



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

TUGAS AKHIR- TL 141584

PENGARUH WAKTU DEPOSISI DAN TEKANAN GAS ARGON PROSES *PVD RF SPUTTERING* PADA *SILVER THIN FILM* UNTUK APLIKASI *ANTIMICROBIAL COATING* PADA *ORTHOPEDIC DEVICES*

YUDHISTIRA SURYA ANDIKA K.
NRP. 2713 100 101

Dosen Pembimbing
Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.
Amaliya Rasyida, S.T, M.Sc.
Prof. Dr. rer.nat. Tri Mardji Atmono

DEPARTEMEN TEKNIK MATERIAL
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya
2017



TUGAS AKHIR- TL 141584

**PENGARUH WAKTU DEPOSISI DAN
TEKANAN GAS ARGON PROSES *PVD*
RF SPUTTERING PADA *SILVER THIN*
FILM UNTUK APLIKASI
ANTIMICROBIAL COATING PADA
*ORTHOPEDIC DEVICES***

YUDHISTIRA SURYA ANDIKA K.
NRP. 2713 100 101

Dosen Pembimbing
Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.
Amaliya Rasyida, S.T, M.Sc.
Prof. Dr. rer.nat. Tri Mardji Atmono

DEPARTEMEN TEKNIK MATERIAL
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya
2017

(Halaman ini sengaja dikosongkan)



FINAL PROJECT - TL 141584

EFFECTS OF TIME DEPOSITION AND ARGON GAS PRESSURE OF PVD RF SPUTTERING PROCESS ON SILVER THIN FILM FOR ORTHOPEDIC DEVICES ANTIMICROBIAL COATING APPLICATION

YUDHISTIRA SURYA ANDIKA K.
NRP. 2713 100 101

Advisors

Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.

Amaliya Rasyida, S.T, M.Sc.

Prof. Dr. rer.nat Tri Mardji Atmono

MATERIALS ENGINEERING DEPARTMENT
Faculty of Industrial Technology
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya
2017

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

**PENGARUH WAKTU DEPOSISI DAN TEKANAN
GAS ARGON PROSES PVD RF SPUTTERING PADA
SILVER THIN FILM UNTUK APLIKASI
ANTIMICROBIAL COATING PADA ORTHOPEDIC
DEVICES**

TUGAS AKHIR

Diajukan untuk Memenuhi Salah Satu Syarat
Memperoleh Gelar Sarjana Teknik
pada
Bidang Studi Material Inovatif
Program Studi S-1 Departemen Teknik Material
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh :

YUDHISTIRA SURYA ANDIKA K.
NRP. 2713 100 101

Disetujui oleh Tim Pembimbing Tugas Akhir :
Dr. Ir. Agung Purniawan, S.T., M.Eng (Pembimbing 1)
Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc (Pembimbing 2)
Prof. Dr. rer.nat. Tri Mardji Atmono (Pembimbing 3)



(Halaman ini sengaja dikosongkan)

**PENGARUH WAKTU DEPOSISI DAN TEKANAN
GAS ARGON PROSES *PVD RF SPUTTERING* PADA
SILVER THIN FILM UNTUK APLIKASI
ANTIMICROBIAL COATING PADA *ORTHOPEDIC
DEVICES***

Nama : Yudhistira Surya Andika K.
NRP : 2713100101
Departemen : Teknik Material
Pembimbing I : Dr. Agung Purniawan, S. T., M. Eng.
Pembimbing II : Amaliya Rasyida, S.T, M.Sc.
Pembimbing III : Prof. Dr. rer.nat. Tri Mardji Atmono

ABSTRAK

Dalam implantasi benda asing kedalam tubuh, terdapat resiko besar yaitu foreign body related infections (FBRIs). Hal ini disebabkan oleh adhesi bakteri pada permukaan implan hingga berkoloni membentuk biofilm yang menyebabkan infeksi. Walaupun berbagai tahapan medis dalam sterilisasi alat medis telah dilakukan, kasus FBRIs masih sering terjadi. Salah satu yang dapat aplikasikan untuk mencegah terjadinya infeksi adalah dengan antimicrobial coating. Implementasi perak (Ag) pada permukaan merupakan salah satu yang paling berkembang pesat dalam riset lapisan antimikroba. Pada riset ini dilakukan deposit logam Ag pada permukaan substrat baja tahan karat tipe 316L. Deposisi logam Ag menggunakan metode Physical Vapor Deposition: Radio Frequency Sputtering (PVD RF Sputtering untuk menghasilkan silver thin film. Lapisan tersebut dideposisi dengan variable waktu deposisi selama 10, 15, 20 menit dan tekanan gas argon (Ar) sebesar 3×10^{-2} , 4×10^{-2} , 5×10^{-2} mbar. Pengujian yang dilakukan dalam penelitian ini meliputi SEM-EDX, AFM, Kirby Bauer Test, dan Rockwell C Indentation Test.

Peningkatan waktu deposisi beserta tekanan gas argon dalam proses PVD meningkatkan kandungan Ag pada permukaan dengan nilai tertinggi sebesar 97.55 wt% pada tekanan 5×10^{-2} mbar dengan waktu 15 menit. Berdasarkan hasil pengujian, semakin tinggi waktu serta tekanan gas argon akan menghasilkan kandungan Ag yang semakin tinggi. Semakin tinggi waktu akan menghasilkan menaikkan sedangkan tekanan akan menurunkan kekasaran permukaan. Pada pengujian Kirby Bauer Test terbukti bahwa seluruh sampel memiliki sifat antimikroba dan pada indentasi Rockwell C secara kualitatif menghasilkan silver thin film dengan adhesi yang baik. Hasil tersebut menunjukkan bahwa silver thin film memiliki potensi besar sebagai antimicrobial coating.

Kata kunci: silver thin film, antimicrobial coating, implant, PVD.

EFFECTS OF TIME DEPOSITION AND ARGON GAS PRESSURE OF PVD RF SPUTTERING PROCESS ON SILVER THIN FILM FOR ORTHOPEDIC DEVICES ANTIMICROBIAL COATING APPLICATION

Name : Yudhistira Surya Andika K.
NRP : 2713100101
Department : Materials Engineering
Advisor I : Dr. Agung Purniawan, S. T., M. Eng.
Advisor II : Amaliya Rasyida, S.T, M.Sc.
Advisor III : Prof. Dr. rer.nat. Tri Mardji Atmono

ABSTRACT

In foreign object implantation into the body, there's a huge risk called foreign body related infection (FBRIs). It's due to the bacterial adhesion on the implant surface and colonized to form biofilm resulting infection. Although several medical sterilization steps has been performed, FBRIs case still happened. One of the technology used to prevent infection is antimicrobial coating. Silver implementation on the surface is one of the rapidly growing research in terms of antimicrobial coating. In this research, silver were deposited on the surface of 316 L stainless steel substrate. Silver metal were deposited using Physical Vapor Deposition:Radio Frequency Sputtering (PVD RF Sputtering) method to fabricate silver thin film. These coatings were deposited with different deposition time variables for 10, 15, 20 minutes and argon gas pressure variables 3×10^{-2} , 4×10^{-2} , 5×10^{-2} mbar. In this research, the material were tested using SEM-EDX, AFM, Kirby Bauer Test, and Rockwell C Indentation Test. Time deposition and argon gas pressure increase in PVD process resulting thicker coating and higher silver content on the surface with highest value 97.55 wt% in 5×10^{-2} mbar of argon pressure with 15 minutes of deposition time. Longer deposition time

increase surface roughness while higher argon pressure decrease surface roughness. Kirby-Bauer Test proved that all the samples were contain antimicrobial properties and qualitatively using Rockwell C Indentation shows good adhesion of silver thin film. These result shows that silver thin film has a huge potential as antimicrobial coating.

Keywords: silver thin film, antimicrobial coating, implant, PVD.

KATA PENGANTAR

Alhamdulillah rabbiil ‘alamiin. Dengan rasa syukur kehadiran Allah SWT atas segala limpahan rahmat dan karunia-Nya, akhirnya penulis dapat menyelesaikan Tugas Akhir dan membuat sebuah laporan dengan judul **“Pengaruh Waktu Deposisi dan Tekanan Gas Argon proses *PVD RF Sputtering* pada *Silver Thin Film* untuk aplikasi *Antimicrobial Coating* pada *Orthopedic Devices*”**.

Penulisan skripsi ini diajukan untuk memenuhi salah satu syarat kelulusan dalam jenjang perkuliahan Strata I Institut Teknologi Sepuluh Nopember. Dalam penulisan skripsi ini penulis tidak lepas dari hambatan dan kesulitan, namun berkat bimbingan dan bantuan dari berbagai pihak, akhirnya hambatan tersebut dapat diatasi dengan baik. Untuk itu, pada kesempatan kali ini penulis mengucapkan terimakasih kepada :

1. Orangtua, kakak dan adik, serta segenap keluarga besar yang kerap mendukung secara moril dan materiil.
2. Bapak Dr. Agung Purniawan ST., M.Eng. selaku dosen pembimbing sekaligus Ketua Departemen Teknik Material yang telah mendukung penuh dengan maksimal setiap aspek pada riset dan laporan serta pengembangan diri penulis.
3. Ibu Amaliya Rasyida ST., M.Sc. selaku dosen pembimbing II yang telah banyak memberikan masukan dan mengoreksi laporan tugas akhir.
4. Prof. Dr. rer.nat. Tri Mardji Atmono selaku co-pembimbing yang telah membantu penulis dalam fabrikasi thin film menggunakan RF sputtering di BATAN, Yogyakarta.
5. Ibu Dian Mughni Fellicia ST., M.Sc. selaku dosen wali yang kerap memberi motivasi dalam meningkatkan kualitas diri.

6. Seluruh elemen Dosen serta Karyawan yang selalu mendukung mahasiswa untuk menuntut ilmu dengan memberikan pengajaran dan fasilitas terbaik.
7. Hana, Maul, Tutut, Peter sebagai teman proyek tugas akhir yang sangat banyak membantu segala aspek dalam tugas akhir.
8. Asad, Addin, Dwiki, Mas Aldi, Adi, Faisal sebagai keluarga Kontrakan Belantara SPR yang banyak mendukung segala ikhtiar penulis.
9. Dimaz, Simeon, dan Hevi sebagai angkatan 63 serta seluruh alumni, senior, dan anggota Resimen Mahasiswa 802 ITS yang senantiasa mendorong penulis untuk tetap maju melewati segala rintangan di depan mata.
10. Koorbid LMB, Tim Basket HMMT dan teman main futsal yang memberikan pengalihan sehat dan pelepas penat bagi penulis.
11. Keluarga MT15 yang terbaik
12. Seluruh rekan rekan dari Departemen Teknik Material, LMB, UKM, DPM FTI, KM ITS, serta seluruh pihak yang yang tidak bisa disebutkan satu per satu oleh penulis.

Dalam penulisan skripsi ini tentunya penulis menyadari banyak terdapat kekurangan yang terdapat dalam laporan ini. Baik aspek kualitas maupun aspek kuantitas dari materi penelitian yang disajikan. Penulis juga menyadari bahwa skripsi ini jauh dari kata sempurna sehingga penulis membutuhkan kritik dan saran yang bersifat membangun dari berbagai pihak guna memperbaiki laporan ini agar menjadi lebih baik kedepannya.

