material substrat. Kertas amplas yang digunakan dalam penelitian ini adalah grade 80 sampai 2000 dengan bahan abrasif Silicon Carbide (SiC).

6. *Metal polish*

Metal polish digunakan untuk proses polishing pada permukaan substrat.

7. Aseton dan etanol

Larutan aseton dan etanol digunakan untuk mencuci substrat setelah proses polishing.

### **3.2.2 Alat Penelitian**

Alat-alat yang digunakan dalam penelitian ini antara lain:

1. *Physical Vapor Deposition/RF Sputtering*
2. SEM - EDX
3. AFM
4. XRD
5. Rockwell-C Adhesion Test
6. Disk Diffusion Test

### **3.3 Prosedur Pelaksanaan Penelitian**

Pada penelitian ini untuk mendapatkan hasil yang baik, maka perlu dilakukan beberapa prosedur pelaksanaan penelitian pelapisan *Silver - Zinc* pada SS 316 L menggunakan metode *RF Sputtering* untuk aplikasi lapisan antimikrobia pada material implan yaitu sebagai berikut.

#### **3.3.1 Pengumpulan Sumber**

Acuan penelitian diperoleh dari berbagai sumber yaitu buku, jurnal, diktat, dll.

#### **3.3.2 Preparasi Substrat**

Proses preparasi substrat pada material SS 316 L yaitu dengan pemotongan substrat dengan ukuran diameter 1 cm dan tebal 3 mm, dimana pemotongan dilakukan dengan metode *wire cutting*. Pemertaaan pada permukaan menggunakan kertas amplas pada *grade 80 - 2000* serta *polishing* dengan *metal polish*. Spesimen dan kaca preparat dibersihkan pada larutan aseton dan etanol.

#### **3.3.3 Proses Deposisi**

Proses deposisi pada substrat SS 316L dilakukan dengan metode sputtering secara mozaik. Beberapa tahap yang dilakukan adalah sebagai berikut.

1. Menempelkan dan menyusun kaca preparat beserta substrat pada *sample holder* (anoda) di *RF Sputtering*.
2. Material Ag-Zn diletakkan pada katoda.
3. Melakukan instalasi alat *RF Sputtering* dan memastikan seluruh katup udara tertutup agar dapat mencapai kondisi vakum.
4. Melakukan *pre-vacuum* pada alat hingga tekanan mencapai  $3 \times 10^{-6}$  Torr, selama 15 menit, selanjutnya mengalirkan gas Argon pada *chamber* dengan tekanan  $2,5 \times 10^{-2}$  Torr.
5. Proses deposisi Ag-Zn menggunakan *RF Sputtering* dengan variasi perbandingan *surface ratio* Ag : Zn (95:5; 90:10; 85:15; 80:20) dan variasi waktu deposisi (15, 30, 45 menit).
6. Parameter deposisi yang digunakan adalah daya sebesar 71 watt, DC-bias 800 V, dan jarak target pada 3 cm.
7. Mengurangi tekanan secara perlahan pada *chamber* dengan membuka katup udara secukupnya.
8. Mengambil sampel beserta kaca preparat serta disimpan pada kondisi kering dengan bantuan *silica gel* untuk menyerap kelembaban.

### **3.3.4 Pengujian dan Karakterisasi**

Pengujian sampel menggunakan XRD, SEM-EDX, microhardness test, AFM, serta uji in vitro untuk mengetahui sifat anti-mikrobiai dari lapisan Ag-Zn dengan menggunakan *agar diffusion test* bakteri gram negative *E.Coli*.

### **3.3.5 Analisis Hasil Pengujian dan Penarikan Kesimpulan.**

Analisis data dilakukan setelah semua data pengujian dan karakterisasi dikumpulkan. Analisis dilakukan untuk menjawab pertanyaan yang muncul pada perumusan masalah.

## **3.4 Pengujian Sample**

Tahapan uji yang dilakukan dalam penelitian ini adalah sebagai berikut

### 3.4.1 Scanning Electron Microscopy (SEM-EDX)

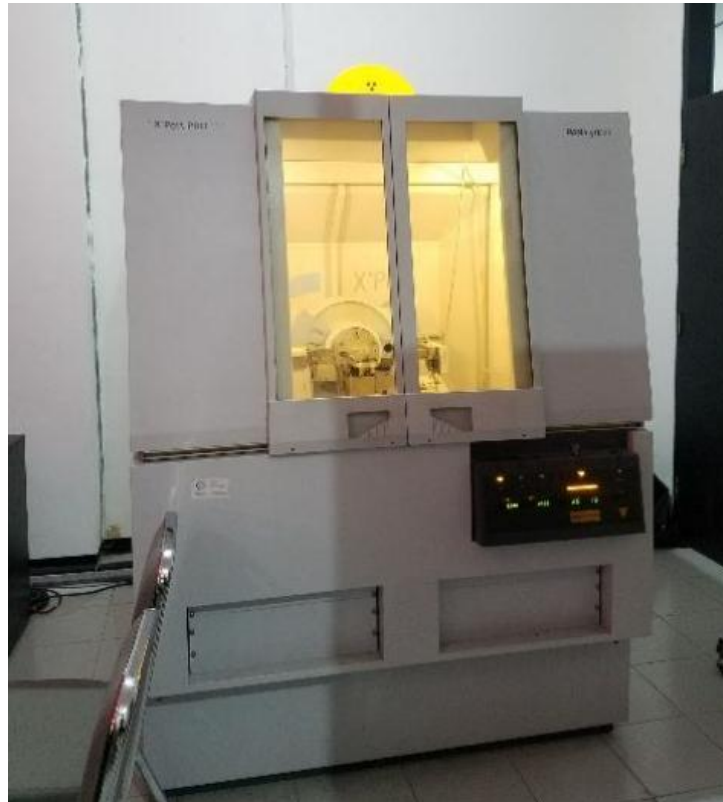
Pengujian SEM dan EDX dilakukan di Jurusan Teknik Material dan Metalurgi ITS menggunakan *Scanning Electron Microscopy* (SEM) tipe FEI INSPECT 550. Prinsip dasar dari SEM adalah dengan menembakkan *electron beam* melalui *electron gun* ke arah sampel dan mendeteksi interaksi antara specimen dengan *electron beam* dengan tujuan untuk mengetahui morfologi permukaan. Sampel yang digunakan adalah sampel plat 3mm dengan diameter 1 cm yang telah dilapisi dengan *silver-zinc thin film*. Sampel diamati pada permukaan serta pada *cross section* dengan menghaluskan sisi untuk membedakan antara lapisan dengan substrat untuk menghitung ketebalan dari lapisan. Selain itu juga menggunakan EDX untuk mengetahui kandungan unsur *thin film* Ag-Zn yang dihasilkan.



Gambar 3.3 Alat pengujian SEM-EDX

### 3.4.2 X-Ray Diffraction (XRD)

Pengujian XRD dilakukan di Jurusan Teknik Material dan Metalurgi ITS dengan tujuan untuk mengidentifikasi unsur dan senyawa yang terbentuk pada lapisan Ag-Zn. Parameter XRD yang digunakan. Setelah mendapatkan grafik dari hasil pengujian tersebut dan diidentifikasi dengan bantuan *software* database *Joint Committeeon Powder Diffraction Standards* (JCPDS).



Gambar 3.4 Alat pengujian XRD

### 3.4.3 Atomic Force Nicroscopy (AFM)

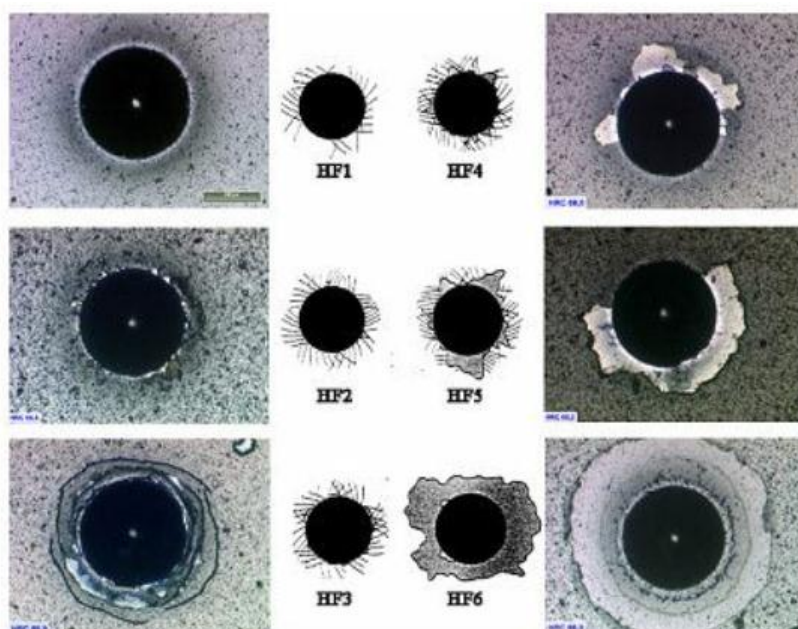
Pengujian menggunakan AFM (Gambar 3.5) dilakukan di Laboratorium Energi Institut Teknologi Sepuluh Nopember. Tujuan dari dilakukannya AFM untuk mengetahui kekasaran dan topografi dalam ukuran mikro pada permukaan lapisan tipis yang terbentuk.



Gambar 3.5 Alat pengujian AFM

#### **3.4.4 *Rockwell-C Adhesion Test***

Pengujian untuk mengetahui kekuatan adhesi lapisan tipis dapat dilakukan secara kualitatif oleh *Rockwell-C Adhesion Test*. Pengujian ini dikembangkan di Jerman, memiliki standard *VDI Guidelines 3198*, (1991). Setelah melakukan indentasi, dilakukan pengamatan dan analisa kerusakan pada lapisan tipis menggunakan pengamatan visual melalui mikroskop optik. Hasil pengamatan visual dibandingkan dengan gambar 3.5. HF 1 – HF 4 merupakan hasil kekuatan adhesi yang baik, sedangkan HF 5 – HF 6 merupakan hasil kekuatan adhesi yang kurang baik. HF merupakan kependekan dari bahasa Jerman yang berarti kekuatan adhesi. Pengujian ini dilakukan di laboratorium Metalurgi, Departemen Teknik Material FTI-ITS.



Gambar 3. 6 Kekuatan adhesi dari HF 1 sampai HF 6 (Alam dkk., 2013)

### 3.4.5 Kirby-Bauer Test (Antimicrobial Test)

Pengujian *Kirby-Bauer Test* dilakukan di Jurusan Biologi ITS. Pengujian ini bertujuan untuk mengetahui kemampuan *antimicrobial* terhadap bakteri *E. Coli* dari lapisan antimikroba. Bakteri *E. Coli* diletakkan pada media agar pada cawan petri lalu sampel *silver-zinc thin film* yang telah diaktifasi dengan sinar UV dengan pemaparan selama 30 menit dan larutan NaClO dengan perendaman selama 5 menit, diletakkan dengan lapisan antimikroba menyentuh permukaan. Bakteri akan dibiarkan berkembang selama 24 jam sehingga sifat antimikroba dapat terlihat. Sifat antimikroba akan ditunjukkan pada zona inhibisi sampel dimana bakteri *E. Coli* tidak dapat berkembang disekitar permukaan lapisan antimikroba. Pengujian ini berdasarkan standar metode *Kirby-Bauer Test*.

Zona inhibisi dari sifat antimikroba yang dihasilkan dari *Kirby Bauer Test* secara kuantitatif diukur dengan jarak rata-rata untuk mengetahui perbedaan sifat antimikroba dari masing masing proses. Pada unsur Ag dan *compound* umumnya menunjukkan efek antimikroba terhadap semua organisme uji dengan zona inhibisi mulai dari 7 sampai 25 mm (Singh dkk, 2015).

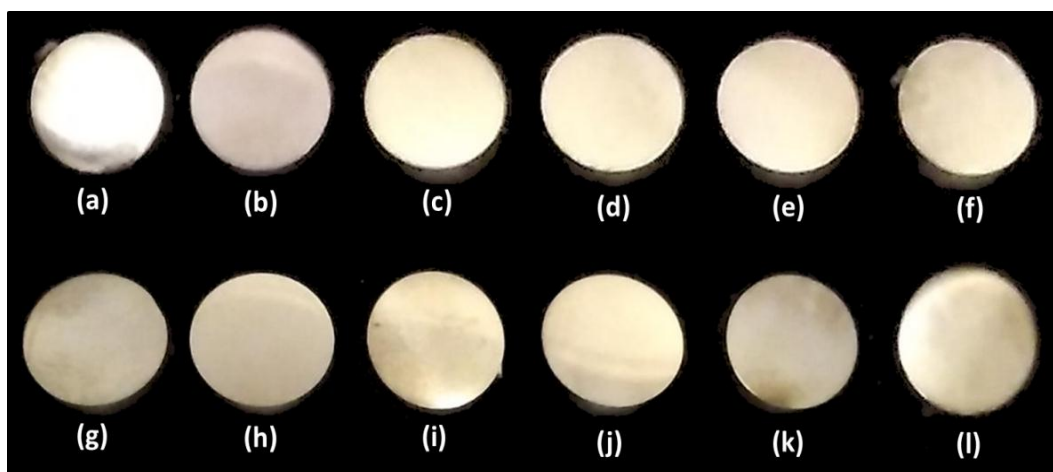


## **BAB 4**

### **ANALISIS DATA DAN PEMBAHASAN**

#### **4.1 Hasil Pelapisan Ag-Zn pada SS 316L**

Pelapisan paduan Ag-Zn di atas substrat SS 316L dengan metode *Reactive Sputtering* telah berhasil dilakukan sehingga membentuk lapisan tipis Ag-Zn. Pelapisan substrat SS 316L dengan Ag-Zn menggunakan *RF Sputtering* dengan metode mozaik dilakukan pada tekanan kerja  $3 \times 10^{-6}$  Torr dan tekanan vakum sekitar  $2,5 \times 10^{-2}$  Torr pada DC-Bias 800 Volt. Proses pendeposisian Ag-Zn dengan variasi *surface ratio* (5, 10, 15, 20% Zn) dan waktu deposisi (15, 30, 45 menit). Tegangan tinggi yang dipasang pada elektroda menyebabkan terbentuknya plasma, sehingga partikel Ag-Zn sebagai material target akan terpercik dan memancar ke segala arah dan sebagian besar ke arah substrat. Partikel Ag-Zn tersebut akan masuk ke dalam lapisan atas substrat dan mengisi kekosongan atom yang ada, sehingga terbentuk lapisan tipis Ag-Zn pada substrat SS 316L. Substrat SS 316L yang dilapisi paduan Ag-Zn memiliki permukaan yang berwarna kuning keemasan. Hasil pelapisan Ag-Zn pada substrat SS 316L ditunjukkan pada Gambar 4.1.



Gambar 4.1 Sampel hasil pelapisan Ag-Zn pada substrat SS316L dengan metode *RF Sputtering* (a) 5% Zn-15 menit, (b) 5% Zn-30 menit, (c) 5% Zn-45 menit, (d) 10% Zn-15 menit, (e) 10% Zn-30 menit, (f) 10% Zn-45 menit, (g) 15% Zn-15 menit, (h) 15% Zn-30 menit, (i) 15% Zn-45 menit, (j) 20% Zn-15 menit, (k) 20% Zn-30 menit, (l) 20% Zn-45 menit.

#### 4.2 Hasil Pengujian *Energy Dispersive X-Ray (EDX)*

Lapisan yang terbentuk melalui proses *sputtering* selanjutnya dianalisis komposisinya dengan menggunakan metode *Energy Dispersive X-Ray Analysis (EDX)*. Secara umum dapat ditunjukkan bahwa variasi *surface ratio* Zn terhadap material target Ag dan waktu deposisi memberikan nilai komposisi Ag dan Zn yang bervariasi, dimana semakin besar *surface ratio* Zn pada material target Ag menghasilkan komposisi Zn yang semakin tinggi pada lapisan Ag-Zn. Sedangkan dari hasil karakterisasi komposisi dengan EDX diketahui bahwa waktu deposisi yang digunakan pada penelitian ini juga berdampak terhadap komposisi lapisan Ag-Zn yang dihasilkan. Hasil uji komposisi lapisan tipis dengan menggunakan EDX dapat dilihat pada Tabel 4.1.

Tabel 4.1 Data komposisi lapisan tipis Ag-Zn (wt%)

<i>Surface Ratio Zn</i> (%)	Waktu Deposisi (menit)	Komposisi Lapisan	
		Ag	Zn
5	15	89,56	10,44
	30	88,72	11,28
	45	83,70	16,30
10	15	80,40	19,60
	30	78,11	21,89
	45	78,00	22,00
15	15	76,55	23,45
	30	71,24	28,76
	45	69,91	30,09
20	15	67,32	32,68
	30	64,13	35,88
	45	59,31	40,68

Tabel 4.1 di atas menunjukkan hasil komposisi Zn pada lapisan yang terbentuk adalah lebih besar dari komposisi *surface ratio* yang digunakan, sebab Zn memiliki *yield sputtering rate* yang cukup besar yakni 120 Å/sec (Samira, 2016) sedangkan Ag sebesar 40 Å/sec (Geller dkk,1998) sehingga menghasilkan nilai komposisi Zn yang lebih besar dibandingkan dengan ratio area luas permukaan yang digunakan. Seperti yang diketahui, bahwa nilai *yield sputter* dapat mempengaruhi jumlah atom-atom yang terpercik dan menempel pada substrat yang digunakan. Sehingga Zn lebih mudah terdeposit pada permukaan substrat dibandingkan dengan Ag.

Waktu deposisi yang digunakan juga memberikan pengaruh pada lapisan yang dihasilkan. Tabel 4.1 menunjukkan bahwa penambahan waktu deposisi dapat meningkatkan persen atom Zn pada lapisan. Sehingga berdasarkan Tabel 4.1 menunjukkan nilai persen Zn paling tinggi adalah terdapat pada variasi *surface ratio* 20% Zn dan waktu deposisi 45 menit. Jika dikorelasikan dengan Persamaan 2.1, menunjukkan bahwa besar *yields sputter* dan waktu deposisi berbanding lurus dengan banyaknya atom yang terpercik, sehingga dapat mempengaruhi besar

komposisi masing-masing material target yang menempel pada permukaan substrat.

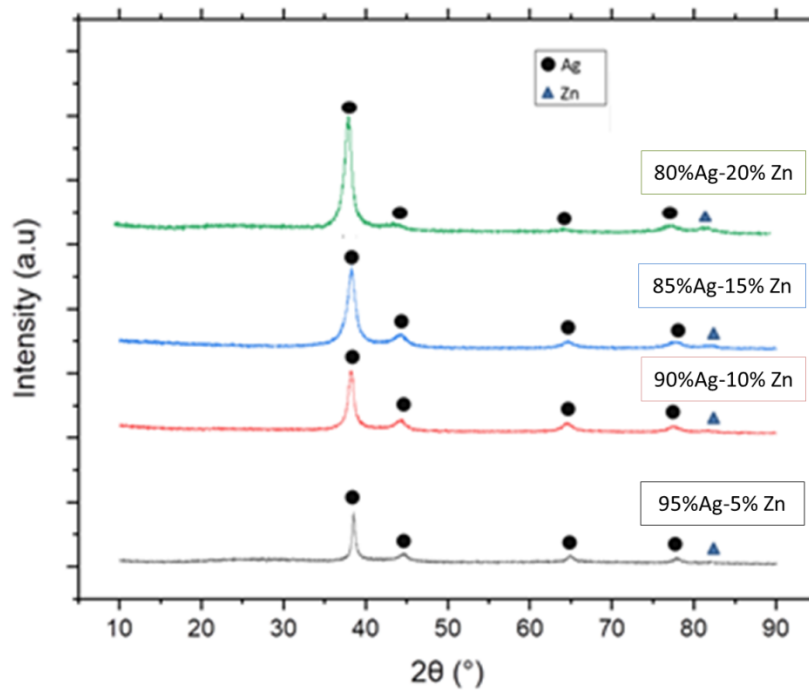
Hasil perbandingan nilai komposisi lapisan yang diperoleh dari hasil EDX dan hasil pengolahan data dari XRD menggunakan X'Pert High Score menunjukkan adanya perbedaan. Hasil yang diperoleh dari EDX dianggap lebih meyakinkan karena pada EDX memiliki daya pemisah dan pendeteksi unsur yang lebih akurat pada skala mikron, bahkan hingga kontaminan dan *mapping* dari masing-masing unsur dapat terbaca. Sedangkan hasil XRD diragukan karena banyaknya unsur atau kontaminan yang bercampur dan tidak dapat dibedakan.

### **4.3 Analisis Hasil Karakterisasi X-Ray Diffraction (XRD)**

Hasil analisa XRD pada substrat SS 316L yang dilapisi dengan Ag-Zn menunjukkan 4 puncak Ag dengan intensitas yang berbeda sesuai dengan data pada JCPDS 00-001-1164 yaitu pada sudut  $2\theta$  sebesar  $38^\circ$ ,  $44,1^\circ$ ,  $64,6^\circ$ , dan  $77,1^\circ$  yang menggambarkan puncak unsur Ag dengan kristal (111), (200), (220) dan (311). Sedangkan berdasarkan JCPDS 00-04-0831 yang merupakan data JCPDS Zn yaitu pada  $39,06^\circ$ ,  $43,28^\circ$ ,  $77,04^\circ$ , dan  $83,34^\circ$  adalah puncak Zn yang menggambarkan kristal (0 0 2), (1 0 1), (0 0 4) dan (1 1 2). Hasil analisis dapat dilihat dari Gambar 4.2, 4.3, dan 4.4.

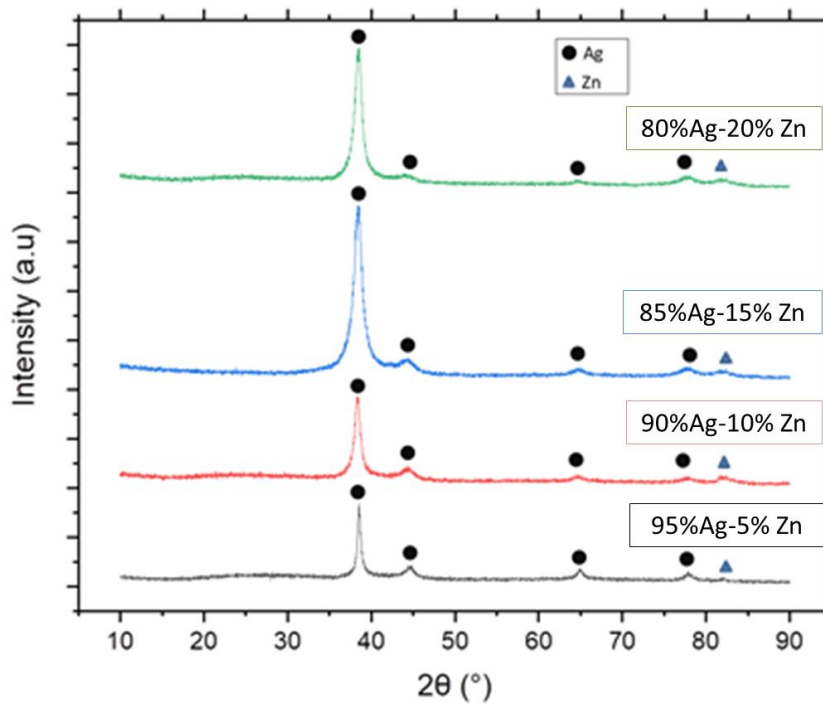
#### **4.3.1 Analisis Hasil Karakterisasi Fasa Dengan Variasi Waktu Deposisi**

Hasil analisis karakterisasi fasa dari lapisan Ag-Zn pada variasi waktu deposisi 15, 30, dan 45 menit telah berhasil dilakukan dan hasil pengolahan data dan analisa ditunjukkan pada Gambar 4.2, 4.3 dan 4.4.



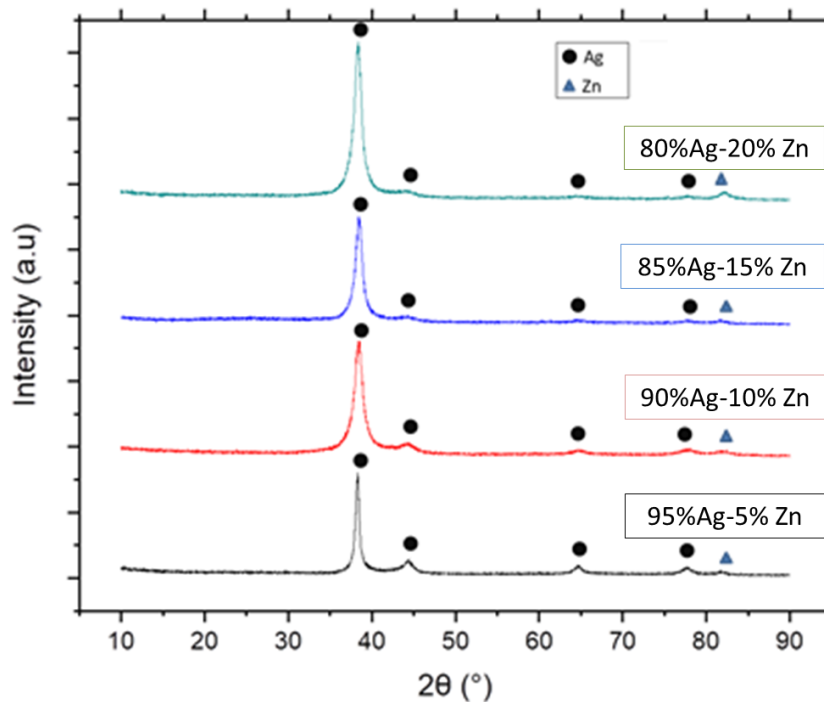
Gambar 4.2 Hasil analisis uji XRD pada waktu deposisi 15 menit

Gambar 4.2 menunjukkan hasil *sputtering* lapisan 5% Zn dengan variasi waktu deposisi 15 menit diperoleh karakteristik XRD dengan 4 fasa yaitu Ag pada sudut  $2\theta$  sebesar  $38,10^\circ$  pada bidang (1 1 1) yang merupakan puncak difraksi tertinggi pada lapisan ini dan memiliki puncak yang meruncing, menandakan bahwa kristalinitas dari Ag bertambah. Sedangkan fasa Zn pada sudut  $2\theta$  sebesar  $82,99^\circ$  menunjukkan terbentuknya fasa Zn yang menempati bidang (1 1 2) sesuai JCPDS 04-0831, namun menandakan peak yang kurang tinggi. Beberapa puncak difraksi lainnya juga terbentuk yang merupakan puncak difraksi dari Ag, namun tidak memiliki nilai intensitas yang tinggi. Pada 10 % Zn, dengan waktu deposisi yang sama memiliki karakteristik fasa yang serupa dengan 5 % Zn, dimana terbentuk fasa Ag dan juga Zn yang menempati sudut  $2\theta$  masing – masing pada  $38,21^\circ$  dan  $82,91^\circ$  dan dengan bidang kristal yang serupa yaitu (1 1 1) dan (1 1 2). Pada 15 % dan 20% Zn, jumlah fasa Ag yang menempati sudut  $2\theta$  sebesar  $38,29^\circ$  mulai mengalami pergeseran ke kanan yang menandakan bahwa kristalinitas Ag mulai berkurang dan menunjukkan peak Zn yang mulai tampak pada 20% Zn.