Surabaya, Juli 2017

Penulis

DAFTAR ISI

ABSTRAK.....	vii
ABSTRACT	ix
KATA PENGANTAR	xi
DAFTAR ISI.....	xiii
DAFTAR GAMBAR.....	xvii
DAFTAR TABEL.....	xxi
BAB I 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 II TINJAUAN PUSTAKA.....	5
2.1. Infeksi pada Alat Kesehatan	5
2.2. Material Logam Antimikroba.....	6
2.3. Lapisan Antimikroba	9
2.4. Biomaterial pada <i>Orthopaedic Implant</i>	11
2.5. <i>Physical Vapor Deposition</i>	13
2.6. Uji Kemampuan Sifat Antimikroba.....	18
2.7. <i>State of the Art</i>	19
BAB III METODOLOGI PENELITIAN.....	21
3.1. Diagram Alir.....	21

3.2. Bahan dan Alat Penelitian.....	22
3.2.1. Bahan-bahan Penelitian.....	22
3.2.2. Alat Penelitian.....	24
3.3. Rancangan Penelitian.....	27
3.4. Prosedur Pelaksanaan Penelitian.....	27
3.5. Pengujian	28
3.5.1. Scanning Electron Microscopy-E (SEM).....	28
3.5.2. Atomic Force Microscopy (AFM)	29
3.5.3. Rockwell C Hardness Test	29
3.5.4. X-Ray Diffraction (XRD)	30
3.5.5. Kirby-Bauer Test (Antimicrobial Test).....	30
BAB IV ANALISIS DATA DAN PEMBAHASAN	33
4.1. Analisis Pengaruh Waktu Deposisi Terhadap Lapisan Antimikroba	33
4.1.1. Analisis Pengaruh Waktu Deposisi Terhadap Morfologi dan <i>Silver content</i>	33
4.1.2. Analisis Pengaruh Waktu Deposisi Terhadap Kekasaran Permukaan	37
4.2. Analisis Pengaruh Tekanan Gas Argon Terhadap Lapisan Antimikroba	39
4.2.1. Analisis Pengaruh Tekanan Gas Argon Terhadap Morfologi	39
4.2.2. Analisis Pengaruh Tekanan Terhadap Kekasaran	43
4.3. Analisis Sifat Antimikroba dari <i>Silver Thin Film</i>	45
4.4. Adhesi dari <i>Silver Thin Film</i> pada Permukaan SS316L.....	51

BAB V KESIMPULAN DAN SARAN	53
5.1. Kesimpulan	53
5.2. Saran	54
DAFTAR PUSTAKA	xxiii
LAMPIRAN	xxvii
BIOGRAFI PENULIS	xliv

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1. Pathogenesis dari FBRI: langkah pembentukan <i>biofilm</i> pada permukaan polimer. (Eiff dkk., 2005).....	6
Gambar 2.2. Prinsip dasar lapisan antimicrobial: menolak mikroba dengan (a) <i>antifouling polymers</i> , (b) <i>charge</i> , dan (c) <i>ultrahydrophobic surface</i> ; membunuh mikroba dengan (d) melepaskan <i>biocides</i> dan (e) <i>antimicrobial polymers</i> . (Tiller, 2006).....	9
Gambar 2.3. Mekanisme antibakteri dari logam. (a) Logam menyebabkan disfungsi protein, (b) menginisiasi produksi <i>reactive oxygen species</i> (ROS) dan penipisan antioksidan, (c) merusak fungsi membrane, (d) mengganggu serapan nutrisi, serta (e) bersifat <i>genotoxic</i> (agen racun yang merusak molekul DNA pada gen) (Lemire dkk., 2013).	10
Gambar 2. 4. Proses PVD Teknik (a dan b) deposisi <i>sputter</i> dalam lingkungan plasma dan (c) deposisi <i>sputter</i> dalam vakum dengan bantuan <i>ion gun</i> . (Mattox, 2010).....	13
Gambar 2.5. Hal yang terjadi pada permukaan yang bertumbukkan dengan partikel berenergi berukuran atom. (Mattox, 2010).....	14
Gambar 2.6. Skema pembentukan lapisan tipis pada permukaan: (a) migrasi dari atom pada permukaan substrat, (b) agregasi dari atom, (c) nukleasi untuk membentuk nanopartikel, (d) pertumbuhan nanopartikel, (e) penggabungan nanopartikel membentuk lapisan kontinyu (Asanithi dkk., 2012)	15
Gambar 2.7. Tipe dari <i>Interfacial regions</i> (Mattox, 2010).....	17
Gambar 2.8. Zona Inhibisi untuk <i>Pseudomonas aeruginosa</i> growth untuk “ <i>Anticoat Silver Coated Dressing</i> ” ditempatkan pada <i>agar diffusion test</i> . (Djokic, 2007).....	18
Gambar 3.1. Diagram Alir Penelitian.....	22

Gambar 3.2. Stainless steel 316L dengan tebal 3mm dan sisi 1cm	22
Gambar 3.3. Target perak (kemurnian 99,99%)	23
Gambar 3.4. <i>PVD RF Sputtering chamber</i>	24
Gambar 3.5. Mesin uji SEM-EDX	24
Gambar 3.6. Mesin uji AFM	25
Gambar 3.7. Mesin uji indentasi Rockwell C.....	25
Gambar 3.8. Mesin uji XRD.....	26
Gambar 3.9. Kegagalan pada substrat yang diindentasi (P&P, 2012).....	29
Gambar 3.10. Pengujian antimikroba pada lapisan yang mengandung Ag dengan aktivasi NaClO (Ferreri dkk., 2015)....	31
Gambar 4.1. Morfologi permukaan serta ukuran partikel yang terdeposit pada substrat dengan SEM perbesaran 40.000X; (a) deposisi selama 10 menit, (b) deposisi selama 15 menit, (c) deposisi selama 20 menit.	35
Gambar 4.2. Pengaruh waktu deposisi terhadap <i>Ag content</i> (wt%)	36
Gambar 4.3. Kekasaran permukaan pada waktu deposisi (a) 10 menit (b) 15 menit (c) 20 menit.....	37
Gambar 4.4. Grafik nilai kekasaran terhadap waktu deposisi	38
Gambar 4.5. Morfologi permukaan serta ukuran partikel pada permukaan substrat dengan SEM perbesaran 40.000X; (a) tekanan gas argon 3.0, (b) 4.0, (c) 5.0×10^{-2} mbar	41
Gambar 4.6. Pengaruh tekanan gas argon terhadap <i>Ag content</i> (wt%)	42
Gambar 4.7. Kekasaran permukaan dari tekanan gas argon sebesar (a) 3×10^{-2} , (b) 4×10^{-2} , dan (c) 5×10^{-2} mbar.....	43
Gambar 4.8. Grafik nilai kekasaran terhadap tekanan gas argon.	44
Gambar 4.9. Zona inhibisi pada medium agar dengan bakteri <i>E. coli</i> dari sampel (ss) substrat SS 316 L (a) P: 3×10^{-2} mbar; t: 10 min, (b) P: 3×10^{-2} mbar; t: 15 min, (c) P: 3×10^{-2} mbar; t: 20	

min, (d) P: 4×10^{-2} mbar; t: 15 min, (e) P: 5×10^{-2} mbar; t: 15 min.....	46
Gambar 4.10. Hasil jarak inhibisi rata-rata dari masing masing spesimen yang diuji pada medium agar dengan bakteri E. coli...	48
Gambar 4.11. Hasil Identifikasi Fasa dari XRD Ag+NaClO menggunakan software Match!	50
Gambar 4.12. Hasil dari indentasi seluruh sampel (a) P: 3×10^{-2} mbar; t: 10 min, (b) P: 3×10^{-2} mbar; t: 15 min, (c) P: 3×10^{-2} mbar; t: 20 min, (d) P: 4×10^{-2} mbar; t: 15 min, (e) P: 5×10^{-2} mbar; t: 15 min.	51

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

DAFTAR TABEL

Tabel 3.1. Rancangan Penelitian	27
Tabel 4.1. Kekasaran permukaan dari waktu deposisi	38
Tabel 4.2. Kekasaran permukaan dari tekanan gas argon	44
Tabel 4.3. Jarak inhibisi rata-rata dari masing- masing spesimen yang diuji pada medium agar dengan bakteri E. coli.	47
Tabel 4.4. Hasil EDX dari seluruh sampel <i>silver thin film</i>	49

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB I

PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Implantasi benda asing didalam tubuh telah banyak diaplikasikan pada bidang medis. Namun, perangkat medis memiliki resiko yang berhubungan dengan infeksi oleh bakteri dan jamur. *Foreign body-related infections* (FBRIs), secara signifikan meningkatkan masalah infeksi yang didapat ketika penderita dirawat di rumah sakit (*nosocomial infection*). Berbagai mikroorganisme dapat bertindak sebagai *pathogen* pada FBRIs. Kemampuannya untuk menempel pada permukaan material dan membentuk *biofilm* yang disebabkan oleh pertumbuhan bakteri pada permukaan menginisiasi infeksi di dalam tubuh (Eiff dkk., 2005).

Dalam operasi *orthopedic implant*, infeksi pada implan pasca operasi sangat berdampak buruk pada pasien. Hal ini disebabkan oleh sulitnya memusnahkan *biofilm* pada implan yang telah terpasang (Khan dkk., 2008). *Eschericia coli* adalah salah satu bakteri yang umumnya menyebabkan infeksi pada *orthopedic implant*. Bakteri *E. coli* mempunyai kemampuan pembentukan *biofilm* pada permukaan implan. (Crémet dkk., 2011). Salah satu pengobatan yang dapat dilakukan adalah dengan penggunaan antibiotik, hingga operasi ulang mengganti alat yang terinfeksi. Akan tetapi ketika *biofilm* telah terbentuk, penggunaan antibiotik tak banyak berdampak sehingga operasi ulang harus dilakukan dan menambah rasa sakit pasien (Eiff dkk., 2005).

Riset mengenai pembuatan implan, kateter, maupun penutup luka telah banyak dilakukan untuk menekan terjadinya infeksi. Hal ini disebabkan oleh banyaknya infeksi yang terjadi pada daerah tersebut (Chatzinikolaou dkk., 2003). Berbagai strategi telah banyak dilakukan untuk memperkecil kemungkinan terjadinya infeksi dalam penggunaan alat medis, akan tetapi modifikasi dari sifat permukaan sebagai aplikasi pelapisan



antimikrobal terus berkembang untuk mencegah perkembangan dan adhesi bakteri pada permukaan. (Paladini dkk., 2015).

Kemampuan medis perak (Ag) sebagai aplikasi antimikroba telah diketahui selama lebih dari 2,000 tahun. Sejak abad 19, senyawa berbahan dasar perak (Ag) telah banyak digunakan dalam berbagai aplikasi antimikroba. Salah satu pengembangan perak (Ag) pada ukuran nano banyak digunakan sebagai agen antimikroba (Prabhu & Poulouse, 2012). Partikel antimikrobal dalam ukuran nano dapat didepositkan langsung maupun diaplikasikan pada pelapisan polimer. Perak dalam ukuran nano adalah riset yang terus berkembang karena memiliki sifat antimikroba yang unik (Paladini dkk., 2015).

Akan tetapi, riset mengenai aktivitas antimikroba dari *silver* yang dideposit pada permukaan menggunakan *Radio Frequency (RF) Sputtering* belum banyak dilakukan. Untuk aplikasi dalam tubuh, alat yang dilapisi *silver* akan lebih aman karena lapisan *silver oxide* pada permukaan yang akan terbentuk secara natural dan menginisiasi sifat antimikroba dengan cara melepas ion Ag^+ sebagai ion aktif yang membunuh bakteri (Djokic, 2007). Pada riset ini dilakukan deposit perak pada permukaan substrat SS 316 L dengan metode PVD *RF Sputtering*. Teknologi pelapisan ini menghasilkan lapisan *silver* murni dengan tingkat kehalusan tinggi, kemudian dilakukan pengujian untuk mengetahui pengaruh parameter proses terhadap morfologi, sifat mekanik, dan sifat antimikroba dari *silver thin film*

1.2. Rumusan Masalah

Rumusan masalah dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Bagaimana pengaruh parameter proses waktu deposisi pada PVD *RF Sputtering* terhadap morfologi, sifat mekanik dan sifat antimikroba dari *silver thin film coating*.
2. Bagaimana pengaruh parameter proses tekanan gas argon (Ar) pada PVD *RF Sputtering* terhadap



morfologi, sifat mekanik, dan sifat antimikroba dari *silver 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 diasumsikan sama pada tiap proses deposisi.
3. Temperatur pada saat proses berlangsung dianggap sama.
4. Perubahan tegangan DC-BIAS pada saat proses deposisi diabaikan.

1.4. Tujuan

Tujuan dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Menganalisis pengaruh parameter proses waktu deposisi pada PVD *RF Sputtering* terhadap morfologi, sifat mekanik dan sifat antimicrobial dari *silver thin film coating*.
2. Menganalisis pengaruh parameter proses tekanan gas argon (Ar) pada PVD *RF Sputtering* terhadap morfologi, sifat mekanik, dan sifat antimicrobial dari *silver thin film coating*.

1.5. Manfaat

Dengan mengetahui sifat dari *silver thin film antimicrobial coating*, riset ini dapat mendukung aplikasi pelapisan *silver* dengan PVD *RF Sputtering* sebagai *antimicrobial coating*. Riset ini dapat menjadi dasar untuk pengembangan aplikasi *antimicrobial coating* yang lebih aman dan sesuai untuk digunakan pada penggunaan implan dengan sifat mekanik yang baik.