Gambar 4.3 Hasil analisis uji XRD pada waktu deposisi 30 menit

Pada Gambar 4.3 hasil XRD substrat dengan variasi waktu deposisi 30 menit pada *surface ratio* 5% Zn ditemukan puncak yaitu pada  $2\theta$  sebesar  $38,10^\circ$ ,  $44,3^\circ$ ,  $64,38^\circ$  yang merupakan puncak dari Ag dan Zn pada puncak  $82,67^\circ$  adalah (1 1 2). Puncak dari Ag yang tertinggi dan meruncing ditemukan pada  $2\theta$  sebesar  $38,10^\circ$  yang menandakan bahwa kristalinitas unsur Ag yang terbentuk adalah sempurna. Namun untuk variasi *surface rasio* permukaan pada 10%, 15% dan 20% Zn menunjukkan mulai adanya pergeseran ke arah kanan yang berarti kristalinitas Ag mulai berkurang. Sedangkan pada rasio permukaan 20% Zn menunjukkan puncak Zn yang semakin meruncing dengan kristal heksagonal (1 1 2).



Gambar 4.4 Hasil analisis uji XRD pada waktu deposisi 45 menit

Gambar 4.4 menunjukkan hasil XRD lapisan hasil *sputtering* dengan deposisi waktu 45 menit. Pada 5 % Zn fasa dengan puncak difraksi tertinggi Ag dengan struktur kristal kubik dengan bidang kristal (1 1 1) pada  $2\theta$  sebesar  $38,3^\circ$  dan fasa Zn dengan struktur kristal heksagonal. Fasa Ag juga masih teridentifikasi sebagai fasa utama pada lapisan hasil *sputtering* dengan 10% Zn, 15 % Zn, dan 20% Zn. Hasil XRD pada kedua lapisan ini menunjukkan adanya perubahan pada fasa Ag-Zn yang sebelumnya teridentifikasi pada persen Zn yang lebih sedikit. Sama seperti hasil XRD pada waktu 15 dan 30 menit, dimana fasa Ag-Zn yang sebelumnya menempati sudut  $2\theta$  sebesar  $38^\circ$ , penambahan kadar Zn meningkatkan puncak pada Zn.

Secara umum, jika dikorelasikan dengan hasil EDX pada Tabel 4.1 setiap sampel lapisan tipis Ag-Zn terdeteksi unsur penyusun substrat yaitu Ag dan Zn yang memiliki peak pada  $2\theta$  dengan intensitas yang berbeda-beda. Dengan meningkatnya waktu deposisi peak Zn intensitasnya semakin meningkat. Pada

hasil XRD sampel lapisan tipis Ag-Zn ditemukan puncak yang luas disekitar  $2\theta$  sebesar  $38^\circ$  merupakan *Metallic Silver* sesuai pada (JCPDS 01-1164). Puncak *Metallic Silver* terlihat melebar mengindikasikan bahwa bentuknya *amorphous phase* yang memiliki sifat lebih reaktif daripada *Crystalline phase*. Pada penelitian pendeposisian Ag dengan variasi waktu deposisi yang dilakukan oleh Ahmadpouran dkk, 2016, puncak Ag tampak tinggi mengindikasikan kristalisasinya sempurna.

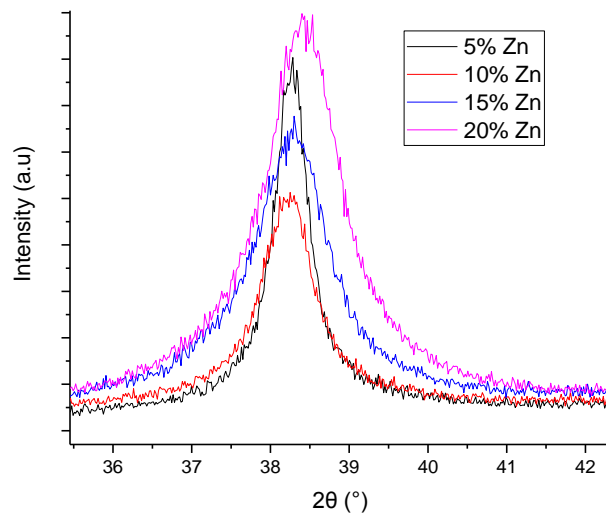
Pada seluruh sampel juga terdapat puncak Zn pada  $2\theta$  sebesar  $83^\circ$  yang menunjukkan bahwa substrat terlapisi oleh Zn meskipun tidak menunjukkan intensitas yang tinggi. Zn yang terbentuk pada posisi sudut  $83^\circ$  memiliki struktur heksagonal (1 1 2) (JCPDS 04- 0831). Pada grafik XRD tidak ditemukan pembentukan senyawa Ag-Zn. Hal ini dikarenakan waktu deposisi yang singkat sehingga kurang masuknya atom Zn kedalam kristalin *lattice* Ag. Sebagian puncak Zn terlihat melebar mengindikasikan kristalisasinya tidak sempurna. Perubahan dan pergeseran puncak menyatakan bahwa deformasi pada *lattice* kristal dan adanya cacat pada kristal sehingga terjadi kristalisasi Zn kurang sempurna.

Berdasarkan penelitian yang dilakukan oleh Carvalho, dkk 2014 pada lapisan ZnO yang ditambahkan Ag menghadirkan pergeseran puncak *X-Ray Diffraction* yang kecil dibandingkan dengan ZnO murni, dihasilkan dari parameter kisi ZnO yang meningkat pada *c-axis* dengan penambahan Ag. Sedikitnya penurunan  $2\theta$  mungkin disebabkan oleh peningkatan konstanta kisi yang disebabkan oleh substitusi ion  $Zn^{2+}$  (radius  $0,65 \text{ \AA}$ ) oleh ion  $Ag^+$  (radius  $1,02 \text{ \AA}$ ) yang mengarah ke distorsi kompresi dari struktur kristal.

#### **4.3.2 Analisis Hasil Karakterisasi Fasa Dengan Variasi Waktu Deposisi**

Observasi tentang *Inhomogenous strain* atau pergeseran puncak dan ukuran kristalit diperoleh dengan perhitungan menggunakan metode Williamsom-Hall, dimana FWHM diobservasi secara manual diperoleh menggunakan ORIGINPro dan FWHM instrumen diperoleh dari PANanalytical X'Pert Highscore





Gambar 4.5 Plot Pergeseran Puncak Lapisan Tipis Ag-Zn Pada Waktu Deposisi 15 Menit.

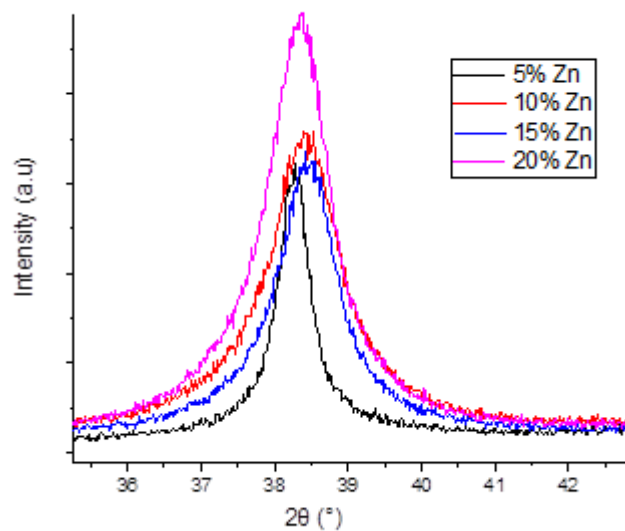
Berdasarkan Gambar 4.5 menunjukkan adanya pelebaran puncak yang bervariasi. Pada variasi waktu deposisi 15 menit dengan variasi *surface ratio* 5%, 10%, 15%, dan 20% Zn menunjukkan hasil plot grafik yang semakin condong ke kanan dengan bertambahnya *surface ratio* yang digunakan. Perhitungan *Inhomogenous strain* menggunakan metode Williamsom-Hall menunjukkan hasil yang lebih terpercaya dibandingkan dengan hasil perhitungan yang menggunakan instrumen. Hal ini digunakan untuk menghitung pergeseran yang diakibatkan oleh adanya distorsi dan ketidaksempurnaan kristal.

Tabel 4.2 Tabel Perhitungan *Inhomogenous strain* dan ukuran kristalit pada waktu deposisi 15 menit dengan variasi *surface ratio* 5%, 10%, 15%, dan 20% Zn.

Waktu Deposisi (menit)	<i>Surface ratio</i> Zn (%)	Inhomogenous Strain (radian)	Ukuran Kristalit (nm)
15	5	0,0003	308,12
	10	0,0002	192,58
	15	0,0003	308,12
	20	0,0008	513,53

Berdasarkan Tabel 4.2 ditunjukkan adanya *inhomogenous strain* atau pergeseran puncak yang terjadi karena adanya strain yang tinggi pada kristal. Strain yang tinggi diakibatkan oleh adanya kenaikan ukuran kristalit. besar ukuran kristalit ini juga mempengaruhi tingginya intensitas pada puncak yang dihasilkan, semakin besar ukuran kristalit maka intensitas yang dihasilkan semakin besar. Berdasarkan hasil perhitungan dengan metode Williamsom-Hall diperoleh hasil pergeseran puncak pada waktu deposisi 15 menit dengan *surface ratio* 5% Zn adalah sebesar 0,0003 radian dengan ukuran kristalit 308,12 nm. Sedangkan ukuran kristalit paling besar adalah ditunjukkan pada *surface ratio* 20% Zn yaitu sebesar 0,008 radian. Ukuran kristalit yang dihasilkan pada *surface ratio* 20% Zn juga menunjukkan hasil yang paling besar yaitu 513,53 nm, nilai kristalit yang besar memiliki nilai FWHM yang sempit sehingga intensitas yang dihasilkan besar. hal ini menunjukkan bahwa terjadinya kenaikan intensitas Ag seiring dengan bertambahnya ukuran kristalit.

Dibandingkan dengan hasil morfologi yang dihasilkan dari uji SEM (Gambar 4.8) menunjukkan bahwa dengan bertambahnya *surface ratio* Zn meningkatkan ukuran butir pada lapisan tipis Ag-Zn. Hal ini menunjukkan adanya kemungkinan difusi antar butiran Ag yang menyebabkan penyatuan butiran Ag sehingga ukuran dari kristalannya menjadi lebih besar. Tidak hanya ukuran butirnya yang semakin besar tapi juga intensitas pada puncak Ag utama mengalami kenaikan intensitas.



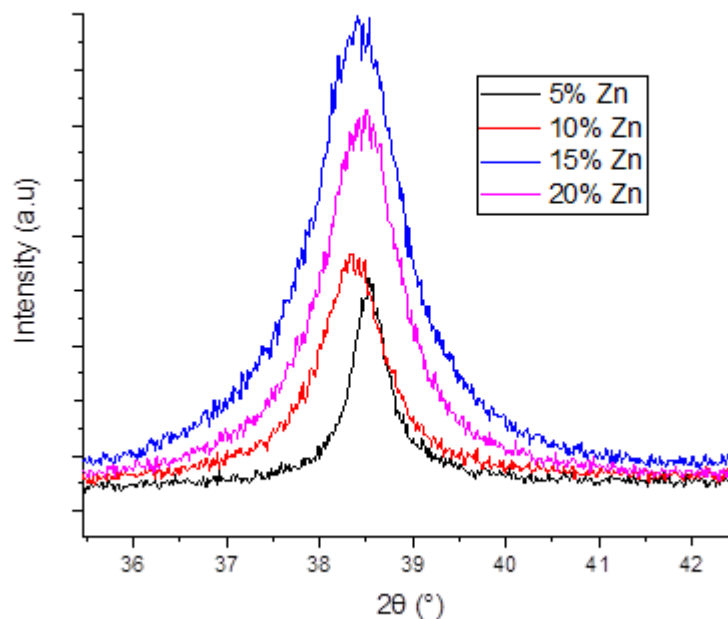
Gambar 4.6 Plot pergeseran puncak lapisan tipis Ag-Zn pada waktu deposisi 15 menit.

Pelebaran puncak diperoleh dengan perhitungan menggunakan metode Williamsom-Hall pula, dimana FWHM diobservasi secara manual diperoleh menggunakan ORIGINPro dan FWHM instrumen diperoleh dari PANanalytical X’Pert Highscore. Puncak dengan intensitas yang tinggi memiliki nilai FWHM yang lebih kecil.

Tabel 4.3 Perhitungan *inhomogenous strain* pada waktu deposisi 30 menit dengan variasi *surface ratio* 5%, 10%, 15%, dan 20% Zn.

Waktu Deposisi (menit)	<i>Surface ratio</i> Zn (%)	Inhomogenous Strain (radian)	Ukuran Kristalit (nm)
30	5	0,0001	154,06
	10	0,0002	220,09
	15	0,0003	192,58
	20	0,0003	308,12

Tabel 4.3 menunjukkan adanya *inhomogenous strain* pada waktu deposisi 30 menit dengan *surface ratio* 5% Zn adalah sebesar 0,001 radian dan mengalami pergeseran puncak yang kecil. Sehingga intensitas yang dihasilkan pun juga tidak terlalu tinggi. Sedangkan pada *surface ratio* 10% Zn menunjukkan nilai ukuran kristalit yang lebih besar yaitu 220,09 nm dan pergeseran puncak sebesar 0,0002 radian. Kenaikan pergeseran terbesar pada *surface ratio* 15% dan 20% yaitu 0,003 radian, ukuran butir yang dihasilkan yaitu 192,58 nm dan 308,12 nm menandakan adanya kenaikan intensitas pada puncak.



Gambar 4.7 Plot pergeseran puncak lapisan tipis Ag-Zn pada waktu deposisi 15 menit

Pada Gambar 4.7 diinvestigasi nilai pergeseran puncak dan ukuran kristalit dari lapisan tipis Ag-Zn dengan variasi *surface ratio* 5%, 10%, 15%, dan 20% Zn. Perhitungan dilakukan menggunakan metode Williamson-Hall pula, dimana FWHM diobservasi secara manual diperoleh menggunakan ORIGINPro dan FWHM instrumen diperoleh dari PANalytical X'Pert Highscore. Puncak-puncak pada waktu deposisi 45 menit mulai mengalami pelebaran yang

diakibatkan oleh adanya interstisi unsur Zn ke dalam matrik logam Ag sehingga munculah tegangan yang mengakibatkan terjadinya pelebaran pada puncak hasil difraksi kisi kristal logam Ag akibat adanya perubahan jarak antar bidang atomnya.

Perhitungan dilakukan pada beberapa puncak Ag pada masing-masing variasi, namun pada beberapa titik Ag telah menghilang dan tidak terdeteksi terutama pada *surface ratio* Zn 20%. Menghilangnya kisi kristal logam Ag bisa diakibatkan oleh susunan kristal yang telah rusak dan lebih menuju pada struktur amorph sehingga puncak-puncak grafik hasil difraksi kisi kristal logam Ag tidak terdeteksi.

Tabel 4.4 Perhitungan *inhomogenous strain* pada waktu deposisi 45 menit dengan variasi *surface ratio* 5%, 10%, 15%, dan 20% Zn.

Waktu Deposisi (menit)	<i>Surface ratio</i> Zn (%)	Inhomogenous Strain (radian)	Ukuran Kristalit (nm)
45	5	0,0007	140,05
	10	0,0006	308,12
	15	0,0007	308,12
	20	0,0014	513,53

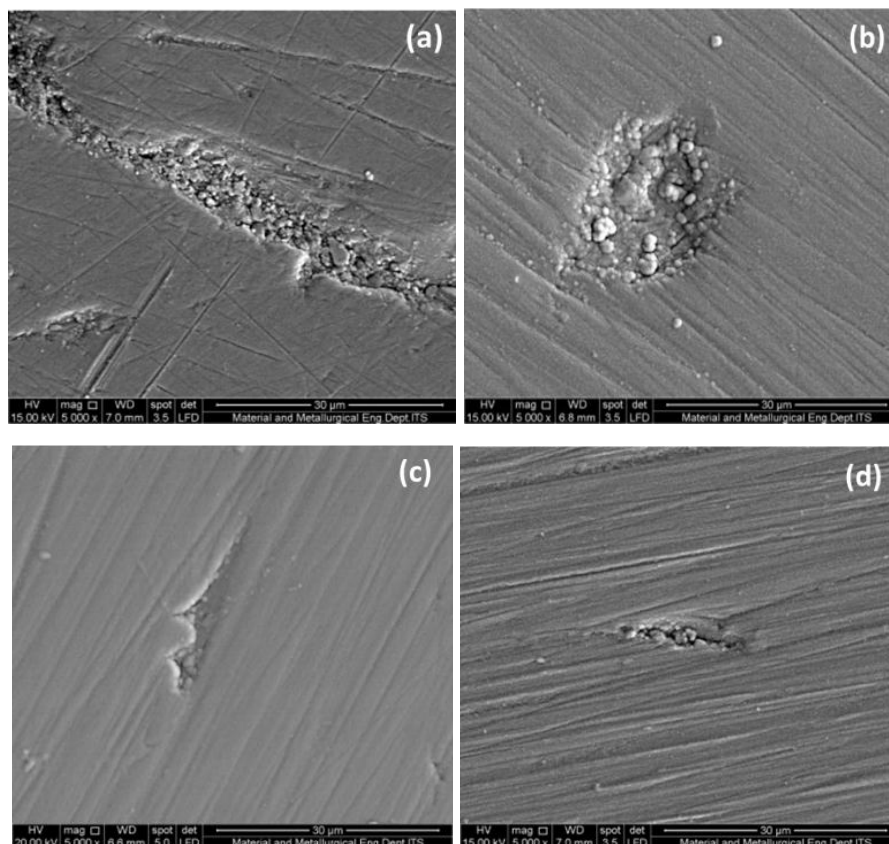
Tabel 4.4 menunjukkan adanya *inhomogenous strain* pada waktu deposisi 45 menit dengan *surface ratio* 5% Zn adalah sebesar 0,0007 radian dan memiliki ukuran kristalit 140,06 nm. Sehingga intensitas yang dihasilkan pun juga tidak terlalu tinggi. Sedangkan pada *surface ratio* 10% Zn menunjukkan nilai ukuran kristalit yang lebih besar yaitu 308,12 nm dan pergeseran puncak sebesar 0,0006 radian. Kenaikan pergeseran terbesar pada *surface ratio* 20% yaitu 0,0014 radian, ukuran butir yang dihasilkan yaitu 513,53 nm menandakan adanya kenaikan intensitas pada puncak.

Hasil pengukuran kristalit dihubungkan dengan hasil morfologi (Gambar 4.10) pada lapisan tipis Ag-Zn waktu deposisi 45 menit. menunjukkan adanya

perbesaran pada ukuran butir. Tentunya karena ukuran butir yang besar maka meningkatkan intensitas kristalnya, meskipun puncak mengalami pelebaran akibat adanya distorsi Zn terhadap Ag akibat semakin banyaknya kandungan Zn pada lapisan tipis Ag-Zn yang terbentuk.

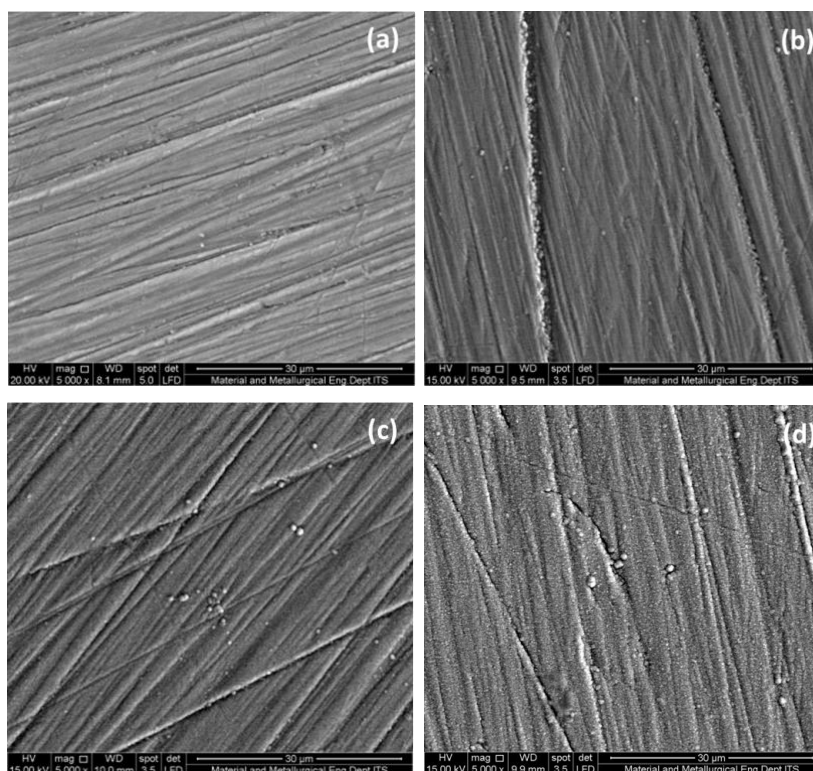
#### 4.4 Karakterisasi *Scanning Electron Microscopy* (SEM) lapisan tipis Ag-Zn

Pengujian menggunakan metode *scanning electron microscopy* (SEM) dilakukan untuk karakterisasi morfologi lapisan Ag-Zn yang dihasilkan melalui proses *sputtering*. Dari hasil uji SEM diperoleh gambar morfologi tampak atas dan samping (*cross-section*) untuk menghitung ketebalan lapisan secara keseluruhan.



Gambar 4.8 Hasil SEM tampak atas lapisan Ag-Zn dengan variasi luas area (a) 5 % Zn, (b) 10 % Zn, (c) 15 % Zn, dan (d) 20 % Zn pada waktu deposisi 15 menit

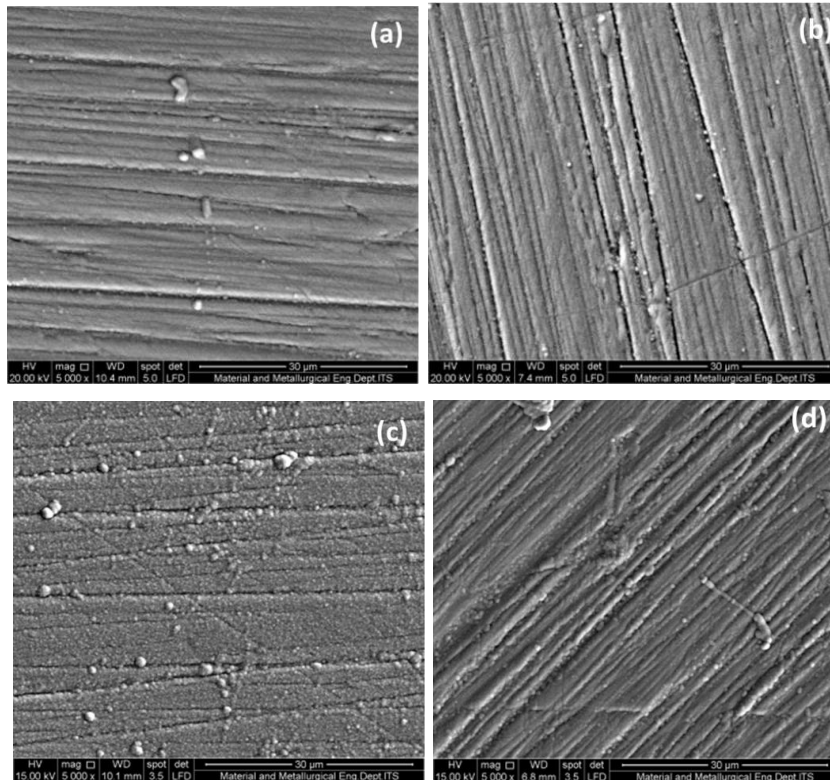
Berdasarkan hasil analisis morfologi tampak atas, menunjukkan hasil lapisan Ag-Zn yang berbeda. Hasil dibedakan berdasarkan waktu deposisi 15, 30, dan 45 menit dan *surface ratio* 5%, 10%, 15% dan 20% Zn. Pada Gambar 4.5 menunjukkan lapisan Ag-Zn dengan komposisi Zn yang lebih rendah menghasilkan permukaan yang lebih halus, namun masih tampak terdapat bagian permukaan yang tidak homogen dan berlubang. Sedangkan pada lapisan Ag-Zn dengan komposisi Zn yang lebih besar menghasilkan permukaan sampel yang lebih homogen. Hal ini sesuai dengan hasil uji EDX pada Tabel 4.1 yang menunjukkan bahwa Ag dan Zn nanopartikel berhasil terdeposit pada permukaan sampel dan semakin banyak pula atom-atom Ag dan Zn yang terlepas dari permukaan target, membentuk gumpalan sehingga menutup permukaan substrat.



Gambar 4.9 Hasil SEM tampak atas lapisan Ag-Zn dengan variasi luas area (a) 5 % Zn, (b) 10 % Zn, (c) 15 % Zn, dan (d) 20 % Zn pada waktu deposisi 30 menit

Gambar 4.9 menunjukkan bahwa semakin besar luas permukaan area target Zn dengan waktu deposisi 30 menit, semakin banyak pula gumpalan yang

terbentuk pada permukaan substrat. Butiran-butiran putih pada permukaan substrat menunjukkan bahwa atom-atom Ag dan Zn yang terlepas pada permukaan substrat mengalami proses nukleasi yang bertambah dan kemudian mengalami pertumbuhan (*growth*) sehingga terjadi gumpalan-gumpalan pada permukaannya akibat penambahan kadar Zn yang lebih banyak.