(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB II

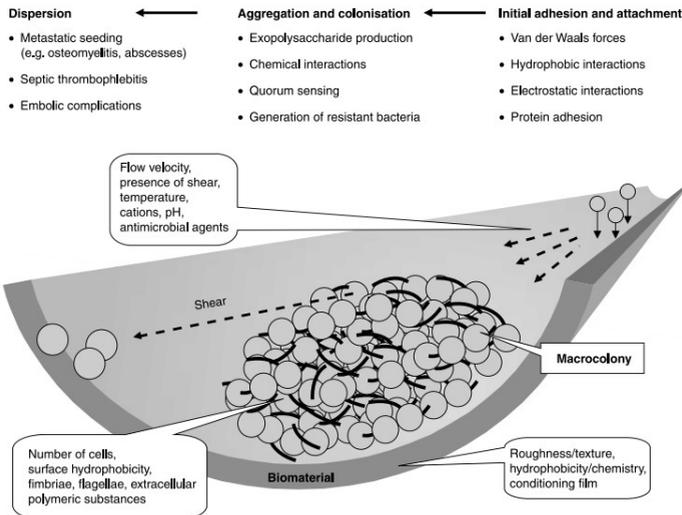
TINJAUAN PUSTAKA

2.1. Infeksi pada Alat Kesehatan

Perangkat medis memiliki resiko yang berhubungan dengan infeksi oleh bakteri dan jamur. *Foreign body-related infections* (FBRIs), secara signifikan meningkatkan masalah infeksi yang didapat ketika penderita dirawat di rumah sakit (*nosocomial infection*).

Berbagai mikroorganisme dapat bertindak sebagai pathogen pada FBRIs. Kemampuannya untuk menempel pada permukaan material dan membentuk *biofilm* adalah fitur yang terpenting dalam *pathogenicity*. Biofilm ini menjadi tolok ukur dari ketidak mampuan suatu material dalam membunuh mikroorganisme yang berada pada implan yang terpasang. Walaupun pemasangan implan sesuai dengan standar medis yang ada, mikroorganisme yang tumbuh pada permukaan saat aktivitas pada *in vitro* tak terhindarkan.

Pembentukan biofilm dapat terjadi pada setiap permukaan yang tidak memiliki sifat antimikroba. Baja tahan karat tipe 316 L merupakan salah satu material implan yang dapat menginisiasi FBRIs. Mekanisme adhesi dan pertumbuhan bakteri hingga terbentuknya biofilm dapat dilihat pada Gambar 2.1.



Gambar 2.1. Pathogenesis dari FBRIs: langkah pembentukan *biofilm* pada permukaan polimer. (Eiff dkk., 2005)

2.2. Material Logam Antimikroba

Logam tertentu memenuhi fungsi sel yang tidak dapat dipenuhi oleh molekul organik, dan logam tertentu diperlukan untuk biokimia kehidupan di semua organisme. Beberapa ion logam sangat penting untuk struktur membran sel dan DNA. Walau demikian, logam penting tersebut dapat mematikan sel jika berlebih. Selain itu, logam non-esensial tertentu seperti perak (Ag), merkuri (Hg) dan telurium (Te) sangat beracun bagi sebagian besar bakteri dan memiliki aktivitas anti mikroba pada konsentrasi sangat rendah.

Karena toksisitas ampuh untuk bakteri dan ragi, logam tertentu telah digunakan sebagai agen anti mikroba 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*.

Penerapan logam antimikroba juga telah berjasa di bidang pertanian. Sekitar tahun 1880, ahli mikologi Perancis Pierre-Marie-Alexis Millardet menemukan bahwa campuran Bordeaux, yang merupakan perpaduan tembaga sulfat (CuSO_4) dan kapur mati ($\text{Ca}(\text{OH})_2$), dapat digunakan untuk mencegah pertumbuhan jamur *downy mildew* pada anggur. Campuran *fungistatic* ini juga digunakan untuk mengelola penyakit tanaman dan memiliki dampak ekonomi yang sangat besar pada produksi tanaman. Campuran ini tetap digunakan pada dunia pertanian hingga hari ini, terutama di negara-negara berkembang (Lemire dkk., 2013).

Perak telah digunakan di *orthopaedic surgery* sejak *Middle Ages* 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 aktivitas mikroba pada jaringan sehingga semakin kecil aktivitas 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).

Studi telah menunjukkan bahwa *silver* terbukti dapat mengontrol infeksi dan mengurangi adhesi bakteri dan kolonisasi



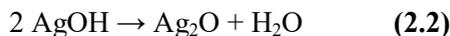
pada permukaan luka, kateter, *external fixation pins*, semen tulang, dan sekaligus menghambat pembentukan biofilm. Ion Ag^+ bebas yang terlepas pada *coating* memiliki sifat antimicrobial yang baik pada banyak mikroba. (Lansdown, 2006).

Silver ion dan *silver compound* memiliki aktivitas 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. (Paladini dkk., 2015).

Akan tetapi pada lapisan *silver* untuk melepaskan *silver ion* dengan optimum dibutuhkan aktivasi dengan oksidator, contohnya sodium hipoklorit (NaClO) (Ferreri dkk., 2015). Reaksi yang terjadi pada *silver* dengan NaClO ditunjukkan pada **Persamaan 2.1**.



Karena perbedaan afinitas yang tinggi antara *silver* dan larutan klorida bersamaan dengan entalpi pembentukan AgCl yang lebih negatif daripada Ag_2O dapat dipastikan bahwa reaksi ini akan membentuk mayoritas *silver chloride* (AgCl). Akan tetapi menurut hipotesa dari Ferreri dkk., lapisan tersebut dapat terbentuk AgOH pada permukaannya ketika berkontak dengan larutan hipoklorit. AgOH tidak stabil pada temperature kamar dimana entalpi pembentukannya mendekati AgCl . Sehingga skema pembentukan *silver oxide* terbentuk oleh *silver hydroxide* ditunjukkan pada **Persamaan 2.2**.



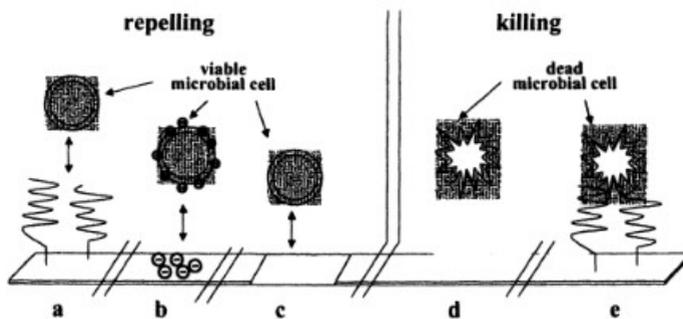
Peningkatan *silver oxide* ini sangat berperan penting pada sifat antimikroba karena dapat membentuk *silver ion* atau Ag^+ yang berperan dalam membunuh bakteri. Hal tersebut ditunjukkan pada **Persamaan 2.3**.

BAB II TINJAUAN PUSTAKA



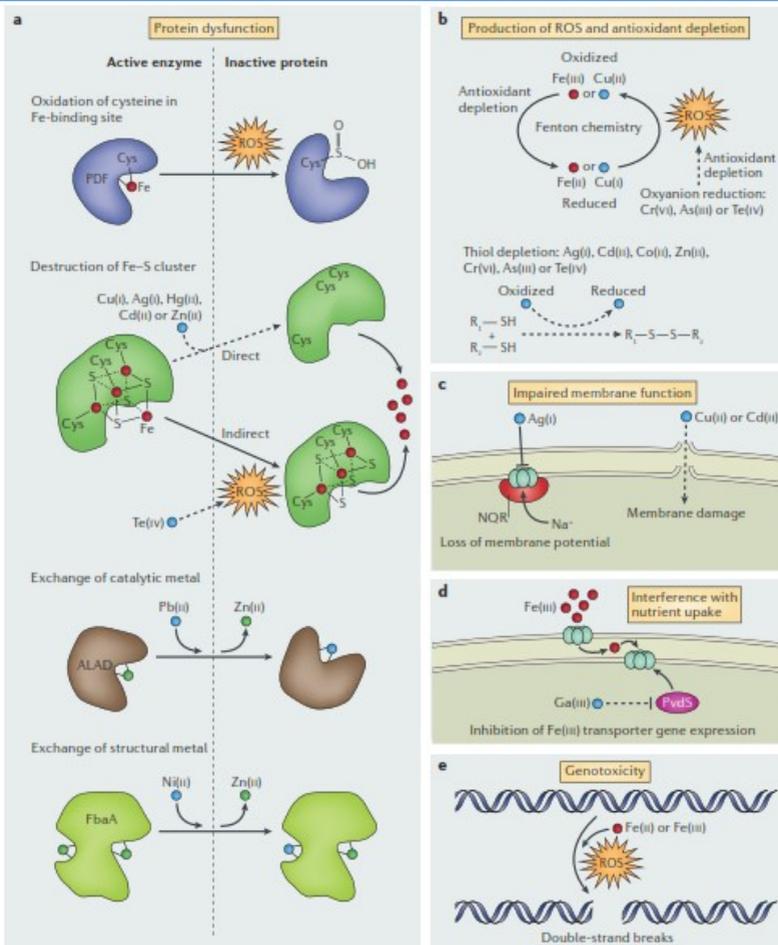
2.3. Lapisan Antimikroba

Aktivitas antimikroba pada material memiliki beberapa prinsip dasar secara umum. Material dapat menghalau mikroba untuk tumbuh pada permukaannya bahkan membunuhnya, sehingga mekanisme tersebut sangat menarik untuk diteliti. Permukaan yang memiliki sifat antimikroba umumnya berbentuk lapisan di atas substrat dan berdasarkan pada 3 prinsip, yaitu *microbe repelling*, *biocide releasing*, dan *contact-activity*. Gambar 2.2. merupakan prinsip dasar dari mekanisme sifat antimikroba.



Gambar 2.2. Prinsip dasar lapisan antimicrobial: menolak mikroba dengan (a) *antifouling polymers*, (b) *charge*, dan (c) *ultrahydrophobic surface*; membunuh mikroba dengan (d) melepaskan *biocides* dan (e) *antimicrobial polymers*. (Tiller, 2006)

Gambar 2.3. menjelaskan mekanisme-mekanisme yang mungkin terjadi pada interaksi beberapa material logam terhadap mikroba sehingga memiliki sifat antimikroba.



Gambar 2.3. Mekanisme antibakteri dari logam. (a) Logam menyebabkan disfungsi protein, (b) menginisiasi produksi *reactive oxygen species* (ROS) dan penipisan antioksidan, (c) merusak fungsi membrane, (d) mengganggu serapan nutrisi, serta (e) bersifat *genotoxic* (agen racun yang merusak molekul DNA pada gen) (Lemire dkk., 2013).



Mekanisme sifat antibakteri pada logam tertentu memiliki efek yang berbeda terhadap bakteri. Mekanisme pembunuhan bakteri yang terjadi pada logam tertentu akan berbeda dengan mekanisme logam lainnya. Mekanisme unik dari logam antibakteri antara lain dapat menyebabkan disfungsi protein, memproduksi *reactive oxygen species* (ROS) serta menipiskan antioksidan, merusak membran, mengganggu penyerapan nutrisi, serta merusak gen dari bakteri.

Adhesi mikroba pada permukaan adalah mekanisme yang kompleks, melibatkan interaksi yang tidak spesifik seperti elektrostatik, gaya tarik hidrofilik dan hidrofobik, serta ikatan hidrogen, atau spesifik seperti *protein receptors* contohnya untuk kolagen, polisakarida atau target jaringan protein (Tiller, 2006). Pada *silver ion*, aktivitas antibakteri ditunjukkan pada Gambar 2.3.(c) dimana *silver ion* melemahkan fungsi membran dari bakteri. *Silver ion* tersebut berinteraksi dengan protein yang mengandung sulfur pada membran bakteri yang menginisiasi rusaknya membran sel dari bakteri. Adapun mekanisme ini sesuai pada Gambar 2.3.(d) dimana permukaan melepas *biocides* (*silver ion* yang merusak membran) dan membunuh bakteri yang ada disekitar permukaan. (Reidy dkk., 2013).

2.4. Biomaterial pada Orthopaedic Implant

Secara umum, biomaterial yang digunakan pada alat medis dibagi menjadi 2 bagian secara umum yaitu logam dan non-logam. Penggunaan logam sebagai *orthopedic implant* telah diaplikasikan sejak abad ke-17. Pada abad ke-18 implan sekrup berbahan logam digunakan untuk pertama kalinya. Logam biomaterial memiliki aplikasi utama pada system yang membutuhkan ketahanan beban tinggi seperti *hip* dan *knee prosthesis* serta untuk memperbaiki patah tulang eksternal maupun internal. Material yang umum digunakan antara lain SS 316 L, titanium dan paduan titanium, paduan kobalt. Sedangkan non-logam terdiri diantara polimer, keramik, dan komposit (González, 2009).



Biomedical safety dan *biomechanical compatibility* adalah dua sifat utama yang harus dimiliki pada implan. Implan yang tidak biokompatibel dapat menyebabkan peradangan, rasa sakit hingga kegagalan pada implan logam. Pelepasan logam dari implan kedalam cairan tubuh dapat terjadi dengan berbagai macam mekanisme seperti korosi, aus, dan korosi lain yang dipercepat oleh tegangan pada implan. Hal ini dapat menyebabkan efek racun pada tubuh (Martinesi dkk., 2007).

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. Stainless steels 316L merupakan jenis *low carbon* dengan komposisi kimia $C \leq 0,030\%$, $\leq 1,0\%$ Si, $\leq 2,0\%$ Mn, $0,045\% P \leq$, $\leq S 0,030\%$, $12,0-15,0\%$ Ni, $16,0- 18,0\%$ Cr, dan $2,0-3,0\%$ Mn (ASTM F138, F139). Jenis logam paduan lainnya adalah CoCr alloy terdiri atas kobalt (65%) dan chromium (30%) dengan unsur karbon dalam jumlah kecil akan tetapi sangat keras, kaku, kuat dan ketahanan terhadap korosi sangat baik (Sutowo dkk., 2014). Ketahanan korosi dari SS 316 L 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 didalam tubuh. (Martinesi dkk., 2007).

Stainless steel tipe 316 L banyak digunakan karena karena keunggulannya pada ketahanan korosi, sifat fisik, sifat mekanik, dan permukaan yang mudah dibersihkan. Komposisi kimia dari *stainless steel* tipe 316 L 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

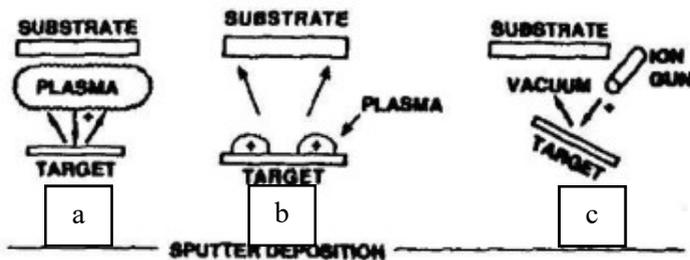
BAB II TINJAUAN PUSTAKA



bersifat non magnetik. (Sutowo dkk., 2014). Akan tetapi SS 316 L tidak memiliki sifat antimikroba sehingga kemungkinan terjadinya infeksi semakin tinggi. Ferreri dkk., adalah salah satu peneliti yang mencoba melapisi SS 316 L agar memiliki sifat antimikroba pada permukaannya untuk mencegah FBRIs.

2.5. *Physical Vapor Deposition*

Proses *Physical Vapor Deposition* (PVD) yang sering dikenal sebagai proses pembuatan film tipis adalah proses deposisi atomic material yang dievaporasi dari sumber padat atau cair dalam bentuk atom atau molekul, kemudian ditransportasikan dalam bentuk uap melalui ruang vakum dalam gas bertekanan rendah (plasma) ke substrat. Proses ini dapat digunakan untuk mendeposisikan film atau elemen dan juga paduan. Dalam proses deposisi yang reaktif, komposisi material dapat dibentuk melalui reaksi deposisi material dengan gas yang disesuaikan dengan lingkungan, contohnya hidrogen, argon, dan nitrogen. Berikut adalah proses deposisi jenis *sputter* ditunjukkan pada Gambar 2.4.

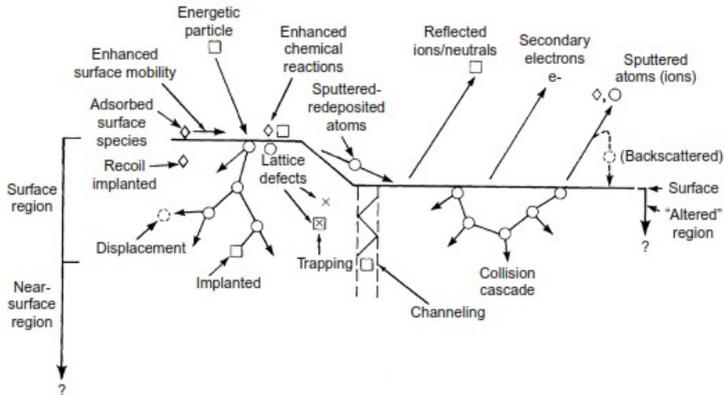


Gambar 2. 4. Proses PVD Teknik (a dan b) deposisi *sputter* dalam lingkungan plasma dan (c) deposisi *sputter* dalam vakum dengan bantuan *ion gun*. (Mattox, 2010)

Permukaan target ditumbukkan dengan partikel berenergi sehingga menginisiasi *sputtered atom*. Atom tersebut terdeposit



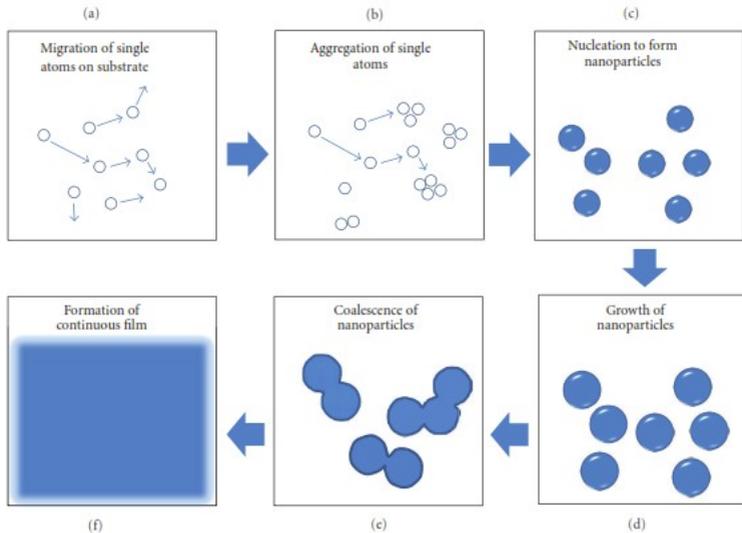
pada substrat. Mekanisme tumbukkan ditunjukkan pada Gambar 2.5.



Gambar 2.5. Hal yang terjadi pada permukaan yang bertumbukkan dengan partikel berenergi berukuran atom. (Mattox, 2010).

Deposisi lapisan tipis tersebut dibatasi oleh pergerakan melokul yang terjadi pada gas yang ada dalam kondisi vakum. Salah satu yang memiliki dampaknya adalah lintasan bebas rata-rata dari molekul gas (*mean free path*). Lintasan bebas rata-rata adalah jarak tempuh rata-rata dari molekul gas yang bertumbukkan dan sebanding dengan T/P dimana P adalah tekanan yang menunjukkan dimana semakin tinggi tekanan maka akan semakin pendek lintasan bebas rata-rata dari molekul gas (Mattox, 2010).

Adapun skema pembentukan dari thin film ditunjukkan pada Gambar 2.6. dimana atom terdeposisi pada permukaan substrate dan menggumpal saling berikatan membentuk nanopartikel hingga terbentuk lapisan film tipis yang kontinyu



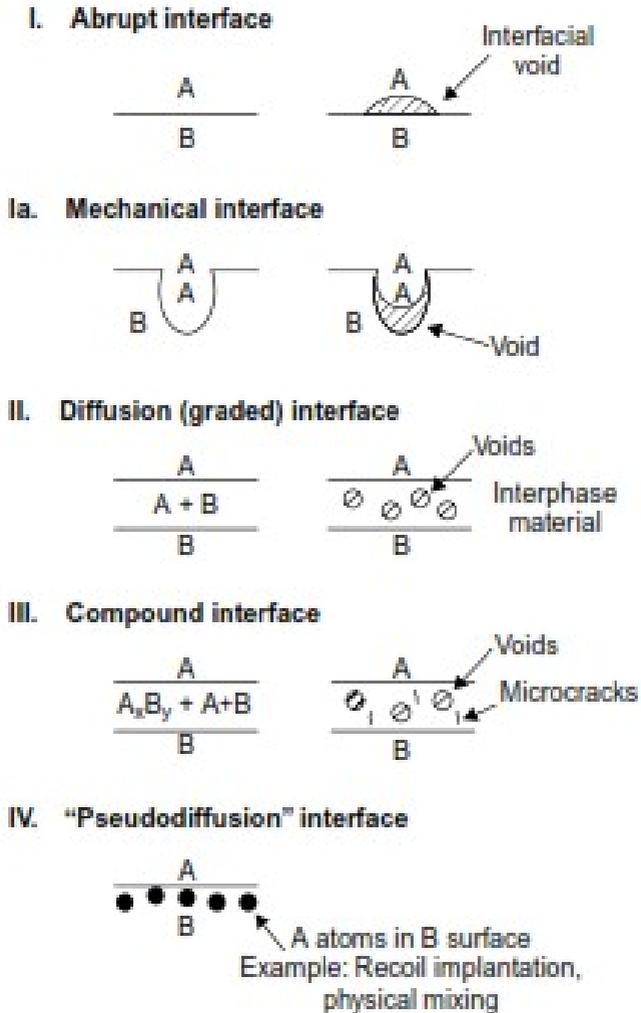
Gambar 2.6. Skema pembentukan lapisan tipis pada permukaan: (a) migrasi dari atom pada permukaan substrat, (b) agregasi dari atom, (c) nukleasi untuk membentuk nanopartikel, (d) pertumbuhan nanopartikel, (e) penggabungan nanopartikel membentuk lapisan kontinu (Asanithi dkk., 2012)

Pada permukaan substrat dengan lapisan, *thin film* yang terdeposisi dapat terdifusi dan membentuk daerah antarmuka (*interfacial*). Material pada daerah tersebut dikatakan sebagai material antarmuka dan memiliki peran penting dalam adhesi. Daerah antarmuka memiliki beberapa mekanisme pembentukan, yaitu secara tiba-tiba (*abrupt*), difusi, terbentuknya senyawa, pseudodifusi, *interlocking* secara reaktif serta campuran dari beberapa mekanisme tersebut.

Antarmuka tiba-tiba (*abrupt interface*) ditandai dengan jarak atom yang dimiliki antara film dan substrat. Ini terbentuk karena reaksi kimia yang lemah (tidak terjadinya difusi pada



permukaan) antara film dan substrat. Akan tetapi pada permukaan yang kasar akan terjadi ikatan antarmuka secara mekanik (*mechanical interlocking interface*) dimana kekasaran permukaan terisi oleh material film sehingga memberikan *interlocking* secara mekanik. Difusi ditandai dengan perubahan yang signifikan pada komposisi di daerah antarmuka membentuk difusi antara film dengan substrat. Senyawa ditandai dengan terjadinya reaksi pembentukan senyawa antara film dan substrat. Pseudodifusi terjadi dimana satu bahan yang terdifusi pada permukaan diendapkan pada bahan lainnya. Ikatan reaktif (*reactive interlocking*) ditunjukkan dengan penggunaan unsur reaktif seperti oksigen, nitrogen, atau karbon untuk membentuk daerah antarmuka. Mekanisme tersebut ditunjukkan pada Gambar 2.7.



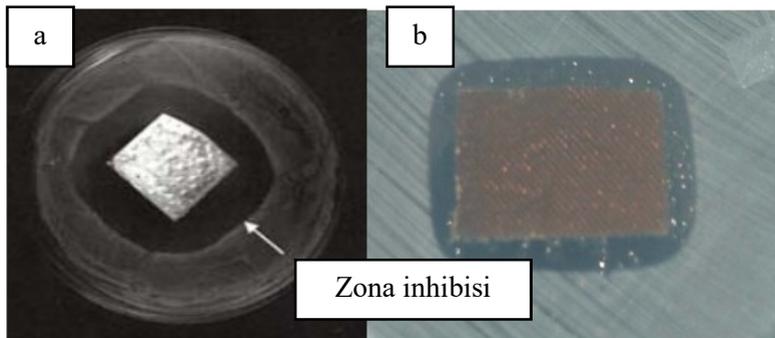
Gambar 2.7. Tipe dari *Interfacial regions* (Mattox, 2010)



2.6. 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 lainnya umum dilakukan untuk mengetahui sifat antimikroba 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 antimicrobial dilihat dari zona inhibisi yang terjadi pada pengujian. Contoh dari zona inhibisi yang dihasilkan dari lapisan antimikroba pada lingkungan bakteri terdapat pada Gambar 2.8.