Gambar 4.10 Hasil SEM tampak atas lapisan Ag-Zn dengan variasi luas area (a) 5 % Zn, (b) 10 % Zn, (c) 15 % Zn, dan (d) 20 % Zn pada waktu deposisi 45 menit

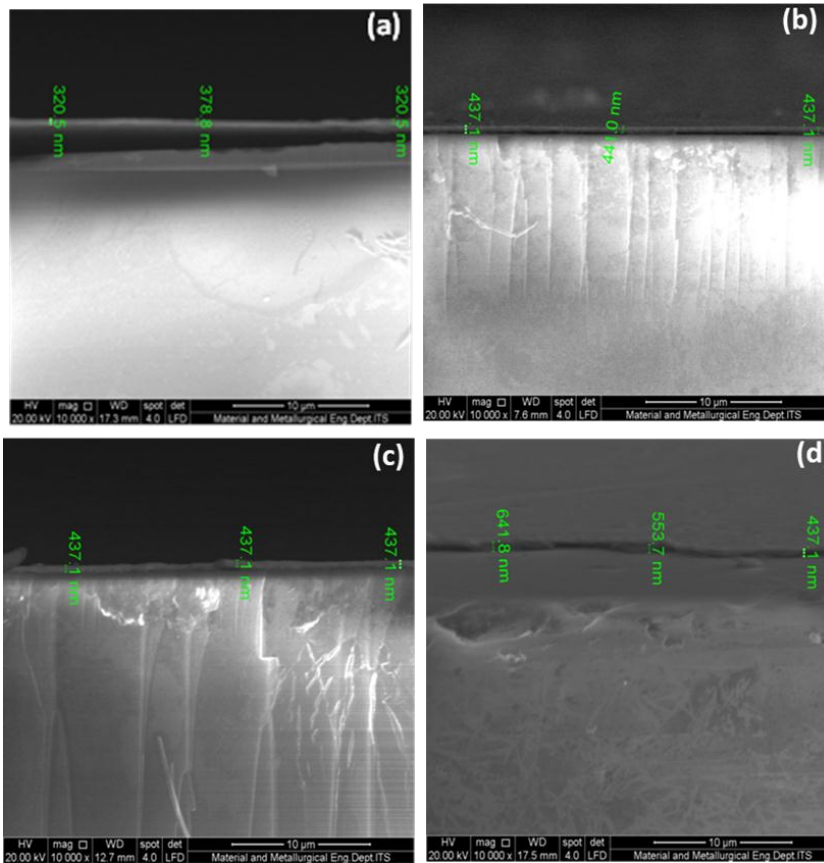
Gambar 4.10 pada waktu deposisi 45 menit menunjukkan hasil permukaan atas sampel yang berbeda pula, yakni semakin besar luas permukaan, titik-titik putih yang terbentuk di atas permukaan substrat semakin banyak dan menunjukkan bahwa atom-atom Ag dan Zn yang mengalami nukleasi pada permukaan substrat semakin meningkat. Hal ini juga menunjukkan bahwa semakin lamanya waktu deposisi dapat memberikan kesempatan lebih panjang



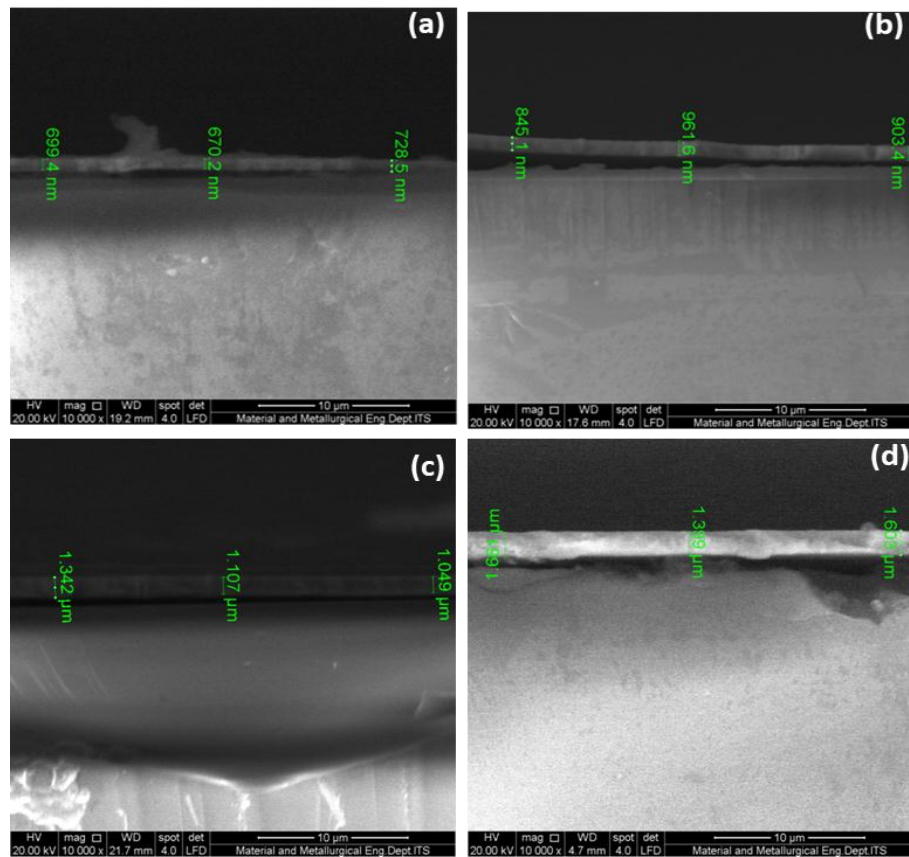
untuk atom-atom Ag dan Zn mengalami renukleasi sehingga dapat membentuk gumpalan partikel yang lebih besar.

Morfologi permukaan lapisan tipis pada Ag-ZnO pada penelitian yang dilakukan oleh Wang dkk pada tahun 2006 menunjukkan bahwa dengan kehadiran perak dapat menginduksi perubahan dalam morfologi lapisan ZnO sampel dengan kandungan perak sangat rendah, menyajikan morfologi dengan bentuk lingkaran. Hal ini menunjukkan bahwa adanya perubahan komposisi pada Ag dan ZnO dapat memengaruhi perubahan morfologi.

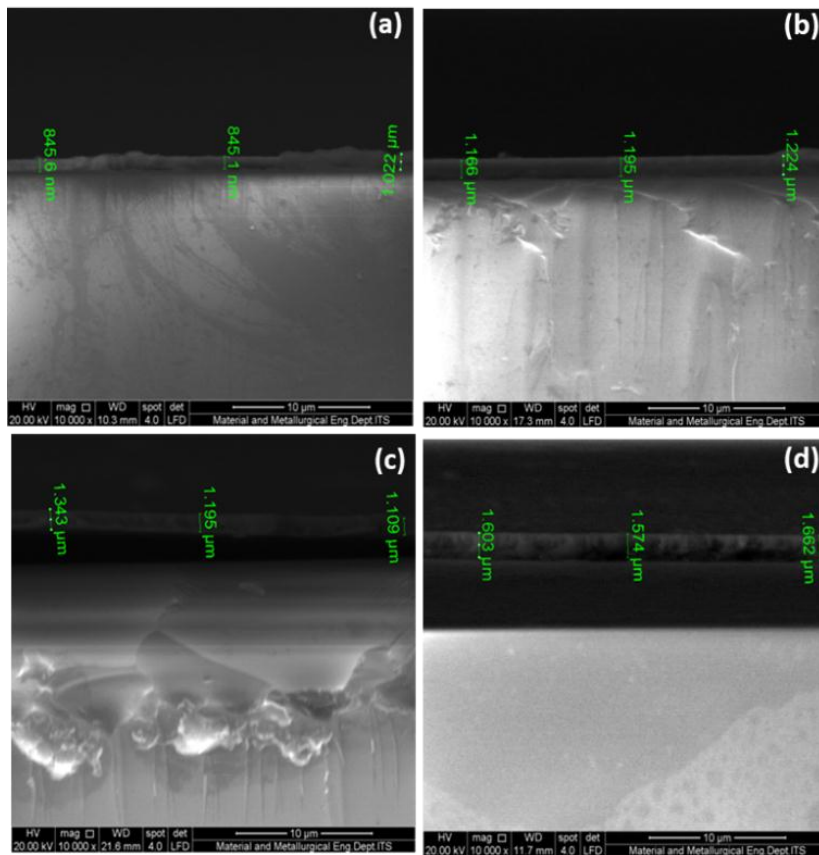
Pada gambar 4.11, 4.12 dan 4.13 menunjukkan morfologi lapisan Ag-Zn menggunakan SEM pada tampak samping dengan perbesaran 5000x. Berdasarkan gambar tampak bahwa lapisan yang terbentuk dengan metode *sputtering* menghasilkan morfologi yang padat dan mengalami peningkatan ketebalan seiring dengan penambahan waktu deposisi.



Gambar 4.11 Hasil SEM tampak samping lapisan Ag-Zn dengan variasi luas area (a) 5 % Zn, (b) 10 % Zn, (c) 15 % Zn, dan (d) 20 % Zn pada waktu deposisi 15 menit



Gambar 4.12 Hasil SEM tampak samping lapisan Ag-Zn dengan variasi luas area (a) 5 % Zn, (b) 10 % Zn, (c) 15 % Zn, dan (d) 20 % Zn pada waktu deposisi 30 menit



Gambar 4.13 Hasil SEM tampak samping lapisan Ag-Zn dengan variasi luas area (a) 5 % Zn, (b) 10 % Zn, (c) 15 % Zn, dan (d) 20 % Zn pada waktu deposisi 45 menit

Tabel 4.5 Hasil ketebalan lapisan pada substrat SS 316L

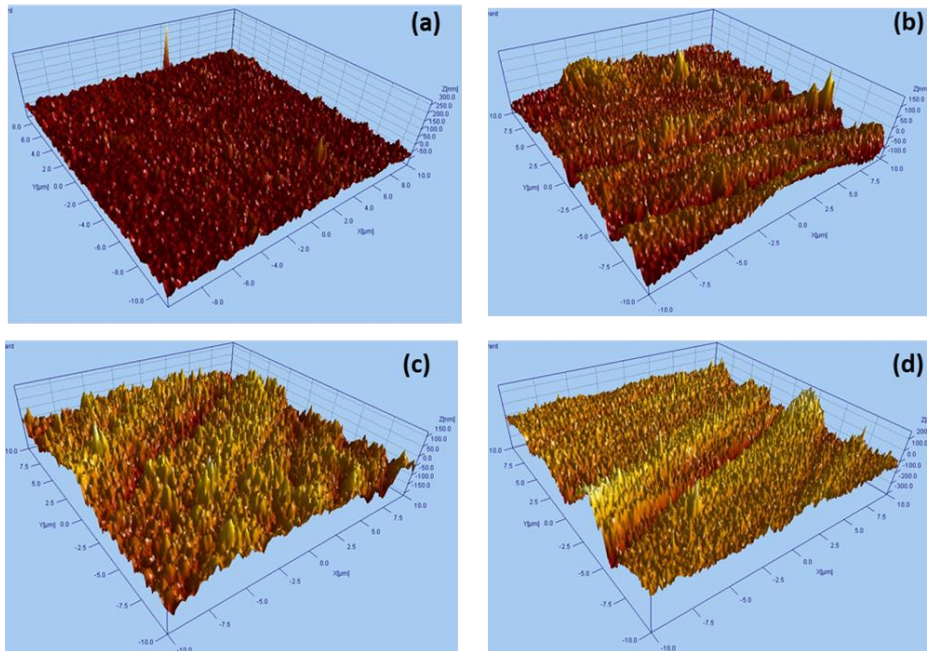
<b>Waktu Deposisi (Menit)</b>	<b>Surface ratio Zn (%)</b>	<b>Ketebalan (nm)</b>
15	5	339,93
	10	428,40
	15	437,10
	20	544,20
30	5	699,37
	10	903,37
	15	1.166
	20	1.551,67
45	5	904,23
	10	1.195
	15	1.215,67
	20	1.613

Proses aglomerasi partikel pada permukaan substrat dapat mempengaruhi ketebalan lapisan Ag-Zn, dimana semakin besar gumpalan partikel yang terbentuk maka akan meningkatkan ketebalan lapisan pada permukaan substrat. Nilai ketebalan lapisan yang dihasilkan adalah bervariasi dan menunjukkan peningkatan seiring dengan meningkatnya nilai luas permukaan area Zn dan waktu deposisi seperti yang terlihat pada Tabel 4.5. Ketebalan lapisan tertinggi diperoleh pada ratio permukaan area 20% Zn dengan waktu deposisi 45 menit yaitu sebesar 1.613nm. Sedangkan ketebalan terendah diperoleh pada lapisan Ag-Zn dengan variasi ratio permukaan area 5% Zn dengan waktu deposisi 15 menit yaitu sebesar 339,93 nm.

#### **4.5 Hasil Pengujian Atomic Force Microscopy (AFM)**

Pengujian AFM pada penelitian ini digunakan untuk mengetahui topografi lapisan dan juga kekasaran permukaan lapisan tipis Ag-Zn hasil dari *RF*

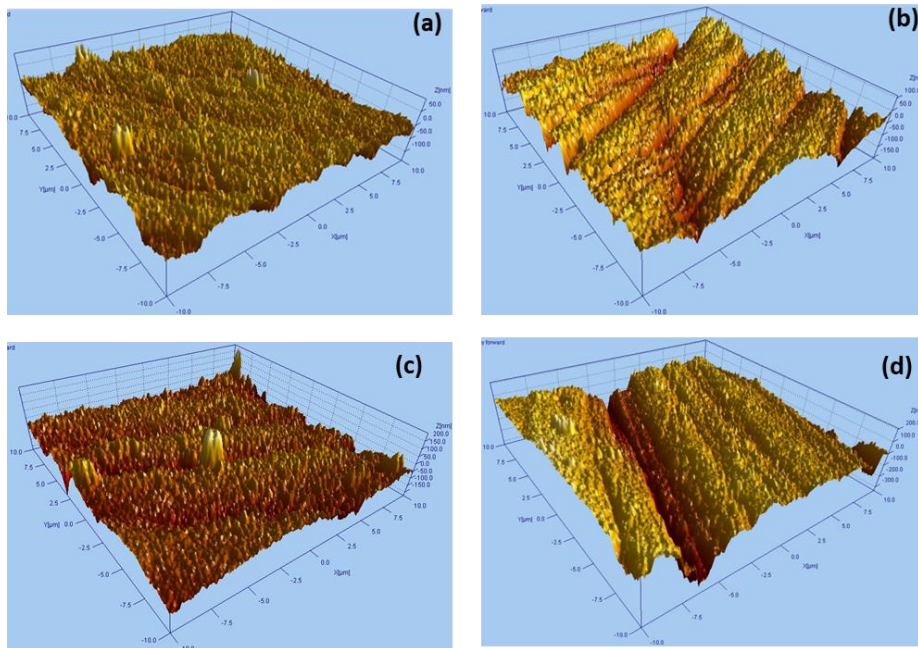
*sputtering*. Pengujian AFM dilakukan pada ratio permukaan area 5% - 20% Zn dengan waktu deposisi 15, 30 dan 45 menit. Gambar 4.11 menunjukkan hasil uji AFM berupa gambar topografi permukaan lapisan Ag-Zn secara 3D pada luasan 10  $\mu\text{m}$  x 10  $\mu\text{m}$ .



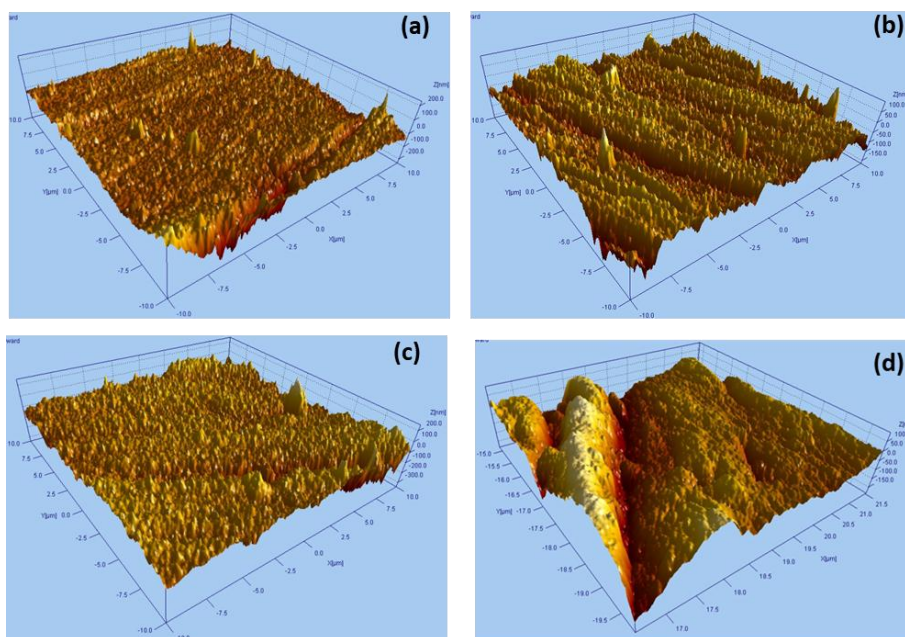
Gambar 4.14 Hasil uji kekasaran permukaan lapisan Ag-Zn dengan variasi luas area (a) 5 % Zn, (b) 10 % Zn, (c) 15 % Zn, dan (d) 20 % Zn pada waktu deposisi 15 menit

Berdasarkan hasil uji pada permukaan SEM menunjukkan bahwa penambahan Zn pada komposisi lapisan Ag-Zn menyebabkan lapisan menjadi lebih padat dengan puncak-puncak topografi yang lebih tinggi. Topografi pada lapisan dengan rasio permukaan 5% Zn memiliki tekstur dengan jumlah puncak yang lebih sedikit, lebih rendah, dan juga lebih sempit bila dibandingkan dengan topografi lapisan dengan luas area 20% Zn. Lapisan dengan luas area Zn yang lebih tinggi dapat menimbulkan aglomerasi partikel pada lapisan yang terbentuk. Sehingga ukuran partikel yang dihasilkan pun lebih besar. Oleh karena itu, topografi yang dihasilkan lebih tinggi dan lebar.

Dari Gambar 4.14 diketahui seiring dengan bertambahnya komposisi Zn dan waktu deposisi memberikan pengaruh pada ukuran partikel Ag-Zn yang terbentuk pada permukaan substrat. Seiring penambahan Zn, menunjukkan meningkatnya distribusi partikel Ag-Zn hal ini dipengaruhi karena semakin lama waktu deposisi yang diberikan maka akan mendorong semakin banyak atom-atom yang terlepas dari permukaan material target menuju ke permukaan material substrat. Atom-atom yang menempel pada substrat ini kemudian akan mengalami proses nukleasi dan kemudian mengalami proses *growth*. Maka, semakin lama proses deposisi akan mendorong atom-atom Ag dan Zn untuk terus melakukan nukleasi dan penyusunan kristal untuk membentuk partikel yang lebih besar.



Gambar 4.15 Hasil uji kekasaran permukaan lapisan Ag-Zn dengan variasi luas area (a) 5 % Zn, (b) 10 % Zn, (c) 15 % Zn, dan (d) 20 % Zn pada waktu deposisi 30 menit



Gambar 4.16 Hasil uji kekasaran permukaan lapisan Ag-Zn dengan variasi luas area (a) 5 % Zn, (b) 10 % Zn, (c) 15 % Zn, dan (d) 20 % Zn pada waktu deposisi 45 menit

Gambar 4.14, 4.15, dan 4.16 menunjukkan hasil topografi dimana warna cerah lebih mendominasi permukaan sampel lapisan Ag-Zn dengan luas area permukaan yang lebih besar dan waktu deposisi yang lebih lama. Nilai kekasaran permukaan pada masing-masing sampel yang cukup besar dengan warna lebih cerah, menandakan bahwa daerah ini pada pengujian AFM adalah daerah dengan permukaan yang tinggi dan kasar. Sedangkan warna gelap menandakan bahwa daerah tersebut memiliki permukaan yang rendah atau halus (Haugstad, 2012). Hal ini memberikan informasi bahwa luas area permukaan Zn yang semakin besar memberikan pengaruh pada kekasaran permukaan, begitupula untuk waktu deposisi yang diberikan semakin lama waktu deposisi yang diberikan maka semakin kasar permukaan sampel tersebut.

Dari Tabel 4.6 juga diperoleh informasi mengenai kekasaran permukaan lapisan Ag-Zn hasil *sputtering*. Dimana nilai kekasaran dapat dianalisis dari nilai Sa dan Sz yang tinggi (Olympus, 2013). Sa menunjukkan data mean tinggi dan Sz menunjukkan nilai tinggi maksimum yang diperoleh. Nilai kekasaran permukaan



dengan luas area permukaan 5% Zn dan waktu deposisi 15 menit memiliki tingkat kekasaran permukaan paling rendah yaitu sebesar 14,3 nm yang kemudian dengan penambahan waktu ke 45 menit meningkatkan nilai kekasaran menjadi 32,5 nm. Hal serupa juga terjadi pada 20% Zn, dimana pada waktu deposisi 15 menit diperoleh kekasaran rata-rata sebesar 17,4 nm yang kemudian meningkat seiring dengan penambahan waktu deposisi pada 45 menit yaitu 49,0 nm.

Tabel 4.6 Hasil uji kekasaran lapisan tipis Ag-Zn


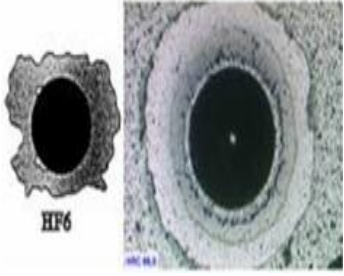

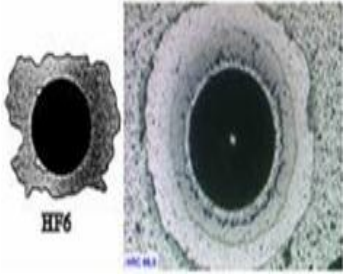



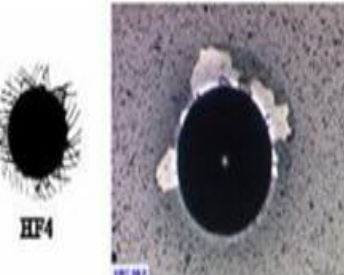
<b>Waktu Deposisi (Menit)</b>	<b>Surface ratio Zn (%)</b>	<b>Sa (nm)</b>	<b>Sz (nm)</b>
15	5	11,7	161
	10	22,5	229
	15	29,0	335
	20	32,5	469
30	5	14,3	229
	10	23,4	261
	15	31,9	424
	20	43,4	510
45	5	17,4	263
	10	26,0	315
	15	37,6	496
	20	49,0	521

Berdasarkan data dari nilai kekasaran tersebut maka waktu deposisi menunjukkan berpengaruh terhadap nilai kekasaran lapisan Ag-Zn. Hal ini juga mempengaruhi nilai kekasaran pada lapisan Ag-Zn. Distribusi lapisan Ag-Zn yang semakin tinggi membuat kekasaran permukaan semakin meningkat. Hal ini dipengaruhi oleh adanya agglomerasi paduan Ag-Zn yang semakin meningkat seiring dengan penambahan Zn dan sesuai dengan hasil SEM pada Gambar 4.10 yakni kekasaran meningkat seiring dengan bertambahnya agglomerasi Ag-Zn yang ada pada permukaan sampel. Selain itu, berdasarkan hasil EDX pada Tabel 4.1 semakin banyak kandungan partikel Ag-Zn yang terdeposit pada permukaan substrat menyebabkan lapisan tipis tersebut semakin kasar.


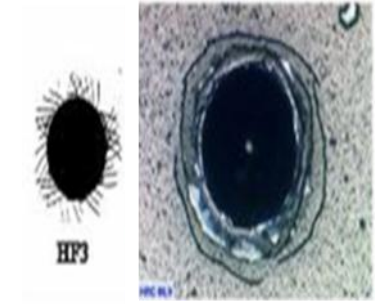

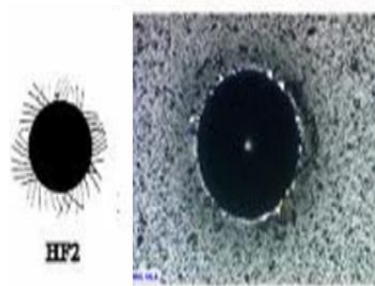
Sesuai dengan penelitian sebelumnya yang dilakukan oleh Allan, dkk, 2010 menunjukkan bahwa dibandingkan dengan permukaan halus, permukaan yang kasar menunjukkan lebih banyak area permukaan yang lebih mudah untuk diintegrasikan dengan tulang melalui proses osseointegrasi. Permukaan yang lebih kasar juga mempermudah dalam pembentukan jaringan baru dan meningkatkan stabilitas implan tulang.

#### **4.6 Kekuatan Adhesi**

Pengujian adhesi dilakukan untuk mempelajari kekuatan adhesi dari permukaan yang dilapisi Ag-Zn hasil proses *sputtering*. Pada proses analisa kekuatan adhesi ini dilakukan pada rasio luas permukaan 5% Zn dengan waktu deposisi 15 dan 45 menit dan 20%Zn dengan waktu deposisi 15 dan 45 menit pula. Gambar 4.16 menunjukkan hasil uji Adhesi yang berupa gambar morfologi menggunakan mikroskop optik. Pembebanan yang dilakukan pada setiap sampel adalah sama, dibandingkan dengan standar perngujian yang telah dilakukan Heinke 1995 & Alam dkk, 2013.

Lapisan		Surface	Standard VDI Guidelines 3198 (Heinke 1995 & Alam dkk, 2013)
Waktu Deposisi (menit)	Surface ratio Zn (%)		
15	5		
	20		
30	5		
	20		

Gambar 4.17 Hasil uji kekuatan adhesi pada variasi waktu deposi 15 menit dan *surface ratio* (a) 5% Zn, (b) 20% Zn; waktu deposisi 30 menit dan *surface ratio* (c) 5% Zn, (d) 20% Zn.

Lapisan		Surface	Standard VDI Guidelines 3198 (Heinke 1995 & Alam dkk, 2013)
Waktu Deposisi (menit)	Surface ratio Zn (%)		
45	5		
	20		

Gambar 4.18 Hasil uji kekuatan adhesi pada variasi waktu deposi 45 menit dan *surface ratio* (e) 5% Zn, (f) 20% Zn.