Gambar 2.8. Zona Inhibisi untuk *Pseudomonas aeruginosa* growth untuk “*Anticoat Silver Coated Dressing*” ditempatkan pada *agar diffusion test*. (Djokic, 2007)



2.7. *State of the Art*

Teknologi implantasi benda asing kedalam tubuh merupakan riset yang terus berkembang pada bidang medis. Namun, perangkat medis memiliki resiko yang berhubungan dengan infeksi oleh bakteri dan jamur. *Foreign body-related infections* (FBRIs), secara signifikan meningkatkan masalah infeksi yang didapat ketika penderita dirawat di rumah sakit (*nosocomial infection*). Berbagai mikroorganisme dapat bertindak sebagai *pathogen* pada FBRIs. Kemampuannya untuk menempel pada permukaan material dan membentuk biofilm adalah fitur yang terpenting dalam *pathogenicity*. Biofilm ini menjadi tolok ukur dari ketidak mampuan suatu material dalam membunuh mikroorganisme yang berada pada implan yang terpasang. Walaupun pemasangan implan telah sesuai dengan standar medis yang ada, mikroorganisme yang tumbuh pada permukaan saat aktivitas pada in vitro tidak dapat dihindari (Eiff dkk., 2005).

Riset mengenai pembuatan implan, kateter, maupun penutup luka telah banyak dilakukan untuk menekan terjadinya infeksi. Hal ini disebabkan oleh banyaknya infeksi yang terjadi pada daerah tersebut (Chatzinikolaou dkk., 2003). Berbagai strategi telah banyak dilakukan untuk memperkecil kemungkinan terjadinya infeksi dalam penggunaan alat medis, akan tetapi modifikasi dari sifat permukaan merupakan pengembangan aplikasi pelapisan antimikrobial yang terus berkembang untuk mencegah perkembangan dan adhesi bakteri (Paladini dkk., 2015).

Kemampuan medis perak (Ag) telah diketahui selama lebih dari 2,000 tahun. Sejak abad 19, senyawa berbahan dasar perak (Ag) telah banyak digunakan dalam berbagai aplikasi antimikrobial. Salah satu pengembangan perak (Ag) pada ukuran nano banyak digunakan sebagai agen antimikrobial (Prabhu & Poulouse, 2012). Partikel antimikrobial dalam ukuran nano dapat didepositkan langsung maupun diaplikasikan pada pelapisan polimer pada permukaan. Perak dalam ukuran nano adalah salah



satu teknologi material dan produk partikel nano karena memiliki sifat antibakteri yang unik (Paladini dkk., 2015).

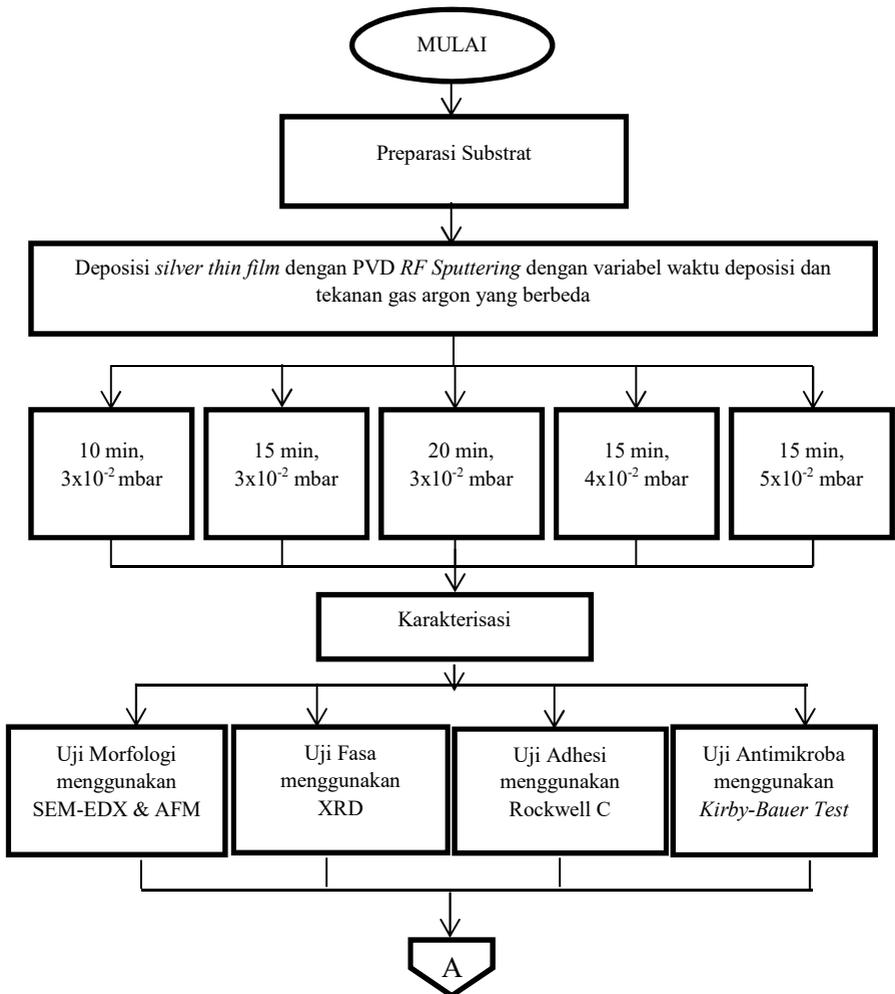
Riset sebelumnya telah menunjukkan bahwa penambahan Ag dapat meningkatkan sifat antimicrobial dari *coating*. Penelitian Ewald dkk. (2006) dan Bai dkk. (2015) menunjukkan bahwa penambahan Ag pada *coating* Ag/Ti secara signifikan meningkatkan sifat antimicrobial dari implant dibandingkan dengan Ti murni dengan menggunakan *Physical Vapor Deposition*. Adapun riset dari Ferreri dkk. (2015) membuat lapisan Ag-ZrCN dengan membandingkan penggunaan Ag 0% dengan 11% membuktikan dengan aktivasi NaClO, lapisan yang memiliki kandungan Ag 11% memiliki sifat antimikroba sedangkan Ag 0% tidak menunjukkan sifat antimikroba.

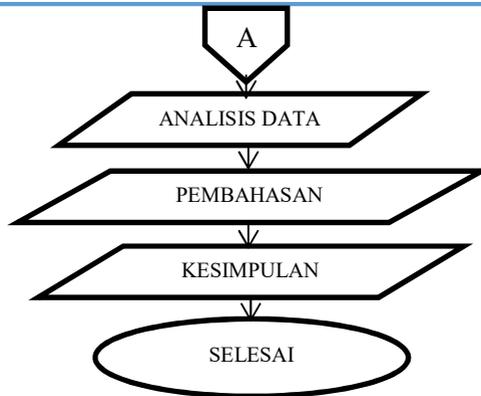
Untuk aplikasi dalam tubuh, alat yang terlapisi dengan *elemental silver* dapat lebih aman digunakan karena pembentukan *silver oxide* secara natural pada permukaan dan menginisiasi pelepasan ion Ag^+ sehingga memiliki sifat antimikroba. (Djokic, 2007). Dengan adanya sifat antimikroba pada permukaan, aplikasi implan dapat lebih aman dari infeksi yang terjadi akibat adhesi dari bakteri maupun jamur. Lapisan *silver* tersebut dapat mengurangi kemungkinan terjadinya FBRIs karena mencegah pembentukan *biofilm*. Pada riset ini, *silver thin film* didepositkan pada permukaan substrat dengan material yang umum digunakan dalam aplikasi implant yaitu baja tahan karat tipe 316L yang memiliki sifat ketahanan korosi, sifat fisik, serta sifat mekanik yang baik (Sutowo dkk., 2014). Dengan metode deposisi *Physical Vapor Deposition*, *silver thin film* dapat terdeposit dengan hasil permukaan yang halus dan dapat terdeposit pada permukaan substrat akibat difusi atom. Sifat dari *antimicrobial coating silver thin film* sangat penting untuk dianalisis karena dapat menjadi riset dasar untuk pengembangan lapisan antimikroba yang dapat diaplikasikan pada alat kesehatan.

BAB III METODOLOGI PENELITIAN

3.1. Diagram Alir

Diagram alir dari tahapan penelitian ditunjukkan pada Gambar 3.1.





Gambar 3.1. Diagram Alir Penelitian

3.2. Bahan dan Alat Penelitian

3.2.1. Bahan-bahan Penelitian

Bahan-bahan yang digunakan dalam penelitian ini antara lain:

1. *Stainless Steel* 316 L (s=10mm dan t=3mm, BATAN)

Stainless steel 316 L yang mulanya berbentuk plat dengan ketebalan 3 mm dipotong menjadi berukuran $\pm 1 \times 1$ cm ditunjukkan pada Gambar 3.2.



Gambar 3.2. Stainless steel 316L dengan tebal 3mm dan sisi 1cm



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

Gas argon sebagai gas inert yang membentuk ion Ar^+ untuk menumbuk target sehingga terjadinya proses *sputtering*

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

Pelat target dengan kandungan *silver* $\geq 99,99\%$ berbentuk lingkaran sebagai material yang akan dideposisi Gambar 3.3.



Gambar 3.3. Target perak (kemurnian 99,99%)

4. Kaca preparat

Kaca preparat yang difungsikan sebagai *sample holder* dari substrat agar terpasang pada saat proses PVD RF sputtering..

5. Kertas abrasif

Kertas abrasif dengan grade 80-2000, digunakan untuk menghaluskan permukaan sampel pada tahap preparasi substrat

6. *Metal polish*

Metal polish dengan merk AUTOSOL, digunakan untuk tahapan final dalam menghaluskan permukaan sampel pada preparasi substrat

7. Alkohol 70%

Alkohol digunakan untuk membersihkan sampel sebelum proses deposisi.



3.2.2. Alat Penelitian

Alat-alat yang digunakan dalam penelitian ini antara lain:

1. *Physical Vapor Deposition/RF Sputtering*

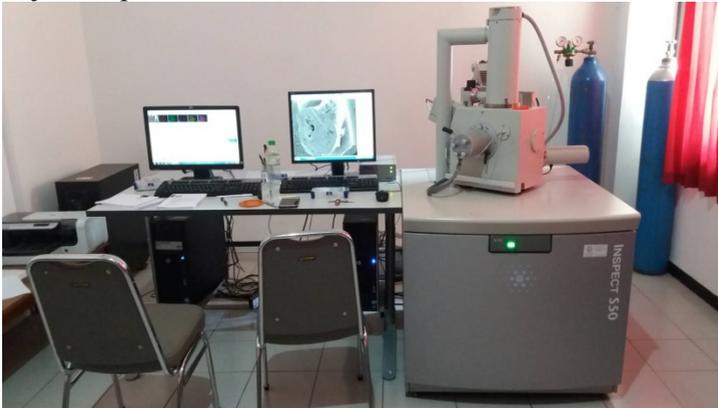
PVD RF Sputtering digunakan untuk fabrikasi lapisan dan ditunjukkan pada Gambar 3. 4.



Gambar 3.4. *PVD RF Sputtering chamber*

2. *SEM-EDX (Scanning Electron Microscopy-
Energy Dispersive –Ray)*

Alat uji SEM-EDX yang digunakan pada penelitian ini ditunjukkan pada Gambar 3.5.



Gambar 3.5. Mesin uji SEM-EDX



3. AFM (*Atomic Force Microscopy*)

Alat uji AFM yang digunakan pada penelitian ini ditunjukkan pada Gambar 3.6.



Gambar 3.6. Mesin uji AFM

4. Rockwell C *Indentation Test*

Alat uji indentasi Rockwell C yang digunakan pada penelitian ini ditunjukkan pada Gambar 3.7



Gambar 3.7. Mesin uji indentasi Rockwell C



5. XRD (*X-Ray Diffraction*)

Alat uji XRD yang digunakan pada penelitian ini ditunjukkan pada Gambar 3.8.



Gambar 3.8. Mesin uji XRD



3.3. Rancangan Penelitian

Tabel 3.1. Rancangan Penelitian

Proses Fabrikasi		Pengujian				
Waktu Deposisi (menit)	Tekanan gas argon (10^{-2} mbar)	Uji SEM	Uji XRD	Uji <i>Indentasi</i>	Uji AFM	Uji <i>Antimicrobial</i>
10	3	✓	✓	✓	✓	✓
15	3	✓		✓	✓	✓
15	4	✓		✓	✓	✓
15	5	✓		✓	✓	✓
20	3	✓		✓	✓	✓

3.4. Prosedur Pelaksanaan Penelitian

Berikut adalah prosedur pelaksanaan penelitian pelapisan *Silver coating* pada SS 316 L menggunakan metode *RF Sputtering* untuk aplikasi lapisan anti-mikrobia pada *medical devices*:

- Pengumpulan sumber (buku, jurnal, diktat, dll) sebagai acuan penelitian.
- Melakukan preparasi material substrat SS 316 L dengan meratakan permukaan menggunakan kertas abrasif (grade 80-2000) serta *polishing* dengan *metal polish*.
- Membersihkan substrat dan kaca preparat menggunakan ethanol.
- Menempelkan dan menyusun kaca preparat beserta substrat pada *sample holder* di *RF Sputtering*.
- Melakukan instalasi alat *RF Sputtering* dan memastikan seluruh katup udara tertutup agar dapat mencapai kondisi vakum.