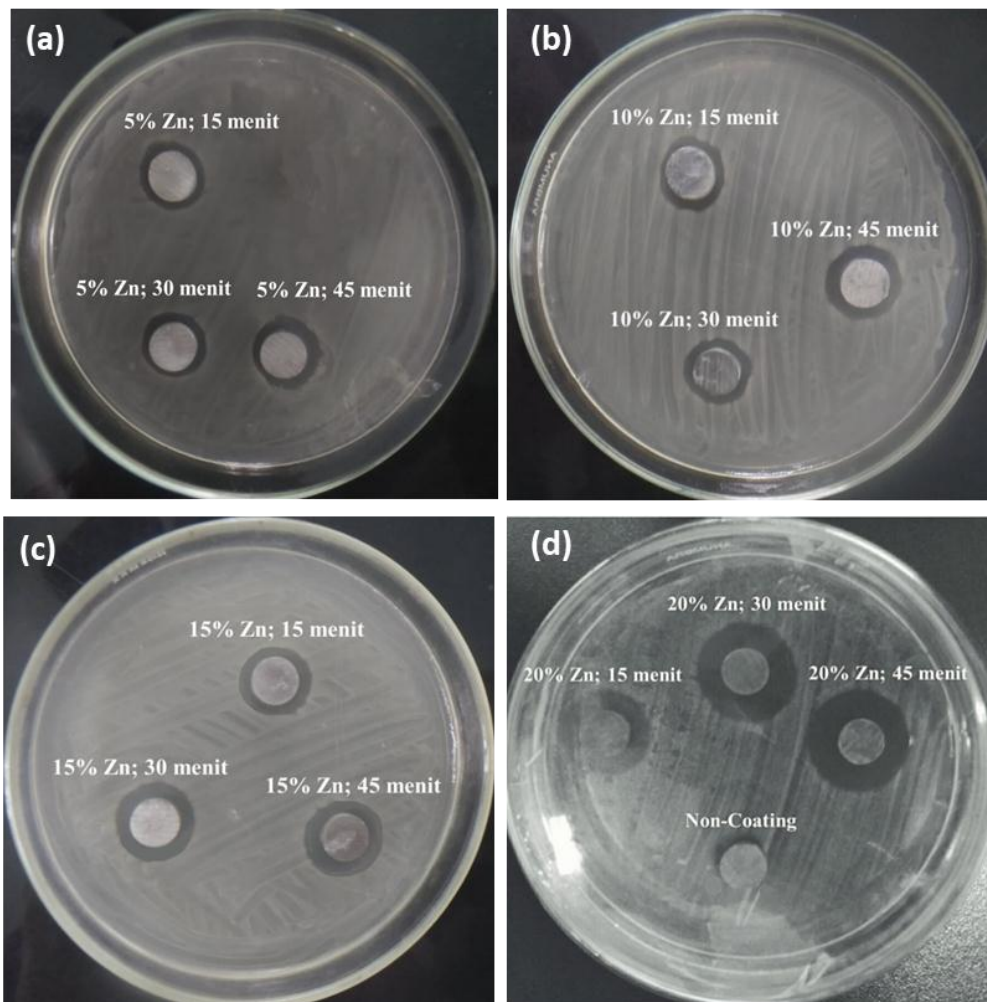
Gambar 4.17 dan 4.18 menunjukkan hasil morfologi permukaan Ag-Zn, analisa dilakukan dengan membandingkan gambar dengan penelitian yang telah dilakukan oleh Heinke, dkk. Sampel dengan waktu deposisi 15 menit (Gambar a dan Gambar b) termasuk memiliki kekuatan adhesi yang sangat buruk yaitu tingkat HF 6. Hal ini ditandai dengan terkelupasnya lapisan tipis yang terdapat pada daerah yang dikenai pembebanan. Sedangkan pada waktu deposisi 30 menit (Gambar c) menandakan bahwa lapisan memiliki kekuatan adhesi tingkat 5 dan pada Gambar d menunjukkan tingkat HF 4 yaitu lapisan memiliki kekuatan adhesi yang cukup baik. Hal ini ditandai dengan semakin berkurangnya lapisan tipis yang terkelupas di sekitar daerah pembebanan, walaupun pada (Gambar c dan Gambar d) masih menunjukkan penjalaran retak yang memanjang dari pusat pembebanan. Pada Gambar 4.18e menunjukkan tingkat adhesi HF 3 dan menunjukkan retak dengan penjalaran yang mulai berkurang dari pusat pembebanan. Selanjutnya

pada Gambar 4.18f menunjukkan gambar sesuai dengan tingkat HF 2 yaitu tampak sedikitnya keretakan akibat pembebanan.

Berdasarkan hasil uji EDX ( Tabel 4.1) dan hasil pengukuran ketebalan (Tabel 4.5 ) maka sampel dengan variasi rasio area permukaan 20%Zn dan waktu deposisi 45 menit memiliki jumlah atom-atom Zn yang paling banyak terdeposit pada permukaan substrat. Maka semakin banyak Zn yang terdeposit pada permukaan substrat maka semakin sedikit lapisan permukaan yang terkelupas dari pusat pembebanan atau memiliki sifat adhesi yang baik. Maka sesuai dengan dengan penelitian yang dilakukan oleh Toledano dkk, 2013 bahwa penambahan Zn dapat meningkatkan sifat mekanik dan integritas ikatan. Kekuatan adhesi pada tingkat HF 1 dan 2 merupakan yang dianjurkan untuk digunakan sebagai implan tulang orthopedic sesuai dengan ISO 13779-2:2008.

#### **4.6 Hasil Uji Antimikrobia**

Pengujian sifat antimikrobia telah dilakukan pada sampel yang telah diberi lapisan Ag-Zn pada luas area permukaan 5, 10, 15, 20% Zn dan waktu deposisi 15, 30,45 menit. Proses pengujian sifat antimikrobia lapisan tipis Ag-Zn dengan menggunakan metode *disk diffusion test*.



Gambar 4.19 Hasil analisis uji antimikrobia pada lapisan Ag-Zn (a) surface area 5% Zn waktu deposisi 15,30,45 menit. (b) surface area 10% Zn waktu deposisi 15,30,45 menit.(c) surface area 15% Zn waktu deposisi 15,30,45 menit.(d) surface area 20% Zn waktu deposisi 15,30,45 menit dan sampel non-coating.

Berdasarkan Gambar 4.19 seluruh spesimen menunjukkan kemampuan inhibisi pada media bakteri *Eschericia.Coli*. Pada gambar tersebut, terbukti bahwa lapisan tipis Ag-Zn berhasil melakukan inhibisi terhadap bakteri di sekelilingnya, sedangkan spesimen tanpa lapisan tipis tidak menunjukkan kemampuan membunuh bakteri sekitarnya. Gambar tersebut menunjukkan bahwa waktu deposisi paling optimal terdapat surface area 20%Zn dan waktu 45 menit.

Tabel 4.7 Hasil Pengukuran Zona Inhibisi Lapisan tipis Ag-Zn

<b>Waktu Deposisi (Menit)</b>	<b>Surface ratio Zn (%)</b>	<b>Zona Inhibisi (mm)</b>
0	0	0
5	15	6
	30	6,7
	45	6,8
10	15	6,4
	30	6,7
	45	7,2
15	15	7,4
	30	8,6
	45	9
20	15	10,2
	30	10,7
	45	11,3

Hasil uji AFM menunjukkan sampel dengan variasi surface area 20%Zn menunjukkan permukaan lapisan tipis Ag-Zn yang paling kasar sehingga lebih reaktif melepas ion *antimicrobial* seperti  $Ag^+$  dan  $Zn^{2+}$  dan berbanding lurus juga dengan area inhibisi yang paling besar, sehingga bisa dikatakan bahwa kekasaran permukaan dapat mempengaruhi ion-ion untuk mudah terlepas (Cabello, 2014).

Jika dikaitkan dengan hasil EDX (Tabel 4.1) dan hasil pengukuran ketebalan (Tabel 4.5) maka dapat dikatakan bahwa meningkatnya zona inhibisi dikarenakan semakin meningkatnya partikel Ag-Zn pada permukaan substrat dan semakin tebalnya lapisan tipis Ag-Zn. Ketebalan bertambah seiring bertambahnya Ag dan Zn yang terdeposit permukaan substrat. Semakin banyaknya Zn yang terdeposit ke permukaan substrat mengakibatkan semakin banyaknya partikel Zn yang teraktivasi dan menjadi ion  $Zn^{2+}$ . Semakin banyaknya kandungan Zn ini

dapat membantu membunuh bakteri patogen (Ramasamy,2016). Selain itu, Ag juga sangat memberikan efek antimikrobia, keberadaannya berpengaruh membunuh mikroorganisme yang tidak diinginkan di dalam tubuh (Moerman, 2015). Kombinasi dari ion silver dengan biosida yang lain menunjukkan hasil yang lebih reaktif sebagai sistem daripada ion silver itu sendiri (Landeem dkk, 1989). Berdasarkan SNV 195920 bahwa spesimen dapat dikategorikan sebagai anti bakteri yang baik adalah memiliki zona inhibisi lebih dari 10mm (Ferrari, dkk. 2015). Jika dilihat dari hasil Tabel 4.7 di atas menunjukkan bahwa pada variasi *surface area* 20%Zn dan waktu deposisi 15, 30 dan 45 menit menunjukkan hasil yang .baik digunakan sebagai implan tulang.

Hasil penelitian ini sesuai dengan penelitian yang dilakukan oleh Carvalo, 2015 lapisan Ag-ZnO menggunakan DC sputtering menunjukkan hasil bahwa adanya peningkatan ketebalan lapisan. Lapisan paling tebal 200-600 nm menunjukkan penurunan jumlah sel bakteri. Dengan adanya peningkatan kandungan Ag dan Zn terdapat penurunan E.Coli hingga 45%. Menurutnya, pelepasan ion  $Zn^{2+}$  dari lapisan mengikat membran mikroorganisme, mengurangi fase pertumbuhan bakteri. Sedangkan kehadiran  $Ag^+$  dapat menghambat sejumlah proses transportasi penting pada bakteri seperti serapan fosfat dan sukinat, serta menghambat rantai pernafasan bakteri.



## **BAB 5**

### **KESIMPULAN DAN SARAN**

#### **5.1 Kesimpulan**

Dari hasil penelitian dan analisis data yang telah dilakukan dapat diperoleh kesimpulan:

1. Pengaruh variasi surface area Zn menyebabkan perbedaan komposisi pada masing-masing lapisan dan adanya peningkatan komposisi Zn berdasarkan hasil EDX. Dari hasil XRD menunjukkan meningkatnya peak Zn seiring dengan peningkatan komposisi Zn dan terjadi pergeseran ke kanan pada peak Ag yang menandakan terjadinya cacat kristal Ag. Peningkatan luas area Zn juga mempengaruhi ketebalan lapisan yaitu pada luas area 20% Zn diperoleh ketebalan tertinggi sebesar 1.613 nm dan hal ini berpengaruh pada sifat mekanik dari lapisan Ag-Zn, karena semakin banyak Zn yang terdeposit ke permukaan substrat semakin meningkatkan sifat mekanik dan kemampuan antimikrobia.
2. Pengaruh waktu deposisi juga diketahui dapat meningkatkan ketebalan pada lapisan Ag-Zn yang ditandai dengan semakin banyaknya terbentuk agglomerasi dari partikel Ag dan Zn pada permukaan substrat berdasarkan hasil EDX adalah 59,31% Ag, 40,68 Zn. Aglomerasi ini menyebabkan sampel memiliki rata-rata kekasaran permukaan yang paling tinggi yaitu 49,0 nm. Sampel dengan waktu deposisi 45 menit ini juga memiliki sifat mekanik yang baik dan memiliki zona inhibisi paling luas yaitu 11,3 mm.

## 5.2 Saran

Berdasarkan hasil penelitian, saran yang bisa diberikan penulis untuk pengembangan penelitian selanjutnya adalah:

1. Melakukan penelitian lebih lanjut tentang pelapis antimikrobal dengan mencari standar Zn maksimum yang paling optimal dipadukan dengan Ag-Zn sebagai pelapis antimikrobal.
2. Dalam pemegangan sampel dan penyimpanan harap diperhatikan untuk menghindari kontaminan dengan lingkungan sekitar.
3. Pengujian lebih lanjut yakni uji osseointegrasi lapisan Ag-Zn pada SS 316L.
4. Melakukan pengembangan penelitian dengan membandingkan tingkat keefektifan lapisan Ag-Zn dan Ag-ZnO sebagai pelapis material implan.

## DAFTAR PUSTAKA

- Ahmad pouran,A., Carlos,L., Boochni,A., Arman,A., Amine.A., Rezaee S., and Sirvan N. (2016). "The Effect Oof Deposition time on Surface morphology, Structural,electrical and optiak properties off sputtered Ag-Cuthin films." *Eropean physical journal plus: Iran*
- Alt, V., Bechert, T., Steinrücke, P., Wagener, M., Seidel, P., Dingeldein, E., Domann, E. and Schnettler, R. (2004). "An *in vitro* assessment of the antibacterial properties and cytotoxicity of nanoparticulate silver bone cement".*Biomaterials*, 25, 4383–4391
- Alam S, Irfan M, Soomro D. (2013). " Optimization Loading Factor of Nanocomposite Coatings depsited by Physical Vaur Depositin." **Journal of Physics**.
- ASM International. (2008). Specialty Handbook: Stainless Steels.
- Bai, L., Hang, R., Gao, A., Zhang, X., Huang, X., Wang, Y., Tang, B., Zhao, L., & Chu, P. K. (2015). "Nanostructured titanium–silver coatings with good antibacterial activity and cytocompatibility fabricated by one-step magnetron sputtering". *Applied Surface Science* 355:32-44.
- Bellantone, M., Coleman, N. J. and Hench, L. L., (2000). "Bacteriostatic action of a novel four-component bioactive glass". *J. Biomed. Mater. Res.*, 51, 484–490.
- Bright, K. R., Gerba, C. P. and Rusin, P. A., (2002). "Rapid reduction of *Staphylococcus aureus* populations on stainless steel surfaces by zeolite ceramic coatings containing silver and zinc ions" . *J. Hosp. Infect.*. 52, 307–309
- Cabello, Trefalt, Maroni, and Borkovec. (2014). "Electric double-layer potentials and surface regulation properties measured by colloidal-probe atomic force microscopy". *Phys. Rev. E* 90, 012301.
- Carvalho, Sampaio, Corneiro. (2014). Influence of thickness and coatings morphology in the antimicrobial performance of zinc oxide coatings. *Aplied Surface Science*. Pages 548-557
- Charlot, A., S. Valerie., S. Leinor. (2009). "All-in-one strategy for the fabrication of antimicrobial biomimetic films on stainless steel." *Journal of Material Chemistry* 19: 4117-4125
- Crémet, L., Corvec, S., Bémer, P., Bret, L., Lebrun, C., Lesimple, B., Miegerville, A.-F., Reynaud, A., Lepelletier, D., & Caroff, N. (2011). "Orthopaedic-implant infections by *Escherichia coli*: Molecular and phenotypic analysis of the causative strains". *Journal of Infection* 64, 2:169-175.

- Coleman, N., Bishop, H.A., Booth E.S., Nicholson, W.J. (2009). "Ag<sup>+</sup> and Zn<sup>2+</sup> exchange kinetics and antimicrobial properties of 11 Å tobermorites". *Journal of the European Ceramic Society* 29 1109-1117.
- David R., F.R. Fickett. (1995). "Low Temperature Properties of Silver". *Volume 100, Number 2*, March-April.
- Djokic, S. (2008). "Treatment of Various Surfaces with Silver and its Compounds for Topical Wound Dressings, Catheter and Other Biomedical Applications". *The Electrochemical Society* 11 (21) 1-12
- Ewald, A., Glückermann, S. K., Thull, R., & Gbureck, U. (2006). "Antimicrobial titanium/silver PVD coatings on titanium". *BioMedical Engineering OnLine* 5:22-22.
- Ferreri, I. (2015). "Silver activation on thin films of Ag-ZrCN coatings for antimicrobial activity". *Materials Science and Engineering C* 55 (2015) 547-555.
- Geller, J.D., Veisfeld N. (1988). "Ion Sputtering yield measurement for submicrometer thin film." *Journal of vacuum science and technology*.
- Guzman, M., Dille, J., Godet, S., (2009). "Synthesis of Silver Nanoparticles by Chemical Reduction Method and Their Antibacterial Activity". *International Journal of Chemical and Biomolecular Engineering* 2:3.
- González, F. Á. R. (2009). "Biomaterials In Orthopaedic Surgery": A S M International.
- Haugstad G, Wiley John, Hoboken. (2014). "Atomic Force Microscopy: understanding basic modes and advanced applications". *Journal Materials and manufacturing process*.
- Hayakawa, S., Wasa, K. (1992), Handbook of Sputter Deposition Technology: *Principles, Technology and Application*, New Jersey, Noyes Publication
- Heinke W, Leyland A, Matthews A, Berg G, Friedrich C, Broszeit E. (1995). "Evaluation of PVD nitride coatings, using impact, scratch and Rockwell-C adhesion tests". *Thin Solid Film* 270 (1995) 431-438
- Johnson, A., & Shiraishi, T. (2014). 2 - "Biocompatibility of precious metals for medical applications Precious Metals for Biomedical Applications: Woodhead Publishing".
- Ketziora, Speruda M, Eva K. (2017). Similarities and Differences between Silver Ions and Silver in Nanoforms as Antibacterial Agents. *Molecular Science*.
- Kim T.N., Feng Q.L, Kim J.O., Wu J., Wang H., Chen G.C., Cui F.Z. (1998). "Antimicrobial effects of metal ions (Ag<sup>+</sup>, Cu<sup>2+</sup>, Zn<sup>2+</sup>) in hydroxyapatite". *Journal of materials science: materials in medicine* 9 (1998) 129-134.
- K. Kasemets, A. Ivask, H.-C. Dubourguier, A. Kahru. (2009). "Toxicity of nanoparticles of ZnO, CuO and TiO<sub>2</sub> to yeast *Saccharomyces cerevisiae*". *Toxicol. In Vitro* 23(6), 1116–1122 (2009)

- Lansdown, A. B. (2006). "Silver in health care: antimicrobial effects and safety in use". *Curr Probl Dermatol*33:17-34.
- Lemire, J. A., Harrison, J. J., & Turner, R. J. (2013). "Antimicrobial activity of metals: mechanisms, molecular targets and applications". *Nat Rev Micro*11, 6:371-384.
- Lin, Xiao., Yang, Shaofeng., Lai, Kalyn., Yang, Huilin., Webster J. Thomas., Yang, Huilin. (2016). "Orthopedic implant biomaterials with both osteogenic and anti-infection capacities and associated in vivo evaluation methods". *Nanomedicine: Nanotechnology, biology, and medicine*.
- Liu, Y., He, L., Mustapha A., Li, H., Hu, Z.Q., Lin, M. (2009). "Antibacterial activities of zinc oxide nanoparticles against escherichia coli O157:H7". *Journal of applied microbiology* ISSN 1364-5072
- Martinesi, M., Bruni, S., Stio, M., Treves, C., Bacci, T., & Borgioli, F. (2007). "Biocompatibility evaluation of surface-treated AISI 316L austenitic stainless steel in human cell cultures". *Journal of Biomedical Materials Research Part A*80A, 1:131-145.
- Mattox, D. M. (2010). "Handbook of Physical Vapor Deposition (PVD) Processing." Elsevier Science.
- Moerman, Frank. (2015.) "Antimicrobial Materials, Coatings and Biomimetic Surfaces With Modified Microtopography To Control Microbial Fouling Of Product Contact Surfaces Within Food Processing Equipment: Legislation, Requirements, Effectiveness and Challenges". *Journal of Hygienic Engineering and Design*
- Morones JR, Jose LE, Comacho. (2005). "The Bactericidal Effect of Silver Nanoparticle." *Nanotechnology*.
- Paladini, F., Pollini, M., Sannino, A., & Ambrosio, L. (2015). "Metal-Based Antibacterial Substrates for Biomedical Applications". *Biomacromolecules*16, 7:1873-1885.
- Patricia, P. dan Laurence, J. (2017). "Optimizing Antimicrobial Agents in Endodontics". *Antibacterial Agents*.
- Pasquet, Y. Chevalier, J. Pelletier, E. Couval, D. Bouvier, M.-A. Bolzinger. (2014). The contribution of zinc ions to the antimicrobial activity of zinc oxide. *Colloids Surf. A* **457**, 263–274.
- Petrini, P., Arciola, CR., Pezzali L., Bozzini, S., Montanaro, L., Tanzi, MC., Speziale P., Visai, L. (2006). "Antibacterial Activity of Zinc Modified Titanium Oxide Surface". *The International Journal of Artificial Organs*. 29(4):434-442
- Powell, R. Saul. (2000.) "Zinc and health: current status and future directions, the antioxidant properties of zinc." *The journal of nutrition*.
- Ramasamy, Lee-Hyung and Lee Jintae. (2016). "Potent antimicrobial and antibiofilm activities of bacteriogenically synthesized gold–silver

- nanoparticles against pathogenic bacteria and their physiochemical characterizations". *Journal of Biomaterials Applications*
- Reidy, B., Haase, A., Luch, A., Dawson, K. A., & Lynch, I. (2013). "Mechanisms of silver nanoparticle release, transformation and toxicity: a critical review of current knowledge and recommendations for future studies and applications". *Materials* 6, 6:2295-2350.
- Rucholtz S. (2004). "External quality management in clinical treatment of severely injured patients." *German society of trauma surgery*.
- Samira A, Ebrahiem V, Hady M, Jassim. (2017). " Simulation study of sputtering yields of Zn target bombarded by Xenon Ion." *Physics*. Vol29 No 2
- Seil, T. Justin & Webster, J. Thomas. (2011). "Antibacterial zinc oxide nanoparticle in polymer biomaterial composites". *Symp. Proc. Vol. 1, Materials Research Society*.
- Singh S., Park IS., Shin Y., Lee YS.( 2015). " Comparative Study on Antimicrobial Efficiency of AgSiO<sub>2</sub>, ZnAg and Ag-Zeolite for the Application of Fishery Plastic Container". *Journal of Material Science & Engineering*.
- Sirelkhatim, Mahmud S, Seeni. (2015). Review on Zinc Oxide Nanoparticles: Antibacterial Activity and Toxicity Mechanism. *Nano-Micro Letters*.
- Sodeberg A. Gref R. Holm S. (1990)." Antimicrobial Activity of Rosin and Resin Acids in Vitro. *Journal of lastic and surgery*.
- Sutowo, C., Ikhsan, M., & Kartika, I. (2014). "Karakteristik Material Biokompetibel Aplikasi Implan Medis Jenis *Bone Plate*". *Seminar Nasional Sains dan Teknologi 2014*.
- Tapierro & Tew. (2003). "Trace elements in human physiology and pathology: zinc and metallothioneins." *Biomed Pharmacother*
- Tiller, J. C.(2006). Silver-Based Antimicrobial Coatings *Polymeric Drug Delivery II: American Chemical Society*.
- Troitzsch, D., Borutzky, U., & Junghannß, U. (2009). "Detection of antimicrobial efficacy in silver-coated medical devices". *Hygiene & Medizin* 34, 3:80-85.
- Tobias N. (2016.) "Insect Vectors of Disease: Untapped Reservoirs for New Antimicrobials?". *Front Microbiol*.
- Wang C Song, K W Geng, F Zeng and F Pan. (2006). "Luminescence and Raman scattering properties of Ag-doped ZnO films". *Journal of Physics D: Applied Physics*
- Wolf, B. (1995), *Handbook of Ion Sources*, CRC Press, New York.
- Xu, Juan., Ding, Gang., Li, Jinlun., Yang, Shenhui., Fang, Bisong., Sun, Hongchen., Zhou, Yanmin. (2010.) "Zinc-ion implanted and deposited titanium surfaces reduce adhesion of streptococcus mutans". *Applied surface science* 256 (2010) 7540-7544.

- X. Peng, S. Palma, N.S. Fisher, S.S. Wong. (2011). Effect of morphology of ZnO nanostructures on their toxicity to marine algae. *Aquat. Toxicol.* **102**(3), 186–196 .
- Yan Y, M. M. Al-Jassim, and Su-Huai Wei. (2006). " Doping of ZnO by group-IB elements". *Applied Physics Letters*
- Yuswono dan Andika P, (2010) "Pembuatan Paduan Logam Co-30%Cr-6%Mo Melalui Pengerjaan Kompak dan Sinter dan Pengaruhnya Terhadap Kandungan Si," *Pusat Penelitian Metalurgi – LIPI, Banten.*
- Zhang, H., Ni, Hongwei., Chen, R., Huo, K., Li, W., Zhan, W. (2010). "Antibacterial Properties of AISI 420 Stainless Steel Implanted by Ag/Cu Ions". *Journal of Functional Materials.*
- Zheng, Y., Li, Jinbo., Liu, Xuanyong., Sun, Jiao. (2012). " Antimicrobial and osteogenic effect of Ag-implanted titanium with a nanostructured surface". *International journal of nanomedicine.*

*(Halaman ini sengaja dikosongkan)*

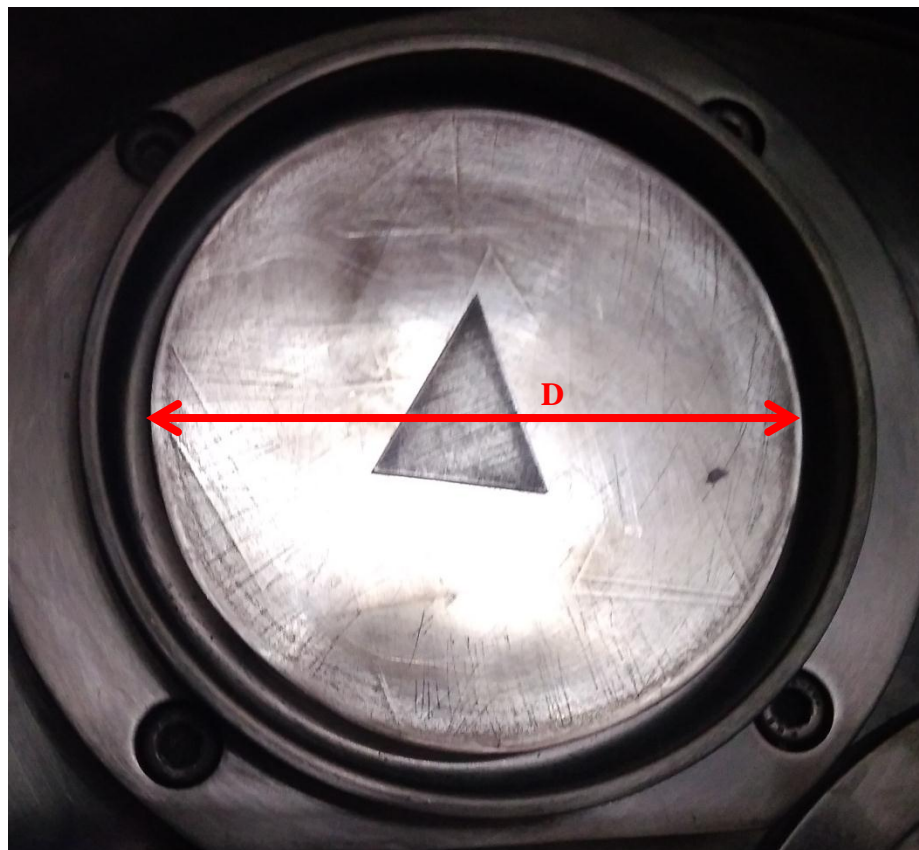


## LAMPIRAN

### LAMPIRAN A

#### Perhitungan Luas Area Target Lapisan Ag-Zn

##### A. 1. Perhitungan luas area target Ag



Gambar 1. Luas area target Ag

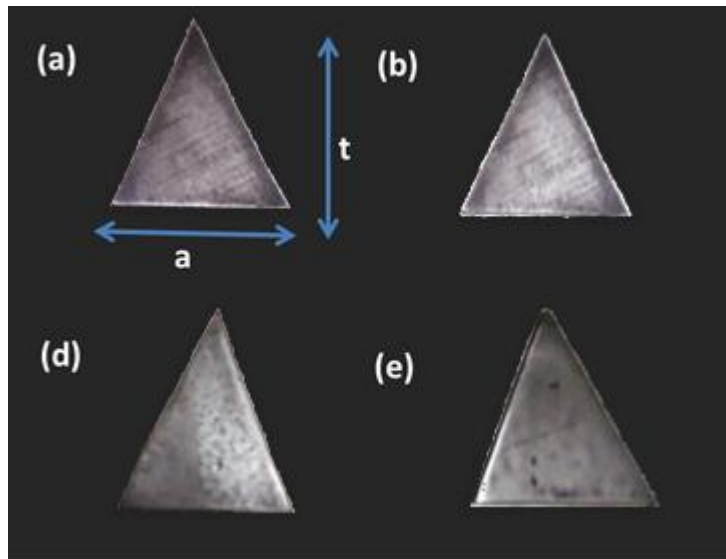
➤ Luas Area Target Ag =  $\frac{1}{4}\pi D^2$

Keterangan :

D = Diameter material target Ag = 7,5 cm

➤ Luas Area Target Ag = 44,1864 cm<sup>2</sup>

A. 2. Perhitungan Luas Area Target Zn



Gambar 2. Luas area target Zn

$$\text{Luas Area Target Zn} = \frac{1}{2} \times \text{alas} \times \text{tinggi}$$

Tabel 1. Luas area target Zn

No	a (cm)	t (cm)	A (cm <sup>2</sup> )
1	2	2,209	2,209
2	2	2,209	2,209
3	2	2,209	2,209
4	2	2,209	2,209

Penyusunan Material Target Zn

Tabel 2. Pengelompokan target Zn

Variasi	Target Zn	A Total (cm <sup>2</sup> )
A	1	2,209
B	1,2	4,418
C	3,4	6,627
D	1,2,3	8,837

Keterangan masing-masing variasi:

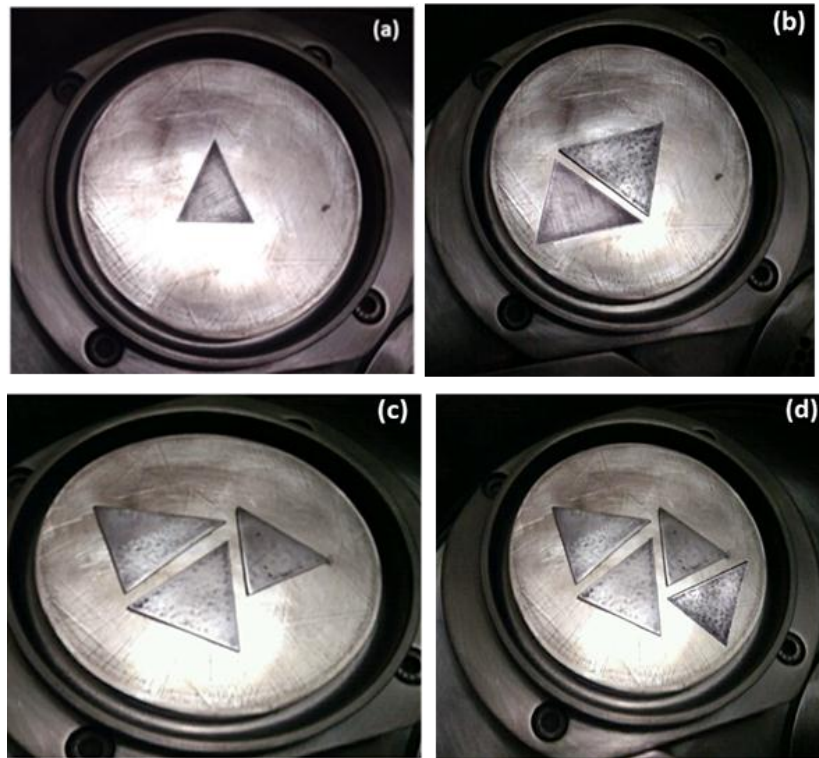
Variasi a = 95% Ag : 5 % Zn

Variasi b = 90% Ag : 10% Zn

Variasi c = 85% Ag : 15% Zn

Variasi d = 80% Ag : 20% Zn

A. 3. Susunan Luas Area Target Ag dan Zn dengan Metode Mosaik

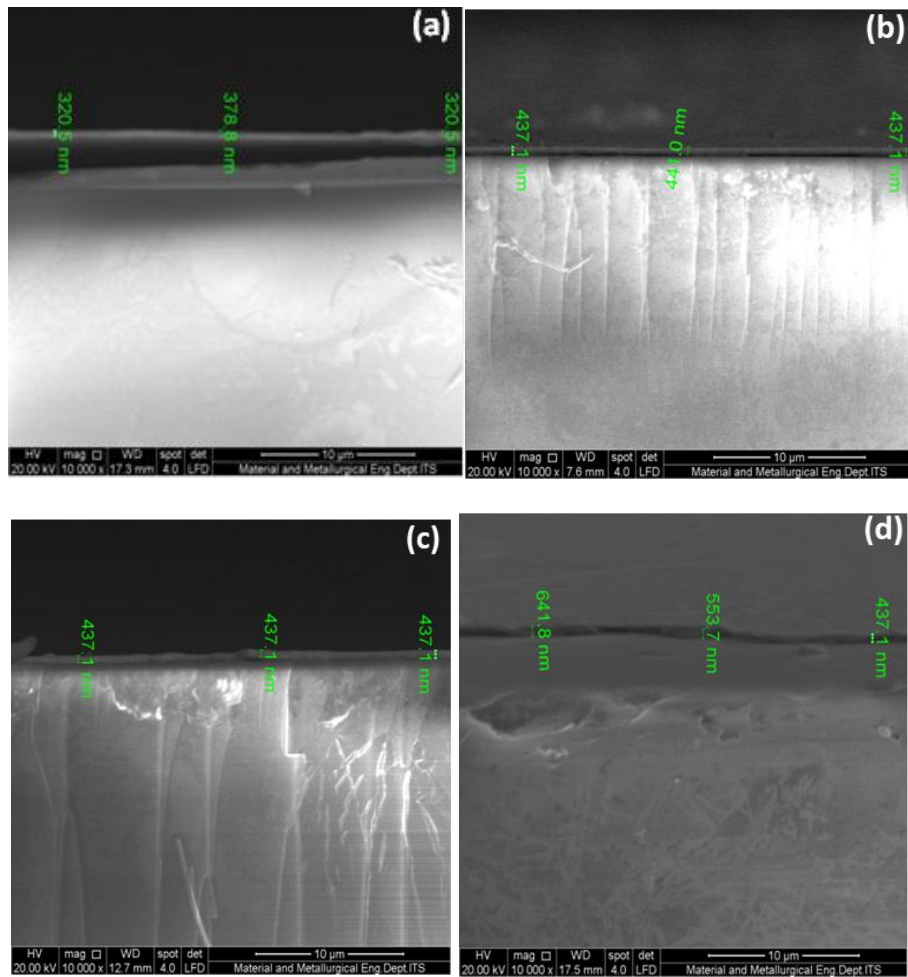


Keterangan:

- (a) 95% Ag : 5% Zn
- (b) 90% Ag : 10% Zn
- (c) 85% Ag : 15% Zn
- (d) 80% Ag : 20% Zn

## LAMPIRAN B

### Perhitungan Ketebalan Lapisan Ag-Zn



Gambar 3 Hasil pengukuran ketebalan dengan waktu deposisi 15 menit

- Perhitungan jumlah rata-rata ketebalan :

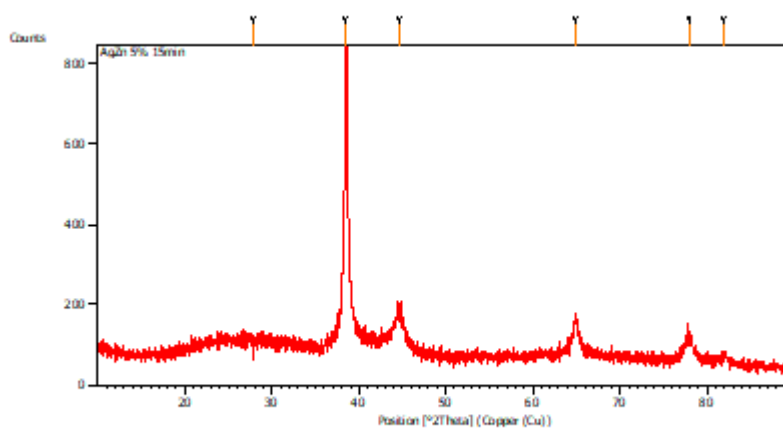
$$\text{Rata - rata ketebalan} = \frac{\sum \text{Ketebalan}}{3}$$

Tabel 3 Perhitungan Ketebalan Lapisan Tipis Ag-Zn

<b>Waktu (Menit)</b>	<b>Surface ratio (%)</b>	<b>Ketebalan (nm)</b>			<b>Rata-rata Ketebalan (nm)</b>
15	5	320,5	378,8	320,5	339,93
	10	437,1	441,0	437,1	428,40
	15	437,1	437,1	437,1	437,10
	20	641,8	553,7	437,1	544,20
30	5	669,4	670,2	728,5	699,37
	10	845,6	845,1	1.022	903,37
	15	1.342	1.107	1.049	1.166
	20	1.661	1.399	1.603	1.551,67
45	5	845,1	961,6	903,4	904,23
	10	1.166	1.195	1.224	1.195
	15	1.343	1.195	1.109	1.215,67
	20	1.603	1.547	1.662	1.613

## LAMPIRAN C

### Data hasil uji XRD pada lapisan tipis Ag-Zn



#### Peak List: (Bookmark 3)

Pos. [°2Th.]	Height [cts]	FWHM Left [°2Th.]	d-spacing [Å]	Rel. Int. [%]
38.5083	680.88	0.3346	2.33788	100.00
44.6112	81.86	0.6691	2.03121	12.02
64.8501	77.39	0.4015	1.43779	11.37
77.9006	54.13	0.8029	1.22634	7.95
81.9984	14.79	0.5353	1.17512	2.17

#### Pattern List: (Bookmark 4)

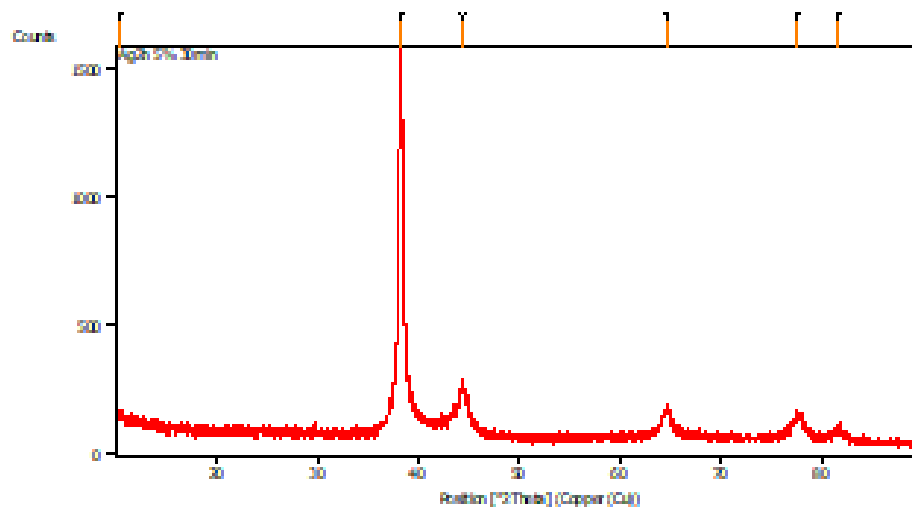
#### Document History: (Bookmark 5)

##### Insert Measurement:

- File name = AgZn 5% 15min.rd
- Modification time = "2/27/2018 10:54:23 AM"
- Modification editor = "Teknik Material"

##### Interpolate Step Size:

- Derived = "Yes"
- Step Size = "0.01"



**Peak List:** (Bookmark 3)

Pos. [°2Th.]	Height [cts]	FWHM Left [°2Th.]	d-spacing [Å]	Rel. Int. [%]
10.3998	23.64	0.5353	8.50635	1.75
38.3246	1347.08	0.3346	2.34866	100.00
44.3852	147.13	0.4015	2.04102	10.92
64.6832	101.14	0.3346	1.44106	7.51
77.5912	82.33	0.3346	1.23046	6.11
81.6752	35.14	0.5353	1.17895	2.61

**Pattern List:** (Bookmark 4)

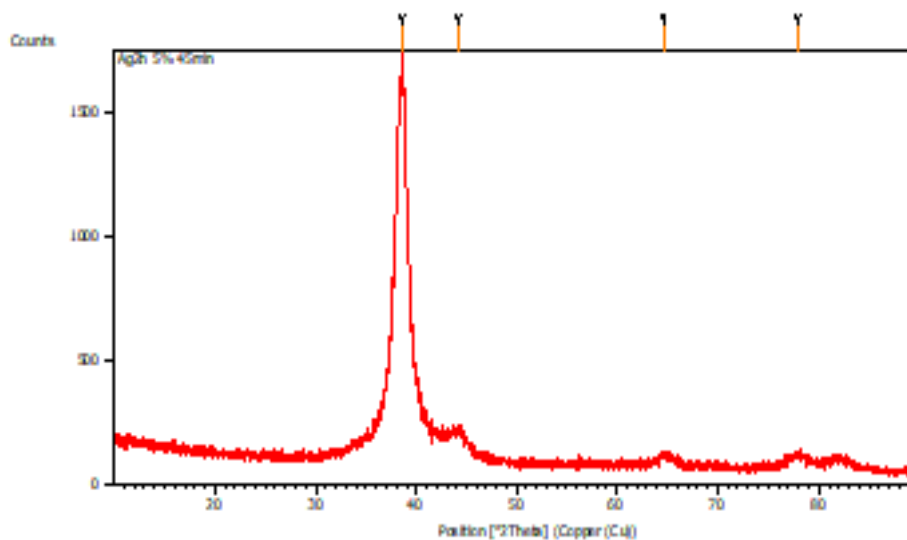
**Document History:** (Bookmark 5)

**Insert Measurement:**

- File name = AgZn 5% 30min.rd
- Modification time = "2/27/2018 10:54:57 AM"
- Modification editor = "Teknik Material"

**Interpolate Step Size:**

- Derived = "Yes"
- Step Size = "0.01"
- Modification time = "2/27/2018 10:54:57 AM"
- Modification editor = "PANalytical"



**Peak List:** (Bookmark 3)

Pos. [°2Th.]	Height [cts]	FWHM Left [°2Th.]	d-spacing [Å]	Rel. Int. [%]
38.6558	698.65	0.0900	2.32737	100.00
44.2183	45.04	0.8029	2.04834	6.45
64.6102	29.53	0.5353	1.44255	4.23
77.9409	33.60	0.9368	1.22581	4.81

**Pattern List:** (Bookmark 4)

**Document History:** (Bookmark 5)

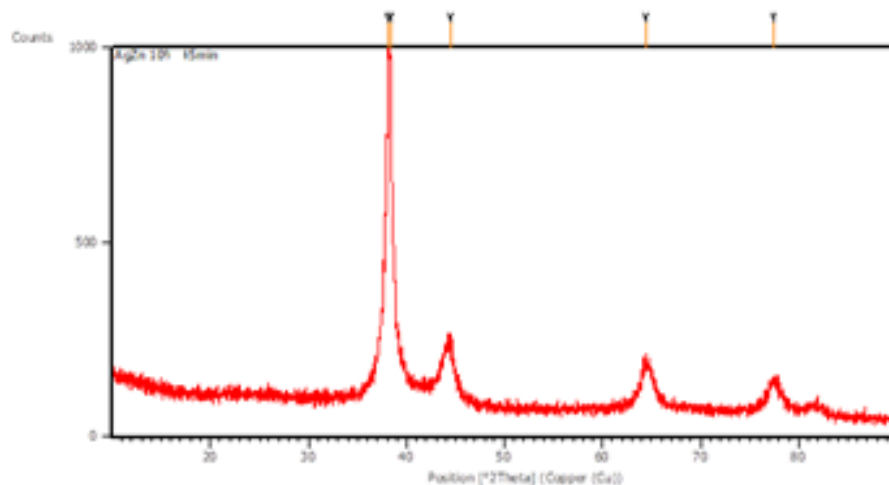
**Insert Measurement:**

- File name = AgZn 5% 45min.rd
- Modification time = "2/27/2018 10:55:42 AM"
- Modification editor = "Teknik Material"

**Interpolate Step Size:**

- Derived = "Yes"
- Step Size = "0.01"
- Modification time = "2/27/2018 10:55:42 AM"
- Modification editor = "PANalytical"





**Peak List:** (Bookmark 3)

Pos. [°2Th.]	Height [cts]	FWHM Left [°2Th.]	d-spacing [Å]	Rel. Int. [%]
38.1582	797.27	0.1632	2.35657	99.48
38.3241	801.43	0.2007	2.34869	100.00
44.4178	107.43	0.9368	2.03960	13.41
64.4016	91.30	0.9368	1.44671	11.39
77.4538	64.21	0.9368	1.23230	8.01

**Pattern List:** (Bookmark 4)

**Document History:** (Bookmark 5)

**Insert Measurement:**

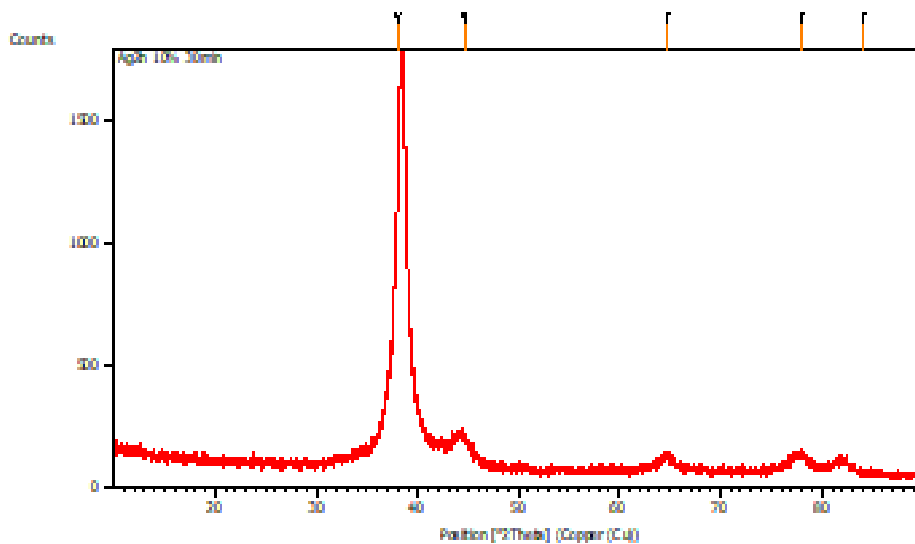
- File name = AgZn 10% 15min rd
- Modification time = "2/27/2018 10:57:55 AM"
- Modification editor = "Teknik Material"

**Interpolate Step Size:**

- Derived = "Yes"
- Step Size = "0.01"
- Modification time = "2/27/2018 10:57:55 AM"
- Modification editor = "PANalytical"

**Search Peaks:**

- Minimum significance = "1"
- Minimum tip width = "0.02"
- Maximum tip width = "1"



**Peak List:** (Bookmark 3)

Pos. [°2Th.]	Height [cts]	FWHM Left [°2Th.]	d-spacing [Å]	Rel. Int. [%]
38.1586	1130.89	0.1673	2.35849	100.00
44.6113	525.85	0.0900	2.02952	46.50
64.7875	39.49	0.8029	1.43903	3.49
78.0855	42.90	0.9368	1.22390	3.79
84.2179	9.24	0.1428	1.14877	0.82

**Pattern List:** (Bookmark 4)

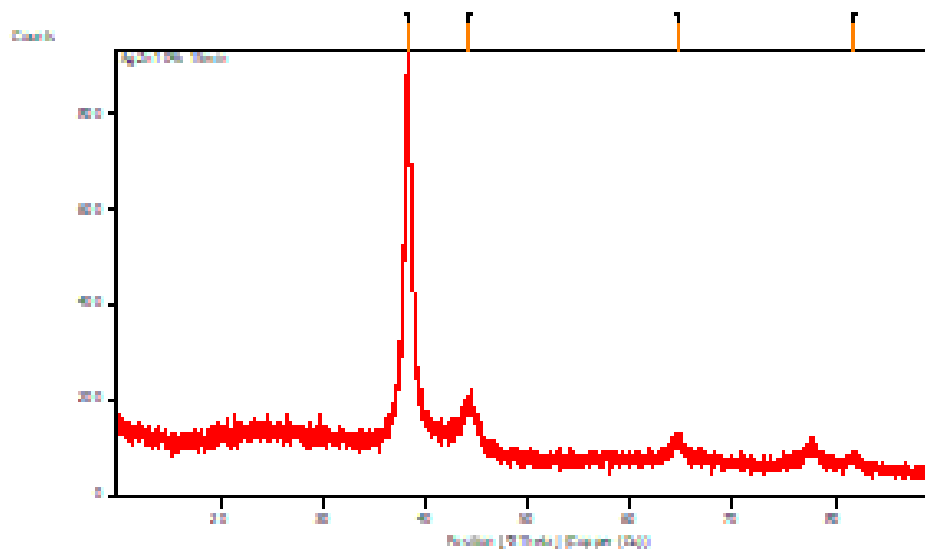
**Document History:** (Bookmark 5)

**Insert Measurement:**

- File name = AgZn 10% 30min rd
- Modification time = "2/27/2018 10:57:10 AM"
- Modification editor = "Teknik Material"

**Interpolate Step Size:**

- Derived = "Yes"
- Step Size = "0.01"
- Modification time = "2/27/2018 10:57:10 AM"
- Modification editor = "PANalytical"



**Peak List:** (Bookmark 3)

Pos. [2Th.]	Height [cts]	FWHM Left [2Th.]	d-spacing [Å]	Rel. Int. [%]
38.2956	717.63	0.2007	2.35038	100.00
44.2610	173.82	0.0000	2.04477	24.22
64.6931	31.70	0.3029	1.44090	4.42
81.9120	13.83	0.3029	1.17614	1.93

**Pattern List:** (Bookmark 4)

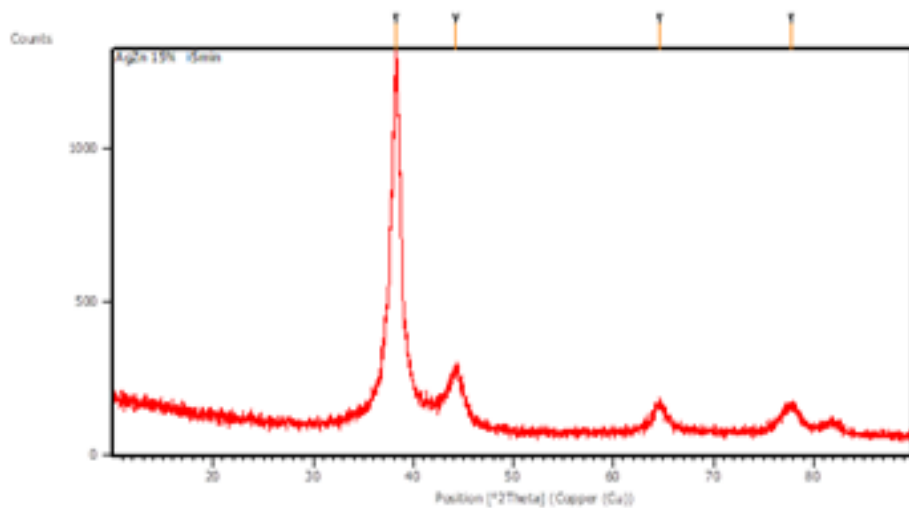
**Document History:** (Bookmark 5)

**Insert Measurement:**

- File name = AgZn 10% 45min.nl
- Modification time = "2/27/2018 10:56:28 AM"
- Modification editor = "Teknik Material"

**Interpolate Step Size:**

- Derived = "Yes"
- Step Size = "0.01"
- Modification time = "2/27/2018 10:56:28 AM"
- Modification editor = "PANalytical"



**Peak List:** (Bookmark 3)

Pos. [°2Th.]	Height [cts]	FWHM Left [°2Th.]	d-spacing [Å]	Rel. Int. [%]
38.3005	1026.99	0.1673	2.35008	100.00
44.2652	124.79	0.9368	2.04627	12.15
64.5797	285.46	0.0900	1.44196	27.80
77.7841	68.14	0.8029	1.22789	6.63

**Pattern List:** (Bookmark 4)

**Document History:** (Bookmark 5)

**Insert Measurement:**

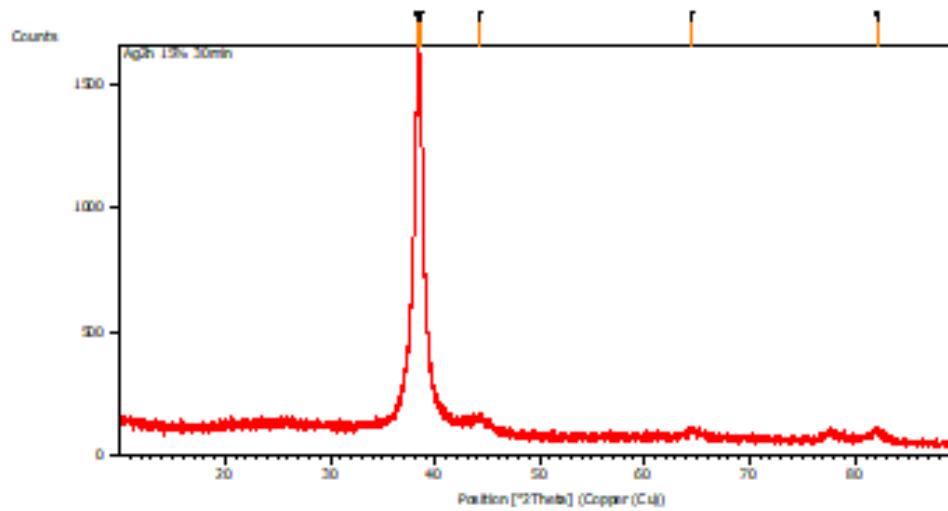
- File name = AgZn 15% 15min.rd
- Modification time = "2/27/2018 10:59:51 AM"
- Modification editor = "Teknik Material"