- Melakukan *pre-vacuum* pada alat dan mengalirkan gas argon pada *chamber*.
- Mendeposisikan *Silver nano-coating* menggunakan *RF Sputtering* dengan variasi tekanan argon (3.0×10^{-2} , 4.0×10^{-2} , 5.0×10^{-2} mbar) dengan waktu konstan (15 menit), serta variasi waktu deposisi (10, 15, 20 menit) dengan tekanan argon konstan (3.0×10^{-2} mbar).
- Mengurangi tekanan secara perlahan pada *chamber* dengan membuka katup udara secukupnya.
- Mengambil sampel beserta kaca preparat serta disimpan pada kondisi kering dengan bantuan *silica gel* untuk menyerap kelembaban.
- Melakukan pengujian sampel secara *in vitro* untuk mengetahui sifat anti-mikrobial dari lapisan *Silver nano-coating* dengan menggunakan *agar diffusion test* bakteri gram negative *E. coli*.
- Melakukan pengujian sampel menggunakan SEM-EDX, AFM, dan *indentation test*.
- Menganalisis hasil pengujian serta mengambil kesimpulan

3.5. Pengujian

3.5.1. Scanning Electron Microscopy-E (SEM)

Pengujian SEM 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 dimensi $1 \times 1 \text{ cm}^2$ yang telah dilapisi dengan *silver thin film*. Sampel diamati pada permukaan untuk mengetahui morfologi partikel yang terdeposit pada permukaan sampel.

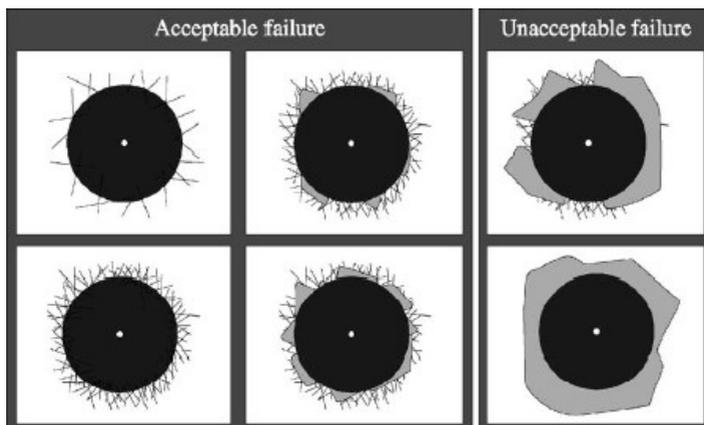


3.5.2. Atomic Force Microscopy (AFM)

Pengujian AFM dilakukan di Laboratorium Energi ITS dengan tujuan untuk mengidentifikasi pengaruh parameter proses terhadap kekasaran permukaan. Prinsip dari alat tersebut dengan menggunakan *scanning tip* yang digunakan untuk memindai topografi dari permukaan sampel. Tidak ada preparasi khusus, hanya permukaan yang bersih untuk sampel yang akan diidentifikasi dengan AFM.

3.5.3. Rockwell C Hardness Test

Pengujian Indentasi Rockwell C dilaksanakan pada Laboratorium Metalurgi Departemen Teknik Material dengan beban awal sebesar 100 kgf dan beban akhir indentasi sebesar 150 kgf. Adapun yang diidentifikasi dari hasil indentasi adalah hasil kualitatif setelah indentasi. Terjadinya delaminasi yang berlebihan menandakan lapisan tidak memiliki adhesi yang baik pada substrat. Berikut Gambar 3.9. adalah bentuk dari hasil delaminasi yang dapat diterima dan tidak berdasarkan standar dari P&P *thin film advanced technology*.



Gambar 3.9. Kegagalan pada substrat yang diindentasi (P&P, 2012)



3.5.4. X-Ray Diffraction (XRD)

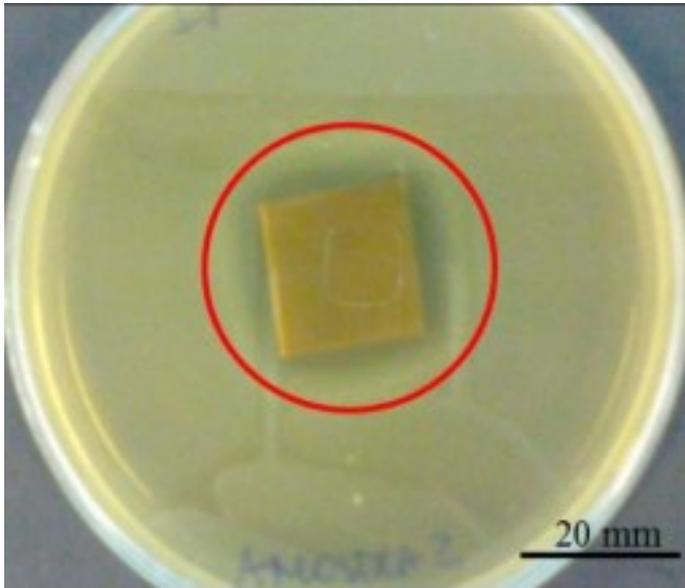
Pengujian XRD dilakukan di Laboratorium Karakterisasi Material Departemen Teknik Material FTI ITS. XRD merupakan salah satu metode pengujian untuk mengetahui fasa yang terbentuk dari material sampel. Data hasil dari XRD menghasilkan grafik intensitas dari X-ray yang dipantulkan dengan sudut difraksi tertentu. Setiap fasa material akan memiliki perbedaan intensitas yang membentuk peak pada sudut difraksi tertentu. Dengan menggunakan software Match!, hasil dari grafik tersebut akan dicocokkan dengan referensi (jurnal, standard, dll) terhadap fasa yang sesuai dengan pola difraksi yang terbentuk dalam bentuk grafik sehingga dapat diketahui fasa maupun senyawa yang terbentuk dari sampel. Pengujian XRD ini bertujuan untuk mengidentifikasi senyawa yang terbentuk pada lapisan ketika Ag murni diaktivasi dengan NaClO.

3.5.5. 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 thin film* yang telah diaktivasi dengan NaClO diletakkan dengan lapisan antimikroba menyentuh permukaan agar. Penggunaan NaClO adalah sebagai inisiasi pembentukan *silver oxide* untuk memperjelas aktivitas antimikroba. Pada penelitian Ferreri dkk., telah dibuktikan bahwa penggunaan NaClO meningkatkan aktivitas antimikroba. NaClO diketahui sebagai agen sterilisasi di banyak aplikasi seperti pemurnian air dan pembersihan luka. NaClO akan bertindak sebagai agen pengoksidasi yang menghasilkan *silver oxide* (Ferreri dkk., 2015). Bakteri akan dibiarkan berkembang selama 24 jam sehingga sifat antimikroba dapat terlihat. Sifat antimikroba akan ditunjukkan pada zona inhibisi dari bakteri *E. coli* yang tidak dapat berkembang disekitar permukaan lapisan antimikroba. Pengujian



ini berdasarkan standar metode *Kirby-Bauer Test*. Pada Gambar 3.10. menunjukkan zona inhibisi dari sifat antimikroba yang dihasilkan dari *Kirby Bauer Test*. Secara kuantitatif zona ini akan diukur jarak rata-rata untuk mengetahui perbedaan sifat antimikroba dari masing masing proses.



Gambar 3.10. Pengujian antimikroba pada lapisan yang mengandung Ag dengan aktivasi NaClO (Ferreri dkk., 2015)



(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB IV

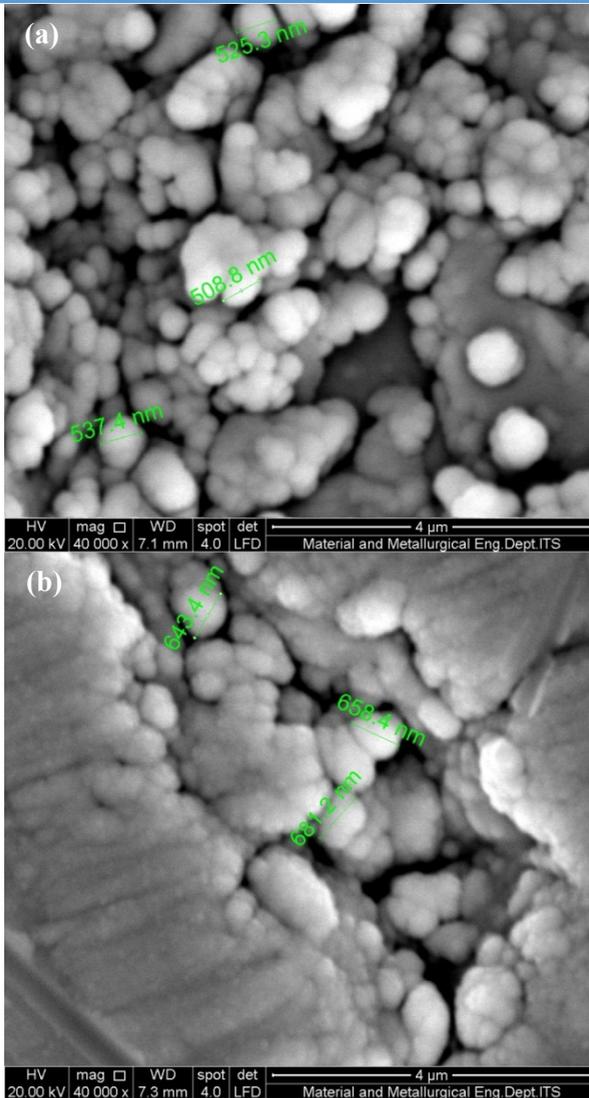
ANALISIS DATA DAN PEMBAHASAN

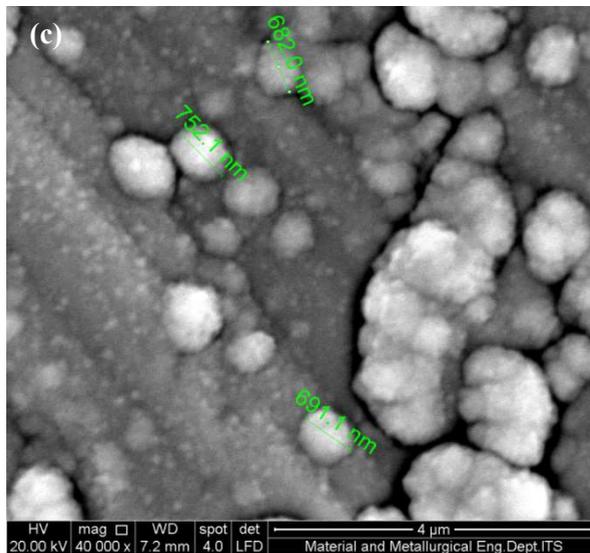
Sesuai dengan prosedur penelitian pada BAB III, maka diperoleh data-data sebagai berikut: morfologi permukaan sampel lapisan *silver thin film* dengan menggunakan SEM, jarak inhibisi sebagai parameter kemampuan antimikroba dengan menggunakan metode Kirby-Bauer Test pada medium agar dengan bakteri *E. coli*, kekasaran permukaan hasil lapisan AFM, serta kemampuan adhesi secara kualitatif dengan Hardness Rockwell.

4.1. Analisis Pengaruh Waktu Deposisi Terhadap Lapisan Antimikroba

4.1.1. Analisis Pengaruh Waktu Deposisi Terhadap Morfologi

Morfologi dari *silver thin film* dapat dipengaruhi oleh waktu dari proses deposisi PVD dimana semakin lama waktu proses deposisi maka akan semakin besar partikel yang terbentuk. Atom dari target tersebut terdepositasi pada permukaan substrat dan mengalami pertumbuhan hingga membentuk nukleasi partikel nano. Nukleasi tersebut menggumpal dan membentuk lapisan tipis pada permukaan substrat. Mekanisme tersebut diinisiasi oleh Asanithi dkk. (2012) dalam risetnya mengenai pertumbuhan partikel nano dari perak pada proses PVD (Asanithi dkk.,2012). Fabrikasi dilaksanakan dengan tekanan gas argon yang konstan sebesar 3×10^{-2} mbar. Morfologi dari *silver thin film* pada permukaan substrat SS 316 L diamati dengan menggunakan SEM dengan perbesaran 40.000X. Pada perbesaran tersebut terlihat partikel *silver* yang terdeposit pada substrat seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.1.





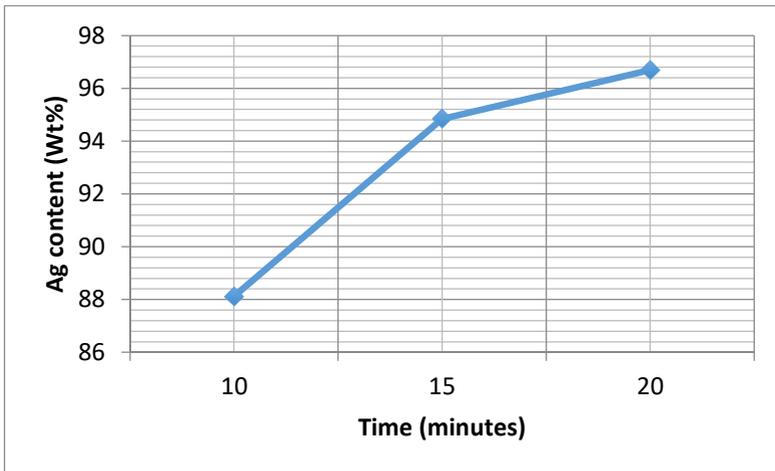
Gambar 4.1. Morfologi permukaan serta ukuran partikel yang terdeposit pada substrat dengan SEM perbesaran 40.000X; (a) deposisi selama 10 menit, (b) deposisi selama 15 menit, (c) deposisi selama 20 menit.

Pada Gambar 4.1. menunjukkan morfologi partikel yang terdeposit. Semakin lama proses deposisi PVD akan menyebabkan waktu proses penggumpalan dari atom Ag sehingga menghasilkan ukuran partikel yang lebih besar. Gambar 4.1.(a) menunjukkan hasil dari waktu deposisi selama 10 menit, ukuran partikel yang terbentuk rata-rata sebesar 523.87 ± 14.30 nm. Gambar 4.1.(b) menunjukkan hasil dari waktu deposisi selama 15 menit, ukuran partikel yang terbentuk rata-rata sebesar 661.00 ± 19.03 nm. Gambar 4.1.(c) menunjukkan hasil dari waktu deposisi selama 20 menit, ukuran partikel yang terbentuk rata-rata sebesar 708.40 ± 38.12 nm. Adapun secara kualitatif kita dapat melihat pembentukan lapisan tipis pada permukaan sampel menunjukkan semakin lama proses deposisi maka menghasilkan permukaan



yang lebih halus dan partikel yang telah tersusun membentuk lapisan tipis.

Sehingga pada hasil tersebut sesuai dengan teori pertumbuhan partikel oleh susunan atom yang terdeposit oleh *sputtering* (Asanithi dkk.,2012). Adapun hasil dari EDX yang menunjukkan kandungan Ag pada permukaan ditunjukkan pada Gambar 4.2.



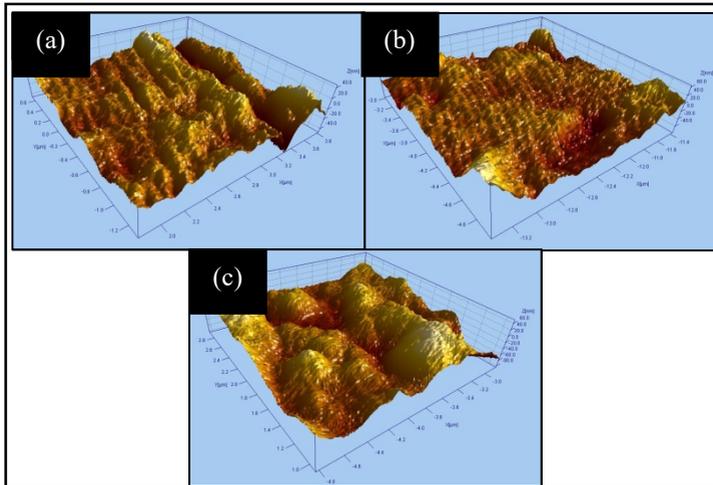
Gambar 4.2. Pengaruh waktu deposisi terhadap kandungan Ag (wt%)

Gambar 4.2. tersebut menunjukkan kecenderungan kenaikan kandungan Ag pada permukaan sampel dengan waktu deposisi yang lebih lama menggunakan analisis EDX. Kecenderungan kenaikan kandungan Ag tersebut menunjukkan bahwa semakin lama proses maka akan semakin banyak Ag yang terdeposit pada permukaan sampel. Hal ini sesuai dengan teori bahwa deposisi akan terus berlangsung seiring berjalannya waktu dan meningkatkan kandungan dari material target yang terdeposit (Mattox dkk., 2010).



4.1.2. Analisis Pengaruh Waktu Deposisi Terhadap Kekasaran Permukaan

Parameter waktu dari proses deposisi dapat menginisiasi perbedaan kekasaran dari permukaan lapisan. Hal ini dapat kita amati dengan menggunakan AFM. Hasil dari pengamatan AFM ditunjukkan pada Gambar 4.3.



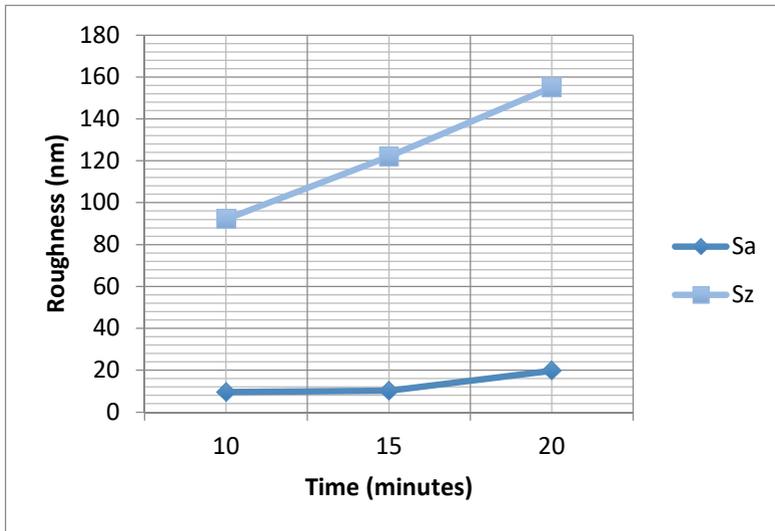
Gambar 4.3. Kekasaran permukaan pada waktu deposisi (a) 10 menit (b) 15 menit (c) 20 menit

Nilai dari kekasaran sampel ditunjukkan oleh nilai S_a yang sering disebut sebagai RMS (*Root Mean Square*) yang merupakan nilai rata-rata dari ketinggian atau *peak* yang membentuk kekasaran serta S_z sebagai ketinggian maksimum. Nilai tersebut ditunjukkan pada Tabel 4.1.

**Tabel 4.1.** Kekasaran permukaan dari waktu deposisi

Waktu Deposisi (menit)	Sa(nm)	Sz(nm)
10	9.55	92.1
15	10.22	122
20	19.8	155

Adapun grafik dari data kuantitatif kekasaran pada Tabel 4.1. dapat kita amati pada Gambar 4.4.

**Gambar 4.4.** Grafik nilai kekasaran terhadap waktu deposisi

Gambar 4.4. tersebut menunjukkan bahwa semakin lama proses deposisi akan meningkatkan kekasaran permukaan dari lapisan *silver thin film*. Peningkatan ini disebabkan oleh semakin lamanya proses deposisi yang dilakukan akan berpengaruh pada jumlah mikropartikel dari Ag yang terbentuk pada permukaan *silver thin film* (Kim & Joun, 2007). Mikropartikel tersebut yang terbentuk pada permukaan mempengaruhi kekasaran dari

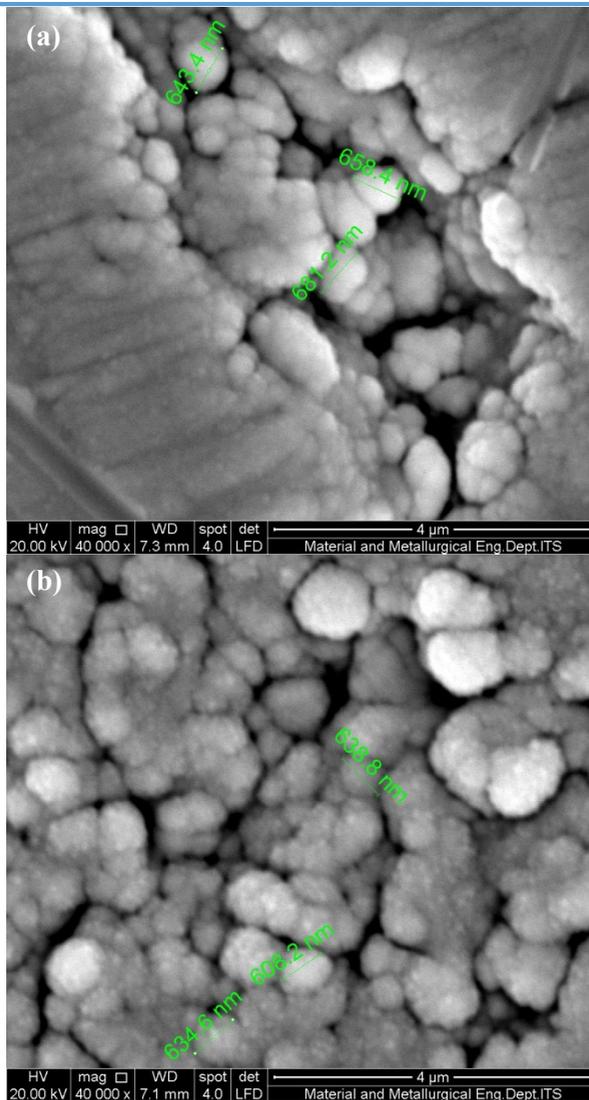


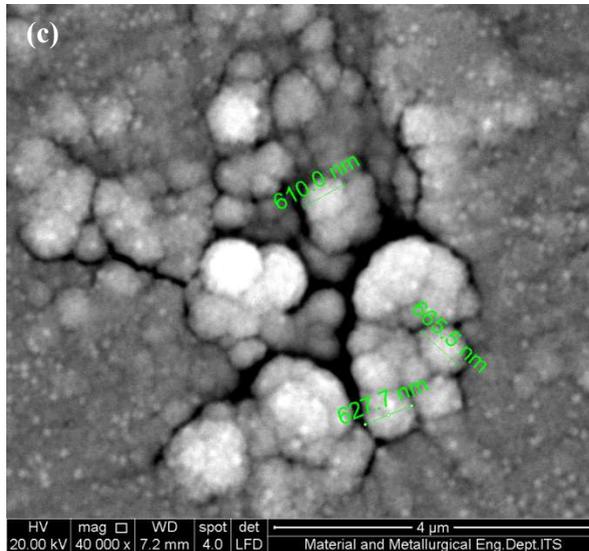
permukaan *silver thin film*. Hal tersebut didukung oleh mikropartikel yang dapat dilihat pada data SEM dimana waktu deposisi yang lebih lama mempengaruhi mikropartikel pada permukaan berukuran lebih besar. Hal tersebut didukung juga oleh data dari SEM dengan perbesaran 40.000X dimana partikel pada permukaan yang kasar akan lebih besar dibandingkan permukaan yang halus.

4.2. Analisis Pengaruh Tekanan Gas Argon Terhadap Lapisan Antimikroba

4.2.1. Analisis Pengaruh Tekanan Gas Argon Terhadap Morfologi

Morfologi permukaan dari lapisan tipis yang diperoleh dari proses *Physical Vapor Deposition* sangat dipengaruhi oleh tekanan gas argon. Salah satunya adalah topografi permukaan. Pada jurnal sebelumnya deposisi Cu oleh Craig dkk. (1981) menunjukkan bahwa semakin tinggi tekanan gas argon yang digunakan akan semakin besar partikel yang terbentuk serta akan semakin kasar permukaannya serta densitas akan semakin rendah (Craig dkk., 1981). Hal ini terjadi akibat partikel yang terbentuk oleh *sputtered atom* yang disebabkan oleh gas argon mempengaruhi ukuran partikel yang terdeposit. Deposisi dilakukan dengan waktu yang konstan selama 15 menit. Morfologi dari *silver thin film* pada permukaan substrat SS 316 L diamati dengan menggunakan SEM dengan perbesaran 40.000X. Pada perbesaran tersebut terlihat partikel Ag yang terdeposit pada substrat seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.5.