**Interpolate Step Size:**

- Derived = "Yes"
- Step Size = "0.01"
- Modification time = "2/27/2018 10:59:51 AM"
- Modification editor = "PANalytical"

**Search Peaks:**

- Minimum significance = "1"
- Minimum tip width = "0.02"
- Maximum tip width = "1"
- Peak base width = "2"



**Peak List:** (Bookmark 3)

Pos. [°2Th.]	Height [cts]	FWHM Left [°2Th.]	d-spacing [Å]	Rel. Int. [%]
38.3615	1338.84	0.2342	2.34649	100.00
38.5972	1274.70	0.2007	2.33270	95.21
44.2798	36.22	0.8029	2.04563	2.71
64.5100	23.05	0.4015	1.44453	1.72
82.1169	28.66	0.8029	1.17373	2.14

**Pattern List:** (Bookmark 4)

**Document History:** (Bookmark 5)

**Insert Measurement:**

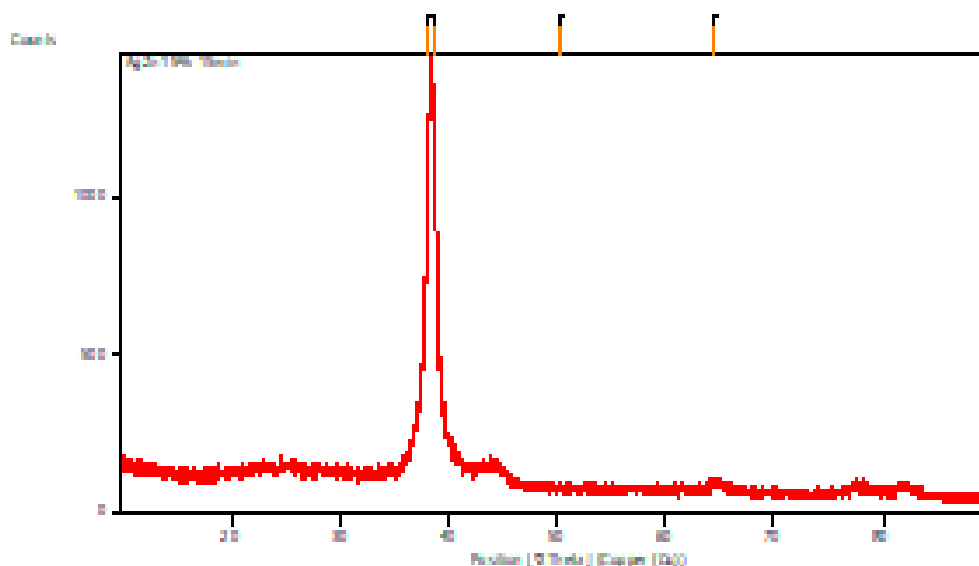
- File name = AgZn 15% 30min rd
- Modification time = "2/27/2018 10:59:14 AM"
- Modification editor = "Teknik Material"

**Interpolate Step Size:**

- Derived = "Yes"
- Step Size = "0.01"
- Modification time = "2/27/2018 10:59:14 AM"
- Modification editor = "PANalytical"

**Search Peaks:**

- Minimum significance = "1"
- Minimum tip width = "0.02"
- Maximum tip width = "1"



**Peak LIST:** (Bookmark 3)

Pos. [°2 Th.]	Height [cts]	FWHM Left [°2 Th.]	d-spacing [Å]	Rel. Int. [%]
38.2053	956.25	0.2342	2.35572	86.91
38.8366	1100.32	0.2676	2.33041	100.00
30.4565	14.59	0.1004	1.80875	1.33
64.3400	25.33	0.3029	1.44395	2.30

**Pattern LIST:** (Bookmark 4)

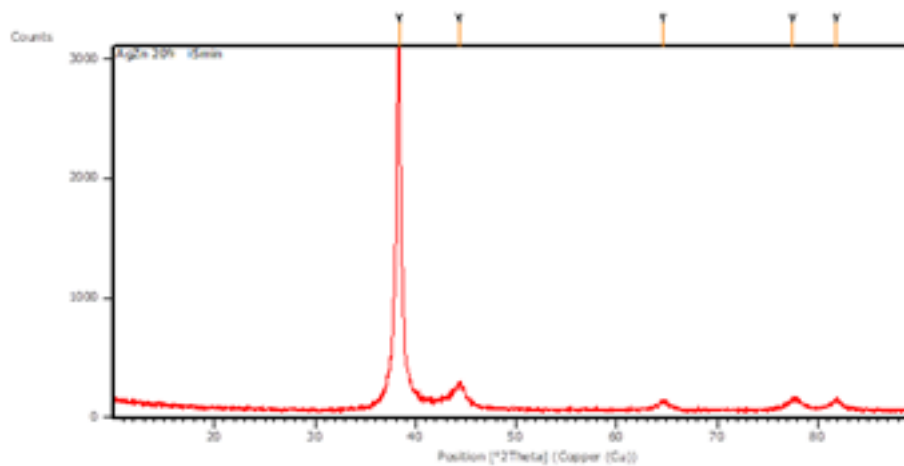
**Document History:** (Bookmark 5)

**Insert Measurement:**

- File name = AgZn 15% 45min.nl
- Modification time = "2/27/2018 10:58:31 AM"
- Modification editor = "Teknik Material"

**Interpolate Step Size:**

- Derived = "Yes"
- Step Size = "0.01"
- Modification time = "2/27/2018 10:58:31 AM"
- Modification editor = "PANalytical"



**Peak List:** (Bookmark 3)

Pos. [°2Th.]	Height [cts]	FWHMLeft [°2Th.]	d-spacing [Å]	Rel. Int. [%]
38.3225	2884.01	0.1171	2.34878	100.00
44.3337	142.35	0.3346	2.04327	4.94
64.5907	57.46	0.5353	1.44294	1.99
77.5225	71.02	0.6691	1.23138	2.46
81.8476	65.38	0.6691	1.17690	2.27

**Pattern List:** (Bookmark 4)

**Document History:** (Bookmark 5)

**Insert Measurement:**

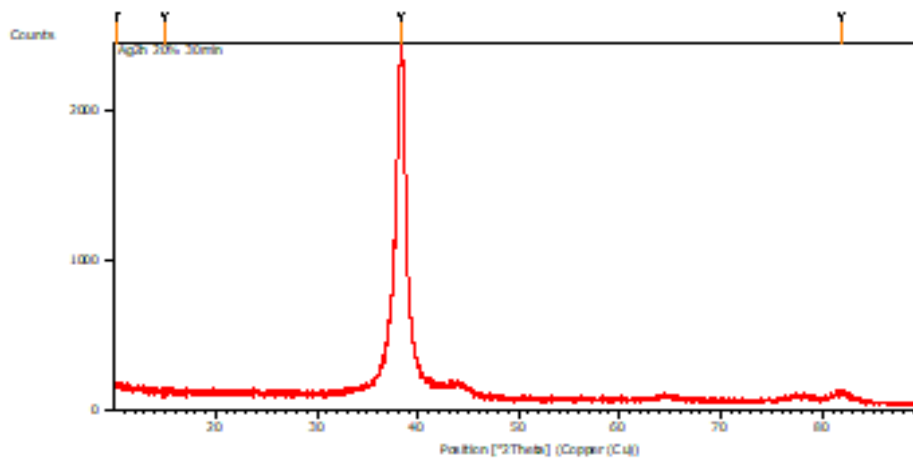
- File name = AgZn 20% 15min rd
- Modification time = "2/27/2018 11:02:28 AM"
- Modification editor = "Teknik Material"

**Interpolate Step Size:**

- Derived = "Yes"
- Step Size = "0.01"
- Modification time = "2/27/2018 11:02:28 AM"
- Modification editor = "PANalytical"

**Search Peaks:**

- Minimum significance = "1"
- Minimum tip width = "0.02"
- Maximum tip width = "1"



**Peak List:** (Bookmark 3)

Pos. [°2Th]	Height [cts]	FWHM Left [°2Th]	d-spacing [Å]	Rel. Int [%]
10.2791	17.61	0.5353	8.60599	0.88
38.3310	1992.47	0.4015	2.34828	100.00
44.0263	24.33	0.0502	5.89611	1.22
81.9190	38.80	0.8029	1.17606	1.95

**Pattern List:** (Bookmark 4)

**Document History:** (Bookmark 5)

**Insert Measurement:**

- File name = AgZn 20% 30min.rd
- Modification time = "2/27/2018 11:01:13 AM"
- Modification editor = "TeknikMaterial"

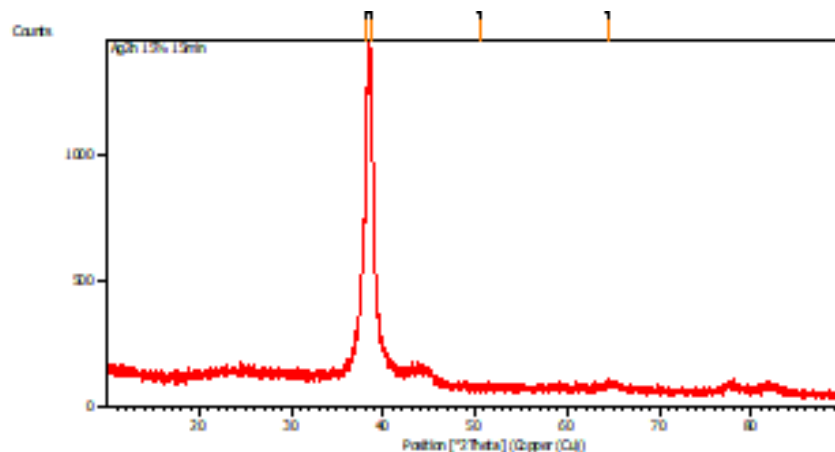
**Interpolate Step Size:**

- Derived = "Yes"
- Step Size = "0.01"
- Modification time = "2/27/2018 11:01:13 AM"
- Modification editor = "PANalytical"

**Search Peaks:**

- Minimum significance = "1"
- Minimum tip width = "0.02"
- Maximum tip width = "1"
- Peak base width = "2"





**Peak List:** (Bookmark 3)

Pos. [°2Th.]	Height [cts]	FWHM Left [°2Th.]	d-spacing [Å]	Rel. Int. [%]
38.2053	956.25	0.2342	2.35572	86.91
38.6366	1100.32	0.2676	2.33041	100.00
50.4565	14.59	0.1004	1.80875	1.33
64.5400	25.33	0.8029	1.44395	2.30

**Pattern List:** (Bookmark 4)

**Document History:** (Bookmark 5)

Insert Measurement:

- File name = AgZn 20% 45min.rd
- Modification time = "2/27/2018 10:58:31 AM"
- Modification editor = "Teknik Material"

Interpolate Step Size:

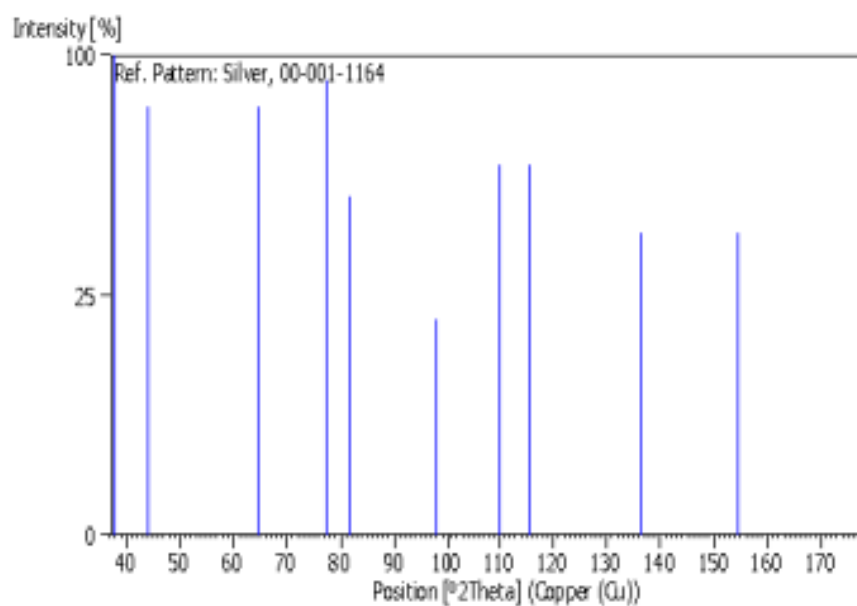
- Derived = "Yes"
- Step Size = "0.01"
- Modification time = "2/27/2018 10:58:31 AM"
- Modification editor = "PANalytical"

Search Peaks:

- Minimum significance = "1"
- Minimum tip width = "0.02"
- Maximum tip width = "1"
- Peak base width = "2"

## LAMPIRAN D

### Data JCPDS Ag 00-001-1164



### References

Primary reference:

Davey., *Phys. Rev.*, **25**, 753, (1925)

Unit cell:

*Archs. Sci. Geneve*

Optical data:

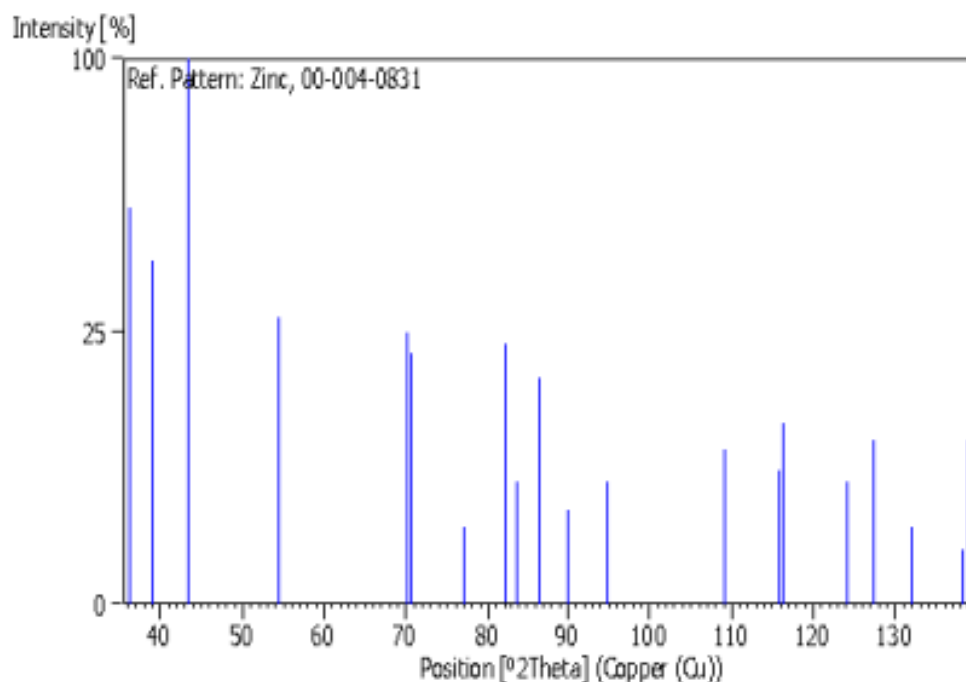
*Data on Chem. for Cer. Use, Natl. Res. Council Bull. 107*

### Peak list

No.	h	k	l	d [Å]	2Theta[deg]	I [%]
1	1	1	1	2.37000	37.934	100.0
2	2	0	0	2.05000	44.142	80.0
3	2	2	0	1.44000	64.678	80.0
4	3	1	1	1.23000	77.549	90.0
5	2	2	2	1.18000	81.506	50.0
6	4	0	0	1.02000	98.085	20.0
7	3	3	1	0.94000	110.063	60.0
8	4	2	0	0.91000	115.662	60.0
9	4	2	2	0.83000	136.273	40.0
10	5	1	1	0.79000	154.356	40.0
11	4	4	0	0.72000		10.0

## Data JCPDS Zn 00-004-0831

### Stick Pattern



### References

Primary reference: Swanson, Tatge., *Natl. Bur. Stand. (U. S. ), Circ. 539*, I, 16, (1953)  
Optical data: Winchell., *Elements of Optical Mineralogy*, 1, (1927)

### Peak list

No.	h	k	l	d [Å]	2Theta[deg]	I [%]
1	0	0	2	2.47300	36.297	53.0
2	1	0	0	2.30800	38.993	40.0
3	1	0	1	2.09100	43.233	100.0
4	1	0	2	1.68700	54.337	28.0
5	1	0	3	1.34200	70.058	25.0
6	1	1	0	1.33200	70.663	21.0
7	0	0	4	1.23700	77.030	2.0
8	1	1	2	1.17290	82.105	23.0
9	2	0	0	1.15380	83.767	5.0
10	2	0	1	1.12360	86.560	17.0
11	1	0	4	1.09010	89.923	3.0
12	2	0	2	1.04560	94.903	5.0
13	2	0	3	0.94540	109.133	8.0
14	1	0	5	0.90930	115.803	6.0
15	1	1	4	0.90640	116.390	11.0
16	2	1	0	0.87220	124.054	5.0
17	2	1	1	0.85890	127.493	9.0
18	2	0	4	0.84370	131.847	2.0
19	0	0	6	0.82450	138.219	1.0
20	2	1	2	0.82250	138.955	9.0

## LAMPIRAN E

### Hasil analisis kuantitatif ukuran kristal dan inhomogeneous strain sampel dengan lapisan Ag-Zn

#### 1. Variasi Waktu Deposisi 15 menit dengan *Surface ratio* 5%, 10%,15% dan 20%Zn

Data hasil perhitungan FWHM observasi lapisan tipis *surface ratio* 5%, 10%,15% dan 20% Zn

<i>Surface ratio</i> (%)	FWHM Observasi (radian)		
	Puncak 1	Puncak 2	Puncak 3
5	0.00597	0.00651	0.00730
10	0.00286	0.00368	0.00766
15	0.00309	0.00592	0.00374
20	0.00220	0.00597	0.00941

Data hasil analisis FWHM instrumen lapisan tipis *surface ratio* 5%, 10%,15% dan 20% Zn

<i>Surface ratio</i> (%)	FWHM Instrumen (radian)		
	Puncak 1	Puncak 2	Puncak 3
5	0.00584	0.00644	0.00701
10	0.00285	0.00350	0.00762
15	0.00292	0.00762	0.00681
20	0.00204	0.00584	0.01168

Untuk memperoleh hasil estimasi ukuran kristal yang lebih akurat maka, nilai FWHM harus dikoreksi oleh “Instrumental Line Broadening” dengan pendekatan distribusi *Gaussian* dan nilai FWHM  $B_r$  yang terkait dengan perubahan ukuran kristal dapat dihitung menggunakan persamaan berikut:

$$B_r^2 = B_{obs}^2 - B_i^2$$

Dimana :  $B_{obs}$  = FWHM observasi

$B_i$  = FWHM instrumen

Ukuran kristal dan inhomogeneous strain dapat diketahui dengan menggunakan persamaan metode Hall sebagai berikut:

$$B_r \cos\theta = 2\eta \sin\theta + \frac{\lambda}{\varepsilon}$$

Dimana :  $\lambda$  = Panjang gelombang CuK $\alpha$  (1.5406 Å)

$2\eta$  = Inhomogeneous strain (radian)

$$B_r = \sqrt{B_{obs}^2 - B_i^2}$$

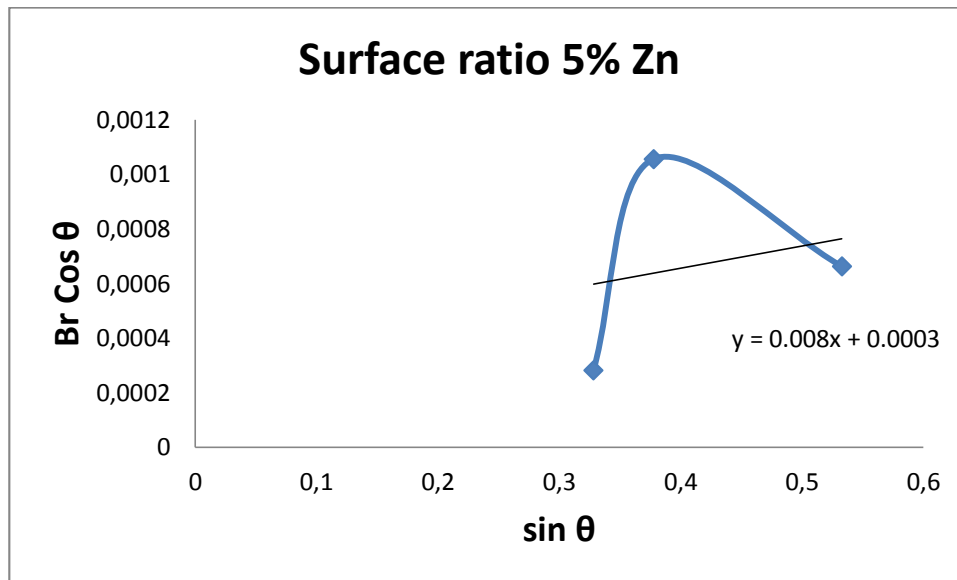
$\varepsilon$  = Ukuran kristal (nm)

➤ **Ukuran Kristal dan Strain *Surface ratio 5%Zn***

Puncak No.	hkl	2 $\theta$ (degree)	FWHM (degree)	Bobs = FWHM (radian)	Bobs <sup>2</sup>
1	111	38.5083	0.3419	0.00597	0.0000356
2	200	44.5083	0.3730	0.00654	0.0000428
3	220	64.8501	0.4184	0.00730	0.0000533

Puncak No.	hkl	2 $\theta$ (degree)	FWHM (degree)	Bi = FWHM (radian)	Bi <sup>2</sup>
1	111	38.5083	0.3346	0.00584	0.0000341
2	200	44.5083	0.3691	0.00644	0.0000415
3	220	64.8501	0.4019	0.00701	0.0000492

Puncak No.	hkl	Br	Cos $\theta$	Sin $\theta$ (x)	Br Cos $\theta$ (y)
1	111	0.00122651	0.94407	0.32976	0.001158
2	200	0.00115643	0.92551	0.37872	0.001070
3	220	0.00203051	0.84409	0.53620	0.001714



Nilai  $2\eta$  dapat diketahui dari nilai *gradient* pada *slope*  $y = bx + a$  dimana  $x = \sin\theta$ ,  $y = B_r \cos\theta$  dan *intercept*  $\Delta y = \frac{\lambda}{\varepsilon}$ .

$$B_r \cos\theta = 2\eta \sin\theta + \frac{\lambda}{\varepsilon}$$

$$y = bx + a$$

$$y = 0.008x + 0.0003 \begin{cases} \longrightarrow 2\eta = 8 \times 10^{-2} \text{ radian (Strain)} \\ \longrightarrow \Delta y = 3 \times 10^{-4} \end{cases}$$

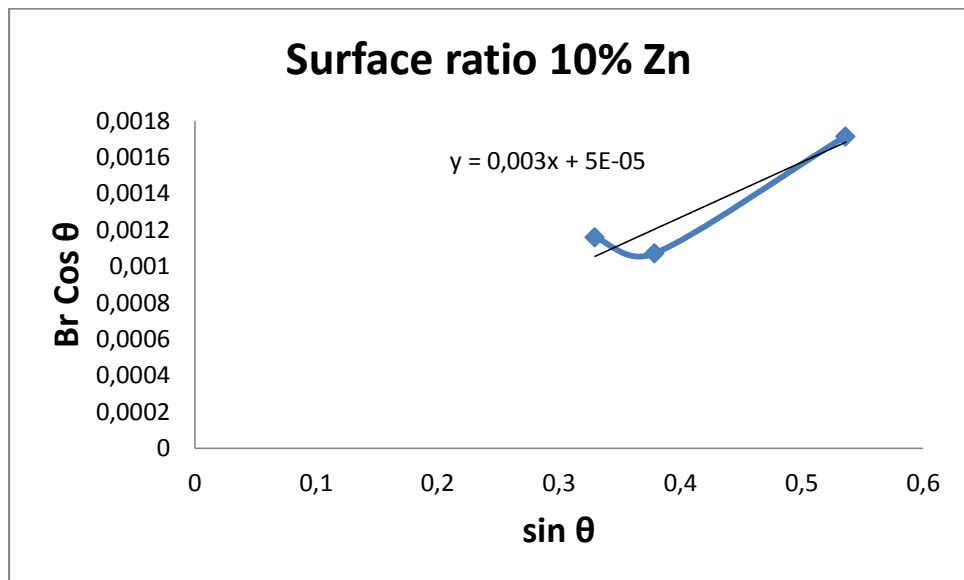
$$\varepsilon = \frac{\lambda}{\Delta y} = \frac{0.15406 \times 10^{-9}}{3 \times 10^{-4}} = 513.53 \times 10^{-9} \text{ m (Ukuran Kristal)}$$

➤ **Ukuran Kristal dan Strain Surface ratio 10%Zn**

Puncak No.	hkl	2θ (degree)	FWHM (degree)	Bobs = FWHM (radian)	Bobs <sup>2</sup>
1	111	38.3241	0.1641	0.00286	0.0000082
2	200	44.4178	0.2111	0.00368	0.0000136
3	220	64.4016	0.4391	0.00766	0.0000587

Puncak No.	hkl	2θ (degree)	FWHM (degree)	Bi = FWHM (radian)	Bi <sup>2</sup>
1	111	38.3241	0.1632	0.00285	0.0000081
2	200	44.4178	0.2007	0.00350	0.0000123
3	220	64.4016	0.4368	0.00762	0.0000581

Puncak No.	hkl	Br	Cos θ	Sin θ (x)	Br Cos θ (y)
1	111	0.00029955	0.94459	0.32824	0.000283
2	200	0.00114219	0.92581	0.37798	0.001057
3	220	0.00078337	0.84619	0.53289	0.000663



Nilai  $2\eta$  dapat diketahui dari nilai *gradient* pada *slope*  $y = bx + a$  dimana

$x = \sin\theta$ ,  $y = B_r \cos\theta$  dan *intercept*  $\Delta y = \frac{\lambda}{\varepsilon}$ .

$$B_r \cos\theta = 2\eta \sin\theta + \frac{\lambda}{\varepsilon}$$

$$y = bx + a$$

$$y = 0.003x + 0.00005 \quad \longrightarrow \quad 2\eta = 3 \times 10^{-3} \text{ radian (Strain)}$$

$$\longrightarrow \Delta y = 5 \times 10^{-5}$$

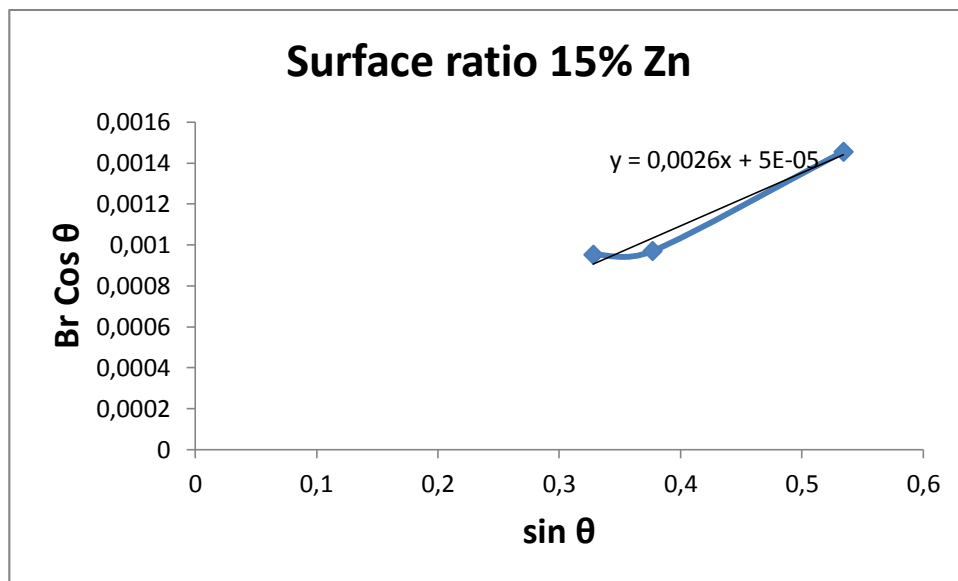
$$\varepsilon = \frac{\lambda}{\Delta y} = \frac{0.15406 \times 10^{-9}}{5 \times 10^{-5}} = 308.12 \times 10^{-9} \text{ m (Ukuran Kristal)}$$

➤ **Ukuran Kristal dan Strain Surface ratio 15%Zn**

Puncak No.	hkl	2θ (degree)	FWHM (degree)	Bobs = FWHM (radian)	Bobs <sup>2</sup>
1	111	38.3005	0.1770	0.00309	0.0000095
2	200	44.2652	0.3390	0.00592	0.0000350
3	220	64.5747	0.2141	0.00374	0.0000140

Puncak No.	hkl	2θ (degree)	FWHM (degree)	Bi = FWHM (radian)	Bi <sup>2</sup>
1	111	38.3005	0.1673	0.00292	0.0000085
2	200	44.2652	0.3368	0.00588	0.0000346
3	220	64.5747	0.1900	0.00332	0.0000110

Puncak No.	hkl	Br	Cos θ	Sin θ (x)	Br Cos θ (y)
1	111	0.00100863	0.94466	0.32805	0.000953
2	200	0.00067297	0.92631	0.37675	0.000970
3	220	0.00172239	0.84538	0.53417	0.001456



Nilai  $2\eta$  dapat diketahui dari nilai *gradient* pada *slope*  $y = bx + a$  dimana

$x = \sin\theta$ ,  $y = B_r \cos\theta$  dan *intercept*  $\Delta y = \frac{\lambda}{\varepsilon}$ .

$$B_r \cos\theta = 2\eta \sin\theta + \frac{\lambda}{\varepsilon}$$

$$y = bx + a$$

$$y = 0.0026x + 0.0005 \rightarrow 2\eta = 2.6 \times 10^{-3} \text{ radian (Strain)}$$

$$\rightarrow \Delta y = 5 \times 10^{-5}$$

$$\varepsilon = \frac{\lambda}{\Delta y} = \frac{0.15406 \times 10^{-9}}{5 \times 10^{-5}} = 308.12 \times 10^{-9} \text{ m (Ukuran Kristal)}$$

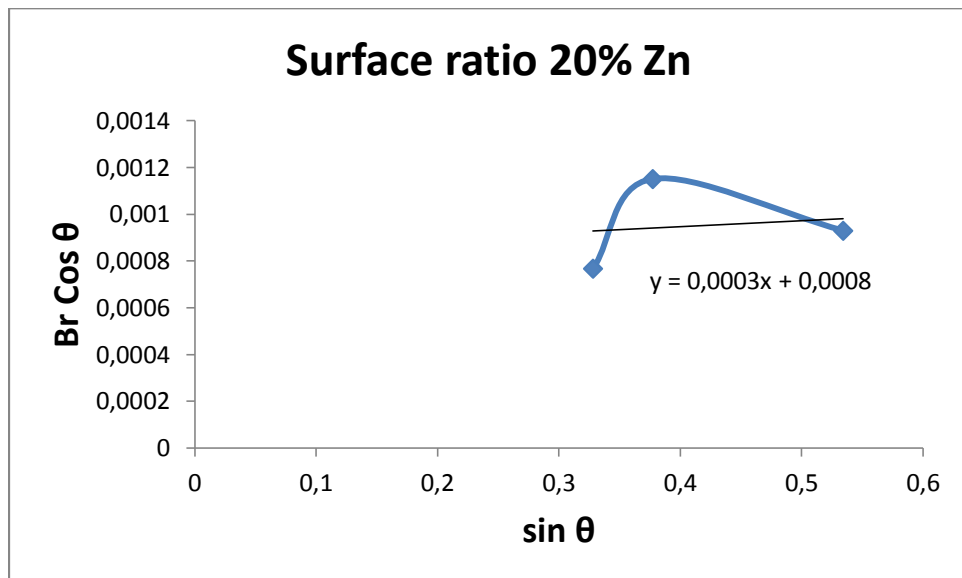
➤ **Ukuran Kristal dan Strain Surface ratio 20%Zn**



Puncak No.	hkl	2θ (degree)	FWHM (degree)	Bobs = FWHM (radian)	Bobs <sup>2</sup>
1	111	38.3225	0.1260	0.00220	0.0000048
2	200	44.3335	0.3421	0.00597	0.0000357
3	220	64.5907	0.5390	0.00941	0.0000885

Puncak No.	hkl	2θ (degree)	FWHM (degree)	Bi = FWHM (radian)	Bi <sup>2</sup>
1	111	38.3225	0.1171	0.00204	0.0000042
2	200	44.3335	0.3346	0.00584	0.0000341
3	220	64.5907	0.5353	0.00934	0.0000873

Puncak No.	hkl	Br	Cos θ	Sin θ (x)	Br Cos θ (y)
1	111	0.00081183	0.94460	0.32823	0.000767
2	200	0.00124339	0.92609	0.37730	0.001151
3	220	0.00110038	0.84531	0.53428	0.000930



Nilai  $2\eta$  dapat diketahui dari nilai *gradient* pada *slope*  $y = bx + a$  dimana

$$x = \sin\theta, y = B_r \cos\theta \text{ dan } \textit{intercept} \Delta y = \frac{\lambda}{\varepsilon}$$

$$B_r \cos\theta = 2\eta \sin\theta + \frac{\lambda}{\varepsilon}$$

$$y = bx + a$$

$$y = 0.0003x + 0.0008 \begin{cases} \longrightarrow 2\eta = 3 \times 10^{-4} \text{ radian (Strain)} \\ \longrightarrow \Delta y = 8 \times 10^{-3} \end{cases}$$

$$\varepsilon = \frac{\lambda}{\Delta y} = \frac{0.15406 \times 10^{-9}}{8 \times 10^{-3}} = 192.58 \times 10^{-9} \text{ m (Ukuran Kristal)}$$

## 2. Variasi Waktu Deposisi 30 menit dengan Surface ratio 5%, 10%,15% dan 20%Zn

Data hasil perhitungan FWHM observasi lapisan tipis *surface ratio* 5%, 10%,15% dan 20% Zn

<i>Surface ratio</i> (%)	FWHM Observasi (radian)		
	Puncak 1	Puncak 2	Puncak 3
5	0.00597	0.00654	0.00730
10	0.00590	0.00724	0.00590
15	0.00410	0.00471	0.00190
20	0.00220	0.00597	0.00941

Data hasil analisis FWHM instrumen lapisan tipis *surface ratio* 5%, 10%,15% dan 20% Zn

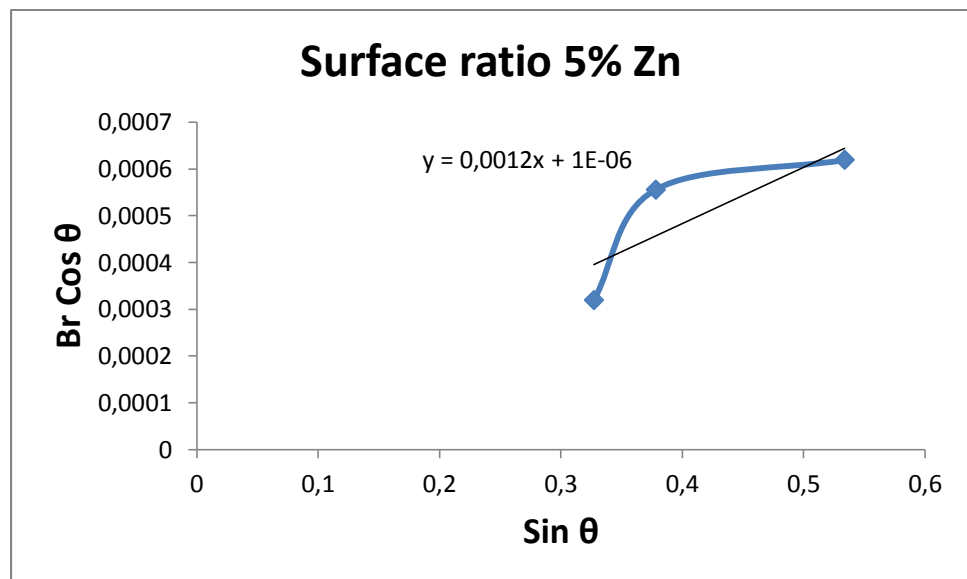
<i>Surface ratio</i> (%)	FWHM Instrumen (radian)		
	Puncak 1	Puncak 2	Puncak 3
5	0.00584	0.00644	0.00701
10	0.00584	0.00701	0.00584
15	0.00409	0.00467	0.00175
20	0.00204	0.00584	0.01168

### ➤ Ukuran Kristal dan Strain *Surface ratio* 5%Zn

Puncak No.	hkl	2θ (degree)	FWHM (degree)	Bobs = FWHM (radian)	Bobs <sup>2</sup>
1	111	38.5083	0.3419	0.00597	0.0000356
2	200	44.5083	0.3730	0.00654	0.0000428
3	220	64.8501	0.4184	0.00730	0.0000533

Puncak No.	hkl	2θ (degree)	FWHM (degree)	Bi = FWHM (radian)	Bi <sup>2</sup>
1	111	38.5083	0.3346	0.00584	0.0000341
2	200	44.5083	0.3691	0.00644	0.0000415
3	220	64.8501	0.4019	0.00701	0.0000492

Puncak No.	hkl	Br	Cos θ	Sin θ (x)	Br Cos θ (y)
1	111	0.00122651	0.94407	0.32976	0.001158
2	200	0.00115643	0.92551	0.37872	0.001070
3	220	0.00203051	0.84409	0.53620	0.001714



Nilai  $2\eta$  dapat diketahui dari nilai *gradient* pada *slope*  $y = bx + a$  dimana

$x = \sin\theta$ ,  $y = B_r \cos\theta$  dan *intercept*  $\Delta y = \frac{\lambda}{\varepsilon}$ .

$$B_r \cos\theta = 2\eta \sin\theta + \frac{\lambda}{\varepsilon}$$

$$y = bx + a$$

$$y = 0.0012x + 0.000001 \longrightarrow 2\eta = 1.2 \times 10^{-3} \text{ radian (Strain)}$$

$$\Delta y = 1 \times 10^{-6}$$

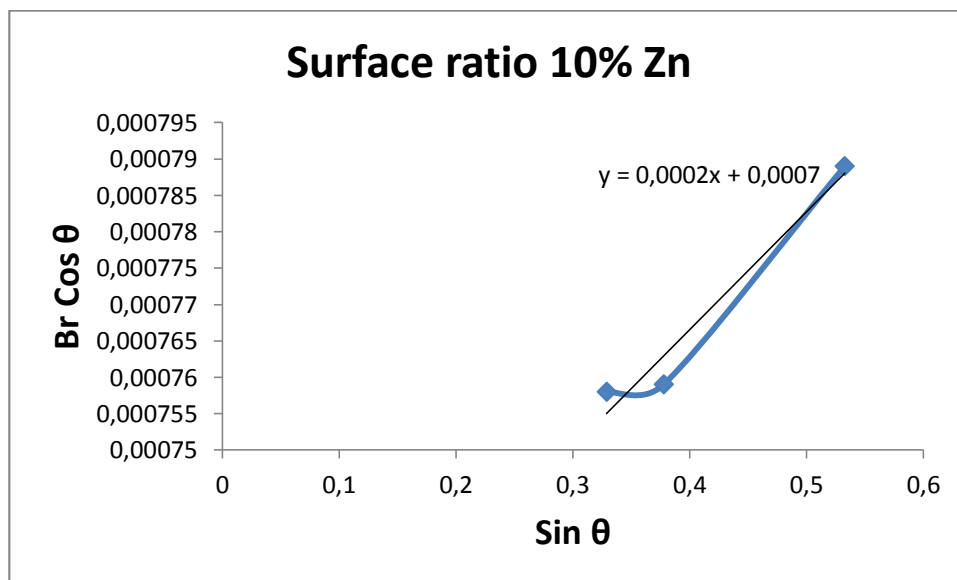
$$\varepsilon = \frac{\lambda}{\Delta y} = \frac{0.15406 \times 10^{-9}}{1 \times 10^{-6}} = 154.06 \times 10^{-10} \text{ m (Ukuran Kristal)}$$

➤ Ukuran Kristal dan Strain *Surface ratio 10%Zn*

Puncak No.	hkl	2θ (degree)	FWHM (degree)	Bobs = FWHM (radian)	Bobs <sup>2</sup>
1	111	38.3998	0.338	0.00590	0.0000348
2	200	44.3852	0.415	0.00724	0.0000525
3	220	64.3852	0.338	0.00590	0.0000348

Puncak No.	hkl	2θ (degree)	FWHM (degree)	Bi = FWHM (radian)	Bi <sup>2</sup>
1	111	38.3998	0.3346	0.00584	0.0000341
2	200	44.3852	0.4015	0.00701	0.0000491
3	220	64.3852	0.3346	0.00584	0.0000341

Puncak No.	hkl	Br	Cos θ	Sin θ (x)	Br Cos θ (y)
1	111	0.00083463	0.94438	0.32886	0.000788
2	200	0.00092729	0.92592	0.37772	0.000859
3	220	0.00083463	0.84626	0.53277	0.000706



Nilai  $2\eta$  dapat diketahui dari nilai *gradient* pada *slope*  $y = bx + a$  dimana

$x = \sin\theta$ ,  $y = B_r \cos\theta$  dan *intercept*  $\Delta y = \frac{\lambda}{\varepsilon}$ .

$$B_r \cos\theta = 2\eta \sin\theta + \frac{\lambda}{\varepsilon}$$

$$y = bx + a$$

$$y = 0.0002x + 0.0007 \begin{cases} \rightarrow 2\eta = 2 \times 10^{-4} \text{ radian (Strain)} \\ \rightarrow \Delta y = 7 \times 10^{-4} \end{cases}$$

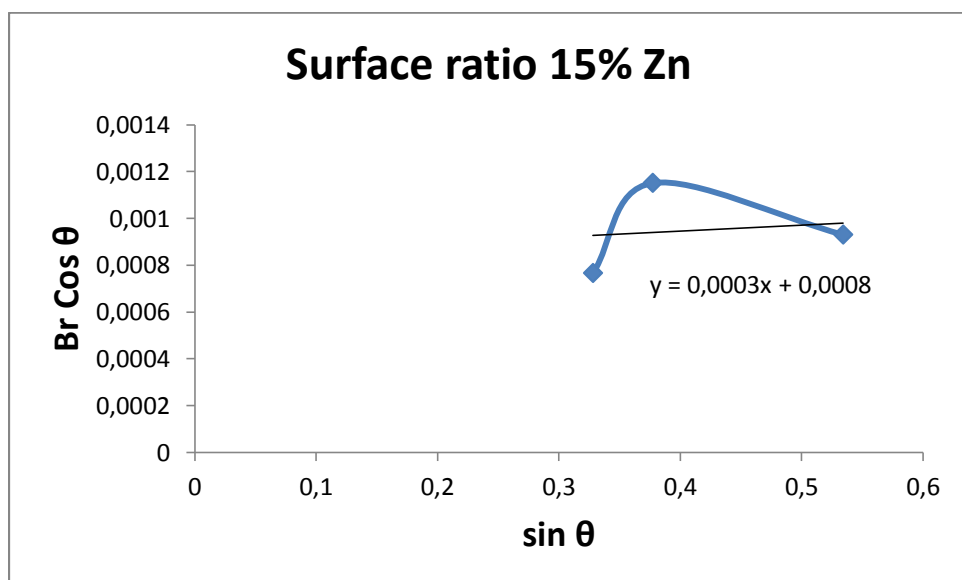
$$\varepsilon = \frac{\lambda}{\Delta y} = \frac{0.15406 \times 10^{-9}}{7 \times 10^{-4}} = 220.09 \times 10^{-9} \text{ m (Ukuran Kristal)}$$

➤ **Ukuran Kristal dan Strain Surface ratio 15%Zn**

Puncak No.	hkl	2θ (degree)	FWHM (degree)	Bobs = FWHM (radian)	Bobs <sup>2</sup>
1	111	38.2053	0.235	0.00410	0.0000168
2	200	44.4565	0.2698	0.00471	0.0000222
3	220	64.54	0.1088	0.00190	0.0000036

Puncak No.	hkl	2θ (degree)	FWHM (degree)	Bi = FWHM (radian)	Bi <sup>2</sup>
1	111	38.2053	0.2342	0.00409	0.0000167
2	200	44.4565	0.2676	0.00467	0.0000218
3	220	64.54	0.1004	0.00175	0.0000031

Puncak No.	hkl	Br	Cos θ	Sin θ (x)	Br Cos θ (y)
1	111	0.00033814	0.94493	0.32726	0.000320
2	200	0.00060012	0.92568	0.37830	0.000556
3	220	0.00073164	0.84554	0.53391	0.000619



Nilai  $2\eta$  dapat diketahui dari nilai *gradient* pada *slope*  $y = bx + a$  dimana  $x = \sin\theta$ ,  $y = B_r \cos\theta$  dan *intercept*  $\Delta y = \frac{\lambda}{\varepsilon}$ .

$$B_r \cos\theta = 2\eta \sin\theta + \frac{\lambda}{\varepsilon}$$

$$y = bx + a$$

$$y = 0.0003x + 0.0008 \begin{matrix} \longrightarrow 2\eta = 3 \times 10^{-4} \text{ radian (Strain)} \\ \longrightarrow \Delta y = 8 \times 10^{-3} \end{matrix}$$

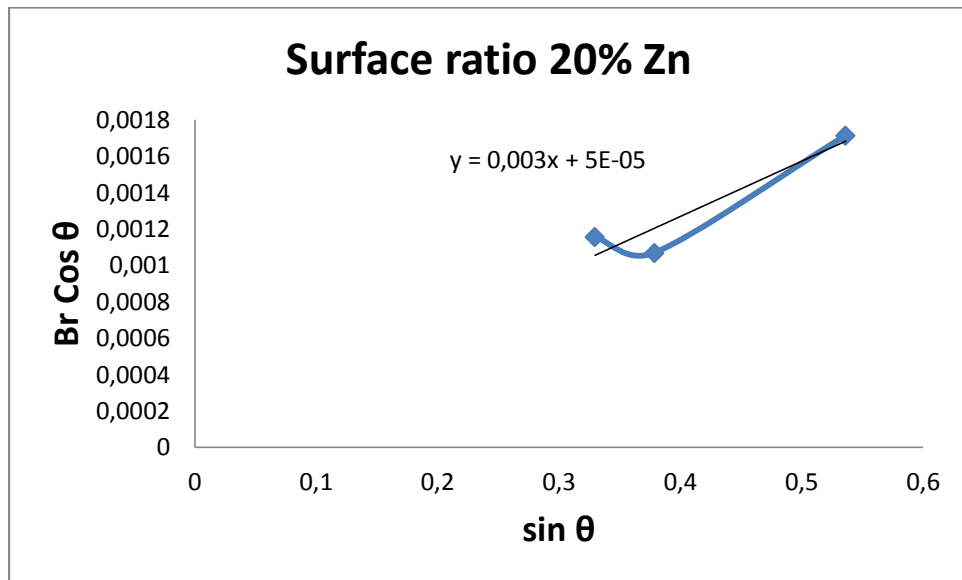
$$\varepsilon = \frac{\lambda}{\Delta y} = \frac{0.15406 \times 10^{-9}}{8 \times 10^{-3}} = 192.58 \times 10^{-9} \text{ m (Ukuran Kristal)}$$

➤ **Ukuran Kristal dan Strain Surface ratio 20%Zn**

Puncak No.	hkl	2θ (degree)	FWHM (degree)	Bobs = FWHM (radian)	Bobs <sup>2</sup>
1	111	38.3225	0.1260	0.00220	0.0000048
2	200	44.3335	0.3421	0.00597	0.0000357
3	220	64.5907	0.5390	0.00941	0.0000885

Puncak No.	hkl	2θ (degree)	FWHM (degree)	Bi = FWHM (radian)	Bi <sup>2</sup>
1	111	38.3225	0.1171	0.00204	0.0000042
2	200	44.3335	0.3346	0.00584	0.0000341
3	220	64.5907	0.5353	0.00934	0.0000873

Puncak No.	hkl	Br	Cos θ	Sin θ (x)	Br Cos θ (y)
1	111	0.00081183	0.94460	0.32823	0.000767
2	200	0.00124339	0.92609	0.37730	0.001151
3	220	0.00110038	0.84531	0.53428	0.000930



Nilai  $2\eta$  dapat diketahui dari nilai *gradient* pada *slope*  $y = bx + a$  dimana

$x = \sin\theta$ ,  $y = B_r \cos\theta$  dan *intercept*  $\Delta y = \frac{\lambda}{\varepsilon}$ .

$$B_r \cos\theta = 2\eta \sin\theta + \frac{\lambda}{\varepsilon}$$

$$y = bx + a$$

$$y = 0.003x + 0.00005 \begin{cases} \rightarrow 2\eta = 3 \times 10^{-3} \text{ radian (Strain)} \\ \rightarrow \Delta y = 5 \times 10^{-5} \end{cases}$$

$$\varepsilon = \frac{\lambda}{\Delta y} = \frac{0.15406 \times 10^{-9}}{5 \times 10^{-5}} = 308.12 \times 10^{-9} \text{ m (Ukuran Kristal)}$$

3. Variasi Waktu Deposisi 45 menit dengan *Surface ratio* 5%, 10%,15% dan 20%Zn

Data hasil perhitungan FWHM observasi lapisan tipis *surface ratio* 5%, 10%,15% dan 20% Zn

<i>Surface ratio</i> (%)	FWHM Observasi (radian)		
	Puncak 1	Puncak 2	Puncak 3
5	0.00597	0.00651	0.00730
10	0.00297	0.00230	0.01398
15	0.00415	0.01403	0.00723
20	0.00717	0.00944	0.01404

Data hasil analisis FWHM instrumen lapisan tipis *surface ratio* 5%, 10%,15% dan 20% Zn

<i>Surface ratio</i> (%)	FWHM Instrumen (radian)		
	Puncak 1	Puncak 2	Puncak 3
5	0.00584	0.00644	0.00701
10	0.00292	0.00157	0.01401
15	0.00409	0.01401	0.00701
20	0.00701	0.00934	0.01401

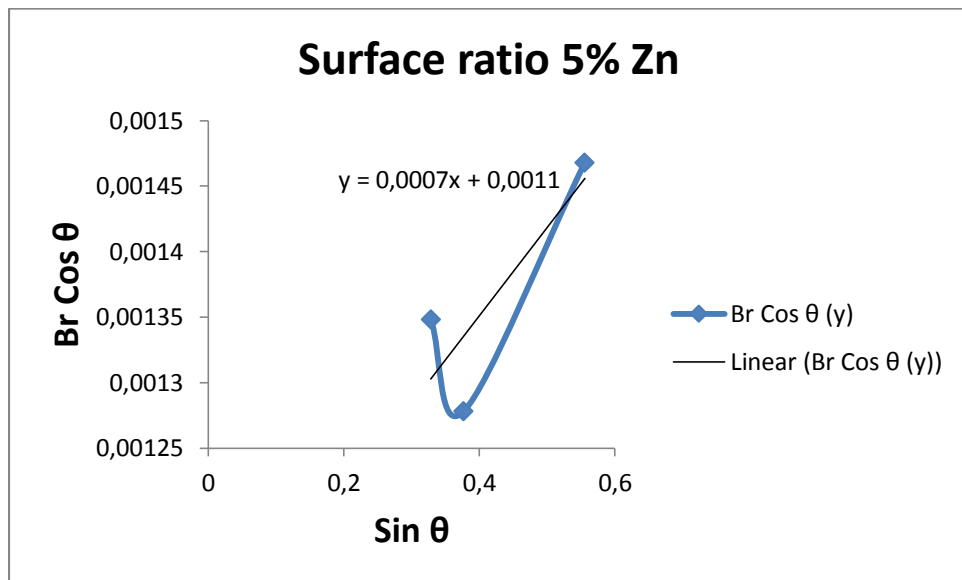
➤ Ukuran Kristal dan Strain *Surface ratio* 5%Zn

Puncak No.	hkl	2θ (degree)	FWHM (degree)	Bobs = FWHM (radian)	Bobs <sup>2</sup>
1	111	38.3246	0.336	0.00586	0.0000344
2	200	44.3852	0.4078	0.00712	0.0000507
3	220	64.6852	0.341	0.00595	0.0000354

Puncak No.	hkl	2θ (degree)	FWHM (degree)	Bi = FWHM (radian)	Bi <sup>2</sup>
1	111	38.3246	0.3346	0.00584	0.0000341
2	200	44.3852	0.4015	0.00701	0.0000491
3	220	64.6852	0.3346	0.00584	0.0000341



Puncak No.	hkl	Br	Cos $\theta$	Sin $\theta$ (x)	Br Cos $\theta$ (y)
1	111	0.00053478	0.94459	0.32825	0.000505
2	200	0.00124624	0.92592	0.37772	0.001154
3	220	0.00114766	0.84486	0.53498	0.000970



Nilai  $2\eta$  dapat diketahui dari nilai *gradient* pada *slope*  $y = bx + a$  dimana

$x = \sin\theta$ ,  $y = B_r \cos\theta$  dan *intercept*  $\Delta y = \frac{\lambda}{\varepsilon}$ .

$$B_r \cos\theta = 2\eta \sin\theta + \frac{\lambda}{\varepsilon}$$

$$y = bx + a$$

$$y = 0.0007x + 0.0011 \longrightarrow 2\eta = 7 \times 10^{-4} \text{ radian (Strain)}$$

$$\Delta y = 1,1 \times 10^{-3}$$

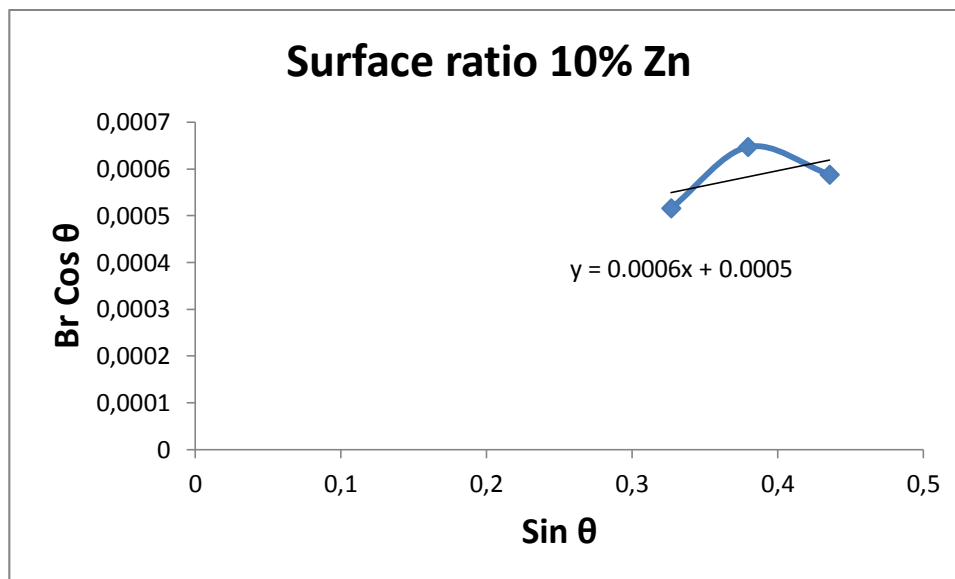
$$\varepsilon = \frac{\lambda}{\Delta y} = \frac{0.15406 \times 10^{-9}}{1,1 \times 10^{-3}} = 140.05 \times 10^{-9} \text{ m (Ukuran Kristal)}$$

➤ **Ukuran Kristal dan Strain Surface ratio 10%Zn**

Puncak No.	hkl	$2\theta$ (degree)	FWHM (degree)	Bobs = FWHM (radian)	Bobs <sup>2</sup>
1	111	38.1586	0.1702	0.00297	0.0000088
2	200	44.6113	0.132	0.00230	0.0000053
3	220	64.7875	0.8011	0.01398	0.0001955

Puncak No.	hkl	2θ (degree)	FWHM (degree)	Bi = FWHM (radian)	Bi <sup>2</sup>
1	111	38.1586	0.1673	0.00292	0.0000085
2	200	44.6113	0.09	0.00157	0.0000025
3	220	64.7875	0.8029	0.01401	0.0001964

Puncak No.	hkl	Br	Cos θ	Sin θ (x)	Br Cos θ (y)
1	111	0.00054603	0.94507	0.32688	0.000516
2	200	0.0016853	0.92517	0.37955	0.000647
3	220	0.00188088	0.84439	0.53573	0.001588



Nilai  $2\eta$  dapat diketahui dari nilai *gradient* pada *slope*  $y = bx + a$  dimana

$x = \sin\theta$ ,  $y = B_r \cos\theta$  dan *intercept*  $\Delta y = \frac{\lambda}{\varepsilon}$ .

$$B_r \cos\theta = 2\eta \sin\theta + \frac{\lambda}{\varepsilon}$$

$$y = bx + a$$

$$y = 0.0006x + 0.0005 \quad \rightarrow \quad 2\eta = 6 \times 10^{-4} \text{ radian (Strain)}$$

$$\rightarrow \Delta y = 5 \times 10^{-4}$$

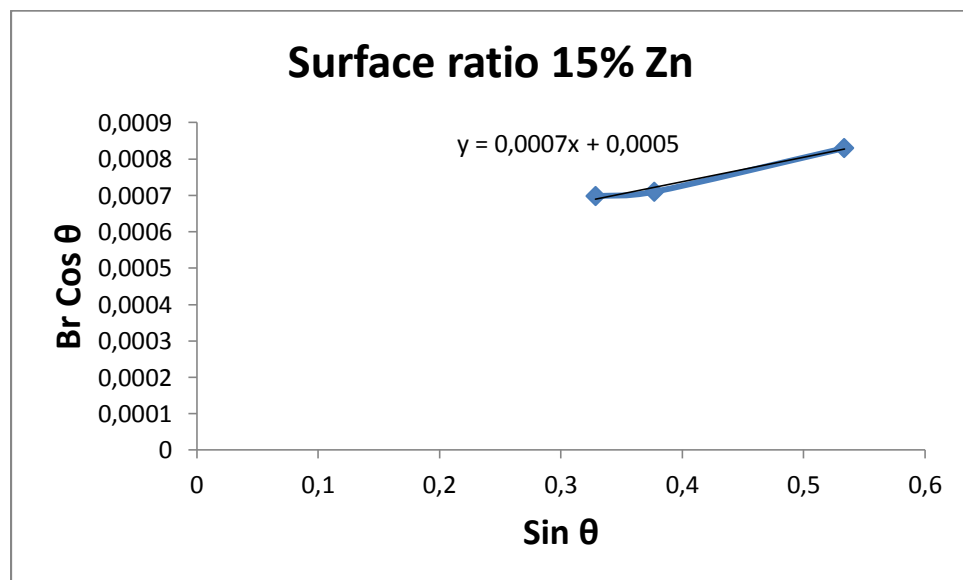
$$\varepsilon = \frac{\lambda}{\Delta y} = \frac{0.15406 \times 10^{-9}}{5 \times 10^{-4}} = 308.12 \times 10^{-9} \text{ m (Ukuran Kristal)}$$

➤ Ukuran Kristal dan Strain *Surface ratio 15%Zn*

Puncak No.	hkl	2θ (degree)	FWHM (degree)	Bobs = FWHM (radian)	Bobs <sup>2</sup>
1	111	38.3615	0.238	0.00415	0.0000173
2	200	44.2798	0.8041	0.01403	0.0001970
3	220	64.51	0.4145	0.00723	0.0000523

Puncak No.	hkl	2θ (degree)	FWHM (degree)	Bi = FWHM (radian)	Bi <sup>2</sup>
1	111	38.3615	0.2342	0.00409	0.0000167
2	200	44.2798	0.8029	0.01401	0.0001964
3	220	64.51	0.4015	0.00701	0.0000491

Puncak No.	hkl	Br	Cos θ	Sin θ (x)	Br Cos θ (y)
1	111	0.00073932	0.94449	0.32855	0.000698
2	200	0.00076644	0.92627	0.37687	0.000710
3	220	0.0007976	0.84568	0.53369	0.000520



Nilai  $2\eta$  dapat diketahui dari nilai *gradient* pada *slope*  $y = bx + a$  dimana

$$x = \sin\theta, y = B_r \cos\theta \text{ dan } \textit{intercept} \Delta y = \frac{\lambda}{\varepsilon}$$

$$B_r \cos\theta = 2\eta \sin\theta + \frac{\lambda}{\varepsilon}$$

$$y = bx + a$$

$$y = 0.0007x + 0.0005 \begin{cases} \rightarrow 2\eta = 7 \times 10^{-4} \text{ radian (Strain)} \\ \rightarrow \Delta y = 1 \times 10^{-6} \end{cases}$$

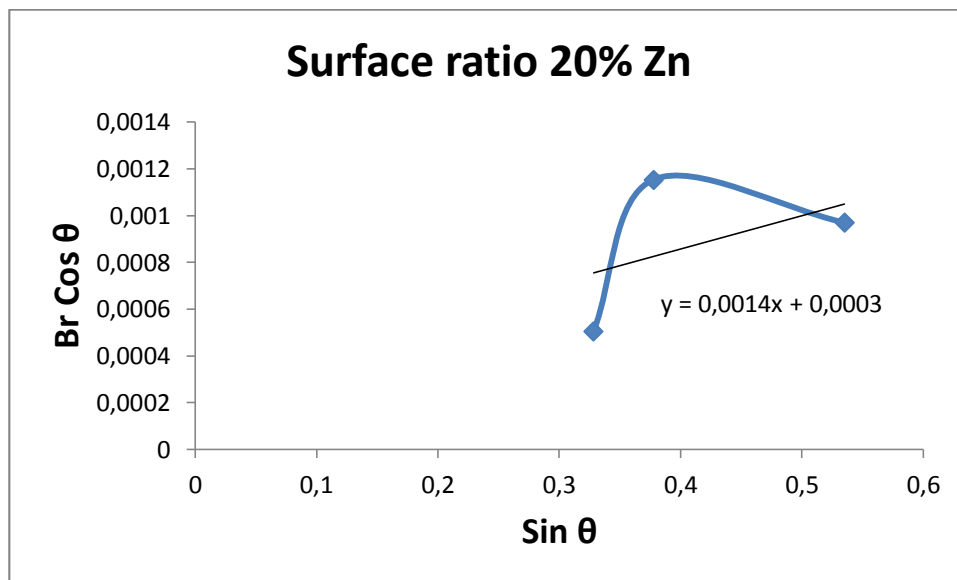
$$\varepsilon = \frac{\lambda}{\Delta y} = \frac{0.15406 \times 10^{-9}}{5 \times 10^{-4}} = 308.12 \times 10^{-9} \text{ m (Ukuran Kristal)}$$

➤ **Ukuran Kristal dan Strain Surface ratio 20%Zn**

Puncak No.	hkl	2θ (degree)	FWHM (degree)	Bobs = FWHM (radian)	Bobs <sup>2</sup>
1	111	38.3412	0.4110	0.00717	0.0000515
2	200	44.2430	0.5411	0.00944	0.0000892
3	202	81.9090	0.8045	0.01404	0.0001972

Puncak No.	hkl	2θ (degree)	FWHM (degree)	Bi = FWHM (radian)	Bi <sup>2</sup>
1	111	38.3310	0.4015	0.00701	0.0000491
2	200	44.2430	0.5353	0.00934	0.0000873
3	202	81.9090	0.8029	0.01401	0.0001964

Puncak No.	hkl	Br	Cos θ	Sin θ (x)	Br Cos θ (y)
1	111	0.00153338	0.94454	0.32838	0.001448
2	200	0.00137904	0.92639	0.37657	0.001278
3	202	0.00088511	0.75523	0.65546	0.000668



Nilai  $2\eta$  dapat diketahui dari nilai *gradient* pada *slope*  $y = bx + a$  dimana

$$x = \sin\theta, y = B_r \cos\theta \text{ dan } \textit{intercept} \Delta y = \frac{\lambda}{\varepsilon}$$

$$B_r \cos\theta = 2\eta \sin\theta + \frac{\lambda}{\varepsilon}$$

$$y = bx + a$$

$$y = 0.0014x + 0.0003 \longrightarrow 2\eta = 1.4 \times 10^{-3} \text{ radian (**Strain**)}$$

$$\longrightarrow \Delta y = 3 \times 10^{-4}$$

$$\varepsilon = \frac{\lambda}{\Delta y} = \frac{0.15406 \times 10^{-9}}{3 \times 10^{-4}} = 513.53 \times 10^{-9} \text{ m (**Ukuran Kristal**)}$$

## LAMPIRAN F

### Hasil uji morfologi menggunakan SEM pada lapisan tipis Ag-Zn

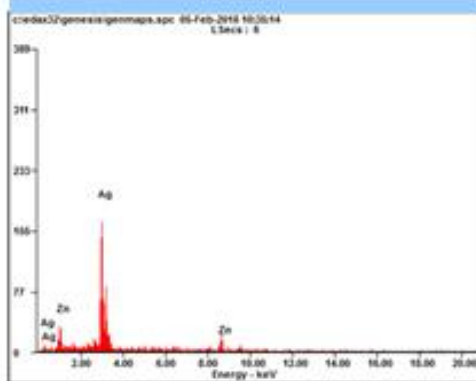
#### Microanalysis Report

**EDAX**<sup>TSL</sup>  
ADVANCED MICROANALYSIS SOLUTIONS  
**AMETEK**

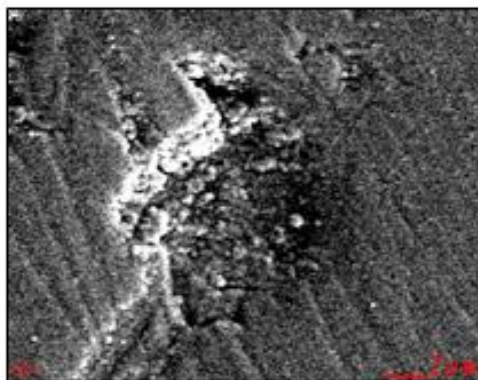
Prepared for: *Company Name Here*

Prepared by: *Your Name Here*

2/5/2018



Element	Wt%	At%
AgL	89.56	88.24
ZnK	10.44	11.77
Matrix	Correction	ZAF



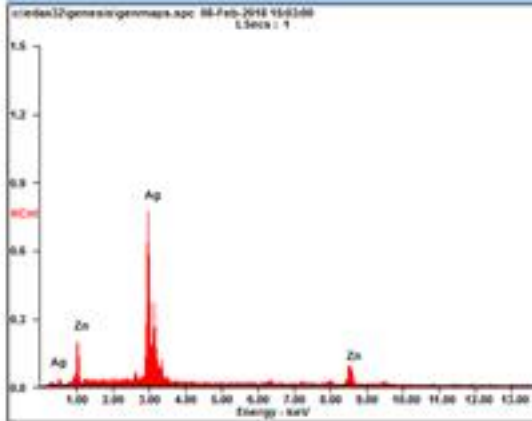
# Microanalysis Report

Prepared for: *Company Name Here*

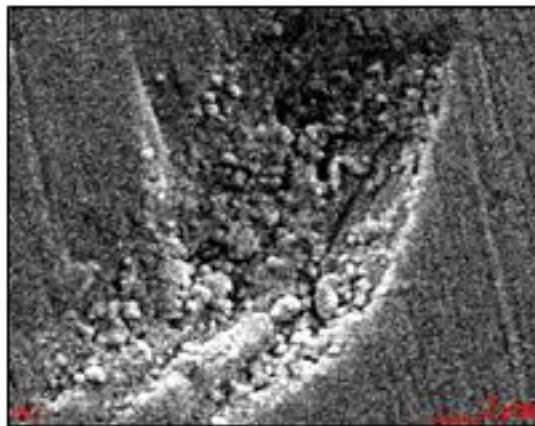
Prepared by: *Your Name Here*



2/8/2018



Element	WT%	At%
AgL	88.72	84.71
ZnK	11.28	15.29
Matrix	Correction	ZAF



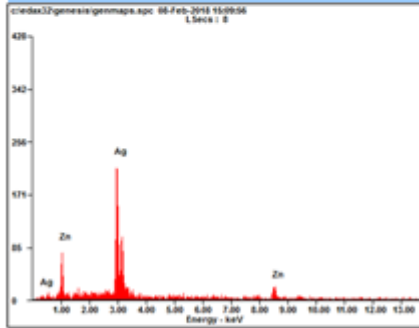
*Microanalysis Report*



Prepared for: *Company Name Here*

Prepared by: *Your Name Here*

2/8/2018



Element	Wt%	At%
AgL	83.70	79.54
ZnK	16.30	20.46
Matrix	Correction	ZAF

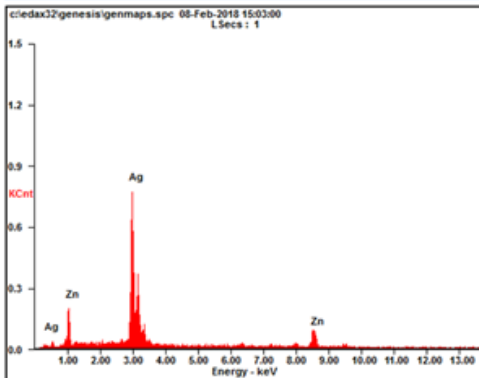
*Microanalysis Report*



Prepared for: *Company Name Here*

Prepared by: *Your Name Here*

2/8/2018



Element	Wt%	At%
AgL	80.40	69.94
ZnK	19.60	30.06
Matrix	Correction	ZAF

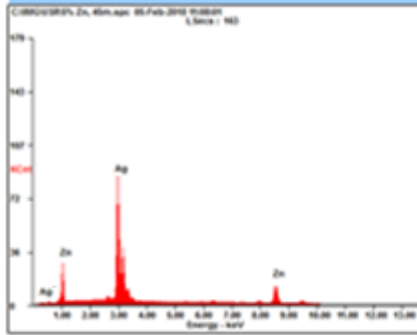


Microanalysis Report

Prepared for: Company Name Here

Prepared by: Your Name Here

2/5/2018



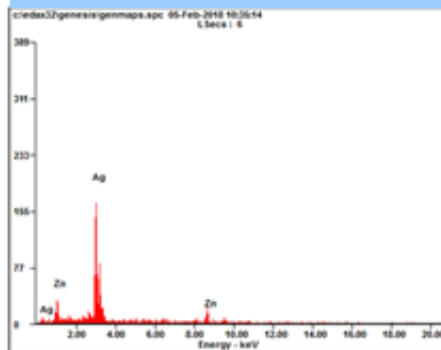
Element	Wt%	At%
AgL	75.11	73.32
ZnK	21.59	27.68
Matrix	Correction	ZAF

Microanalysis Report

Prepared for: Company Name Here

Prepared by: Your Name Here

2/5/2018



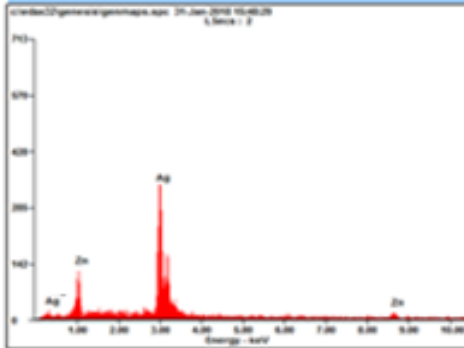
Element	Wt%	At%
AgL	78.00	68.78
ZnK	22.00	31.22
Matrix	Correction	ZAF

### Microanalysis Report

Prepared for: *Company Name Here*

Prepared by: *Your Name Here*

1/31/2018



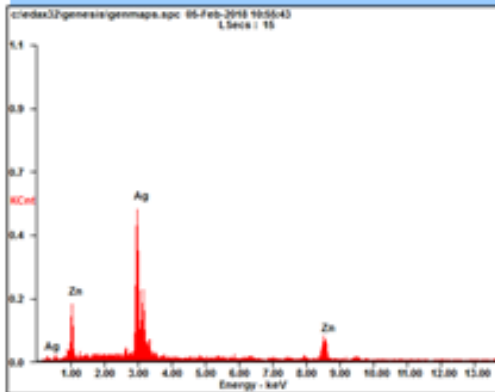
Element	Wt%	At%
AgL	76.55	72.33
ZnK	23.45	27.65
Matrix	Correction	ZAF

### Microanalysis Report

Prepared for: *Company Name Here*

Prepared by: *Your Name Here*

2/5/2018



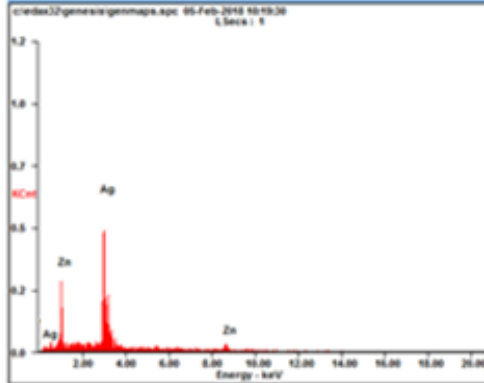
Element	Wt%	At%
AgL	67.32	59.32
ZnK	32.68	40.68
Matrix	Correction	ZAF

## Microanalysis Report

Prepared for: *Company Name Here*

Prepared by: *Your Name Here*

2/5/2018



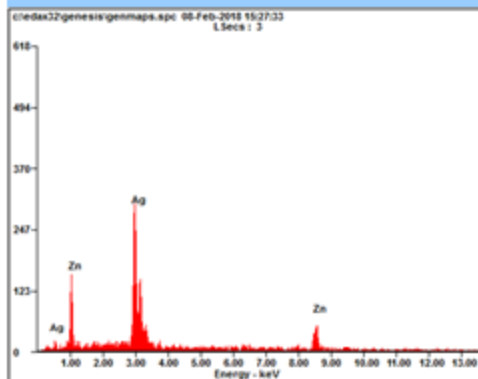
Element	Wt%	At%
AgL	71.24	62.55
ZnK	28.76	37.46
Matrix	Correction	ZAF

## Microanalysis Report

Prepared for: *Company Name Here*

Prepared by: *Your Name Here*

2/8/2018



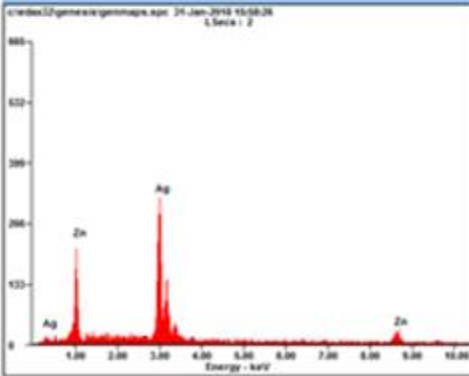
Element	Wt%	At%
AgL	69.91	64.28
ZnK	30.09	35.72
Matrix	Correction	ZAF

Microanalysis Report

Prepared for: Company Name Here

Prepared by: Your Name Here

1/31/2018



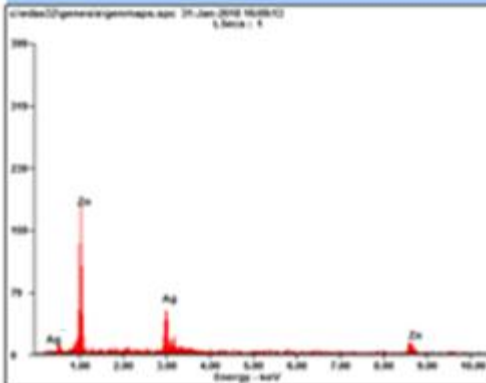
Element	WT%	At%
AgL	64.13	62.26
ZnK	35.88	37.74
Matrix	Correction	ZAF

Microanalysis Report

Prepared for: Company Name Here

Prepared by: Your Name Here

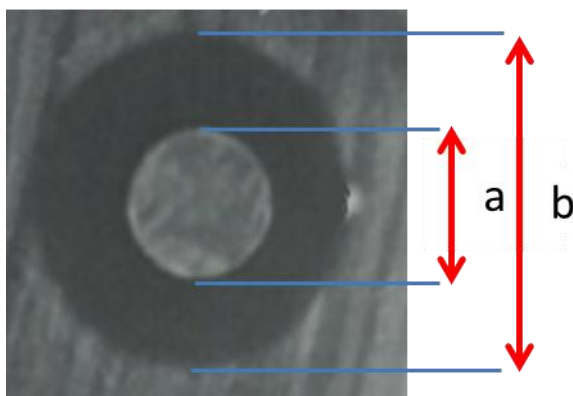
1/31/2018



Element	WT%	At%
AgL	59.31	5.65
ZnK	40.68	42.36
Matrix	Correction	ZAF

## LAMPIRAN G

### Perhitungan zona inhibisi lapisan tipis Ag-Zn



Keterangan :

- a. Diameter spesimen (mm)
- b. Diameter Inhibisi (mm)

➤ Perhitungan zona inhibisi

$$\text{Jarak Zona Inhibisi} = \text{diamter Zona inhibisi} - \text{diameter spesimen}$$

Tabel 4 Perhitungan zona inhibisi lapisan tipis Ag-Zn dengan diameter spesimen 10 mm

<i>Surface ratio</i> (%)	Waktu Deposisi (Menit)	Diameter Inhibisi (mm)	Zona Inhibisi (mm)
0	0	0	0
5	15	16	6
	30	16,7	6,7
	45	16,8	6,8
10	15	16,4	6,4
	30	16,7	6,7
	45	17,2	7,2
15	15	17,4	7,4
	30	18,6	8,6
	45	19,0	9
20	15	20,2	10,2
	30	20,7	10,7
	45	21,3	11,3

*(Halaman ini sengaja dikosongkan)*

## BIOGRAFI PENULIS



Penulis bernama **SB. Widia Rezaly Biharu Hayati**, lahir di kota Banyuwangi tanggal 22 Februari 1992. Kegemaran dari penulis adalah traveling dan membaca. Penulis merupakan anak kedua dari 4 bersaudara dan telah menempuh pendidikan formal di TK Khadijah 68 Sempu, MI Salafiyah Tugung, SMP Negeri 2 Genteng, dan SMA Negeri 1 Genteng. Selanjutnya penulis melanjutkan pendidikan di Jurusan Fisika di Universitas Airlangga Surabaya melalui jalur SBMPTN dengan mengambil bidang minat Fisika Material. Penulis melanjutkan studi Magister di Teknik Material dan Metalurgi ITS pada bulan Agustus 2016.

Selama menjalani masa kuliah, penulis aktif di beberapa organisasi diantaranya Badan Eksekutif Mahasiswa Unair (BEM Unair) sebagai Sekretaris Kementerian Pengabdian Masyarakat periode 2011-2013, Himpunan Mahasiswa Fisika (HIMAFI) sebagai staff Riset dan Teknologi periode 2010-2013, Mahasiswa Tanggap Bencana Unair sebagai Bendahara Umum periode 2012-2013, UKM Penalaran Unair sebagai staff Mading periode 2010-2011 dan Sekretaris Forum Mahasiswa Magister Teknik Material dan Metalurgi FTI-ITS (FKMM) periode 2017-2018. Selain itu, penulis juga aktif mengikuti kegiatan riset pada Program Kreativitas Mahasiswa bidang penelitian (PKM-P) tahun 2010-2014 yang dibiayai oleh DIKTI sebanyak 3 kali pada tahun 2010, 2012, dan 2013. Penelitian yang dilakukan untuk menyelesaikan program magister adalah dengan topik “Analisis Pengaruh *Surface Ratio* Zn dan Waktu Deposisi Terhadap Pembentukan *Ag-Zn Thin Film* Menggunakan *PVD RF Sputtering* untuk Aplikasi *Antimicrobial Coating Orthopedic Devices*” dengan dosen pembimbing bapak Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng. Apabila ingin berdiskusi dengan penulis terkait Thesis dapat melalui email : [widiarezaly@gmail.com](mailto:widiarezaly@gmail.com).