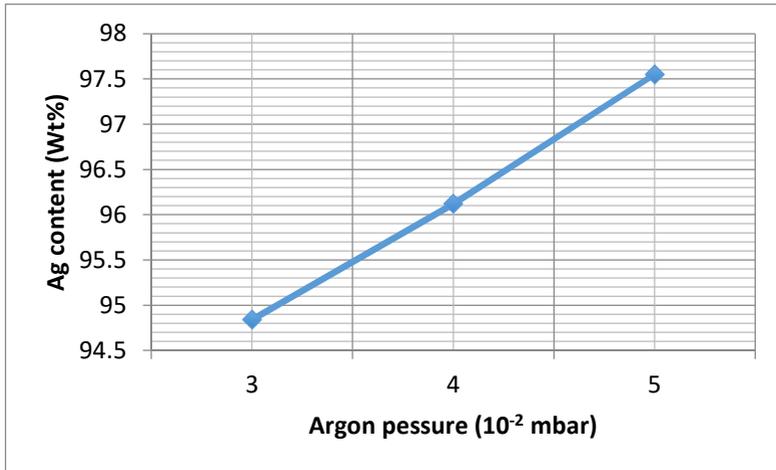
Gambar 4.5. Morfologi permukaan serta ukuran partikel pada permukaan substrat dengan SEM perbesaran 40.000X; (a) tekanan gas argon 3.0, (b) 4.0, (c) 5.0×10^{-2} mbar

Pada Gambar 4.5. menunjukkan morfologi permukaan partikel yang terdeposit pada permukaan. Gambar 4.5.(a) yaitu dengan penggunaan tekanan gas argon sebesar 3.0×10^{-2} mbar, ukuran partikel yang terdeposit rata-rata sebesar 661.00 ± 19.03 nm. Pada Gambar 4.5.(b) dengan penggunaan tekanan gas argon sebesar 4.0×10^{-2} mbar, ukuran partikel yang terdeposit rata-rata sebesar 627.20 ± 16.59 nm. Pada Gambar 4.5.(c) dengan penggunaan tekanan gas argon sebesar 5.0×10^{-2} mbar, ukuran partikel yang terdeposit rata-rata sebesar 648.80 ± 21.09 nm.

Sesuai dengan riset sebelumnya oleh Craig dkk. (1981) partikel akan semakin besar ketika tekanan gas argon meningkat. Akan tetapi ketika tekanan gas argon rendah, energi yang dimiliki ion target untuk membentuk *crystallite size* yang besar pada permukaan substrat juga menjadi rendah (Duygulu dkk., 2014).



Hal tersebut dapat menyebabkan tidak sempurnanya peleburan untuk membentuk lapisan tipis yang kontinu sehingga menghasilkan partikel yang besar pada permukaan.



Gambar 4.6. Pengaruh tekanan gas argon terhadap kandungan Ag (wt%)

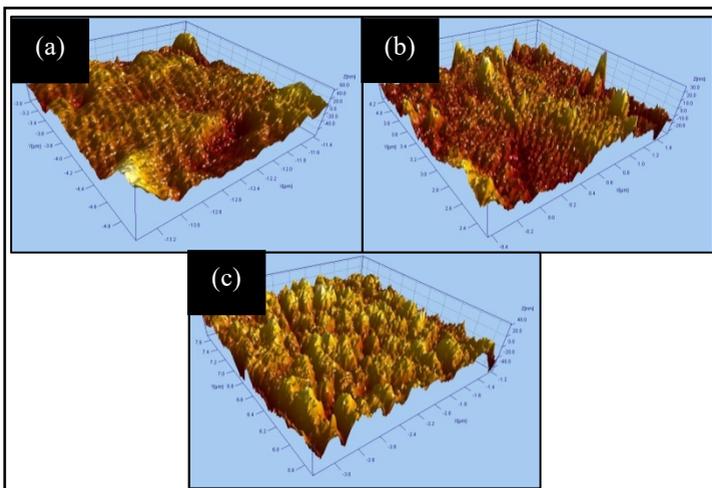
Gambar 4.6. menunjukkan bahwa semakin tinggi tekanan gas argon yang dialirkan pada proses berlangsung akan meningkatkan presentase kandungan Ag (wt%). Hal ini disebabkan oleh semakin tingginya tekanan pada saat proses *sputtering* maka akan semakin meningkatkan ion Ar^+ yang menumbuk target sehingga laju deposisi akan meningkat (Priestland & Hersee, 1972). Laju deposisi akan tetap meningkat hingga melewati batas optimum dimana Ar^+ dapat menumbuk secara terbatas. Ketika gas argon meningkat lagi melewati batas tersebut, *mean free path* dari elektron akan berkurang dan electron yang memiliki *mean free path* yang lebih rendah akan menyimpan energi yang lebih rendah sebelum bertumbukkan dengan target sehingga energi untuk *sputtering* menjadi semakin rendah dan laju deposisi dapat menurun (Chaoumead dkk., 2012). Sehingga dalam deposisi *silver thin film* ini semakin banyak



material target yang terdeposisi pada tekanan yang lebih tinggi dengan waktu deposisi yang sama karena peningkatan laju deposisi.

4.2.2. Analisis Pengaruh Tekanan Terhadap Kekasaran

Parameter tekanan gas argon dari proses deposisi dapat menginisiasi perbedaan kekasaran dari permukaan lapisan. Hal ini dapat kita amati dengan menggunakan AFM. Hasil dari pengamatan AFM ditunjukkan pada Gambar 4.7.



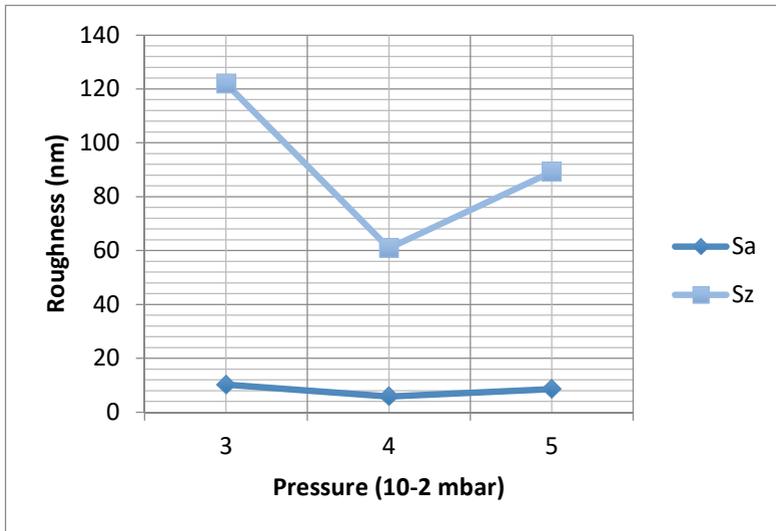
Gambar 4.7. Kekasaran permukaan dari tekanan gas argon sebesar (a) 3×10^{-2} , (b) 4×10^{-2} , dan (c) 5×10^{-2} mbar

Nilai dari kekasaran sampel ditunjukkan oleh nilai S_a yang sering disebut sebagai RMS yang merupakan nilai rata-rata dari ketinggian atau *peak* yang membentuk kekasaran serta S_z sebagai ketinggian maksimum. Nilai tersebut ditunjukkan pada Tabel 4.2.

**Tabel 4.2.** Kekasaran permukaan dari tekanan gas argon

Tekanan Gas Argon (10^{-2} mbar)	Sa(nm)	Sz(nm)
3	10.2	122
4	5.84	60.9
5	8.57	89.2

Adapun grafik dari data kuantitatif kekasaran dapat kita lihat pada Gambar 4.8.

**Gambar 4.8.** Grafik nilai kekasaran terhadap tekanan gas argon.

Pada riset sebelumnya oleh Craig dkk. (1981), peningkatan tekanan gas argon dapat meningkatkan ion positif Ar^+ yang terdapat pada proses dengan energi tinggi yang dapat menumbuk target dan meningkatkan kualitas dari *thin film* sehingga kekasaran permukaan menjadi lebih rendah (Craig dkk., 1981). Saat ion positif (Ar^+) dengan energi yang tinggi dapat

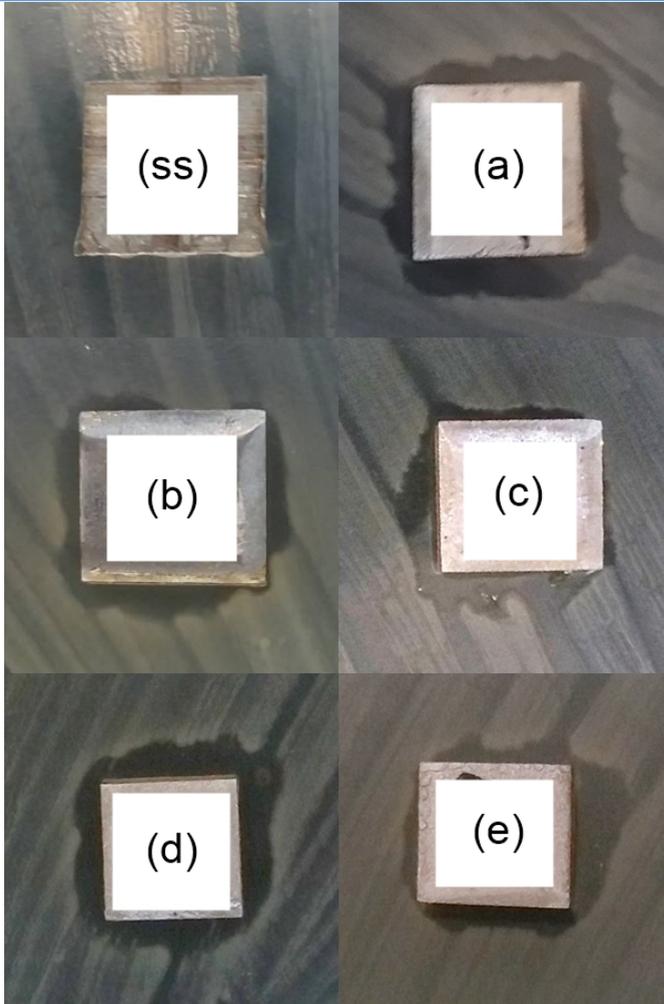


menumbuk target dan dapat mendeposisi Ag menjadi lebih banyak serta meningkatkan kualitas film (Chaoumead dkk., 2012).

Data tersebut menunjukkan bahwa semakin lama proses deposisi akan menurunkan kekasaran permukaan dari lapisan *silver thin film* pada tekanan 3 ke 4 x 10⁻² mbar lalu meningkat kembali pada tekanan 5 x 10⁻² mbar. Pada penelitian sebelumnya oleh Duygulu dkk. (2014), *crystallite size* berbanding terbalik dengan RMS atau Sa. Pada tekanan yang rendah nilai dari *adatom* (atom yang terdapat pada permukaan kristal) tidak memiliki energi yang cukup untuk membentuk ukuran kristal yang besar sehingga sebaliknya akan menyebabkan kekasaran tinggi. Akan tetapi ketika tekanan tinggi, energi dari *sputtered ions* meningkat menyebabkan kerusakan pada permukaan film (Duygulu dkk., 2014). Hal tersebut didukung juga oleh data dari SEM dimana partikel pada permukaan yang kasar akan lebih besar dibandingkan permukaan yang halus.

4.3. Analisis Sifat Antimikroba dari Silver Thin Film

Dengan penggunaan *Kirby Bauer Test*, zona inhibisi yang menunjukkan sifat antimikroba pada sampel. Pengujian antibakteri dengan medium agar tersebut diamati respon yang terjadi terhadap bakteri *E. coli*. *Escherichia coli* adalah salah satu bakteri yang umumnya menyebabkan infeksi pada *orthopedic implant*. Bakteri *E. coli* mempunyai kemampuan pembentukan *biofilm* pada permukaan implan (Crémet dkk., 2011). Bakteri yang telah membentuk *biofilm* tersebut akan sulit dimusnahkan menggunakan antibiotik (Eiff dkk., 2005) sehingga pencegahan melalui lapisan antimikroba yang dapat membunuh bakteri pada permukaan akan menjadi krusial. Hasil dari pengujian *Kirby Bauer Test* menunjukkan zona inhibisi dari masing masing sampel ditunjukkan pada Gambar 4.9.



Gambar 4.9. Zona inhibisi pada medium agar dengan bakteri *E. coli* dari sampel (ss) substrat SS 316 L (a) $P: 3 \times 10^{-2}$ mbar; t: 10 min, (b) $P: 3 \times 10^{-2}$ mbar; t: 15 min, (c) $P: 3 \times 10^{-2}$ mbar; t: 20 min, (d) $P: 4 \times 10^{-2}$ mbar; t: 15 min, (e) $P: 5 \times 10^{-2}$ mbar; t: 15 min.

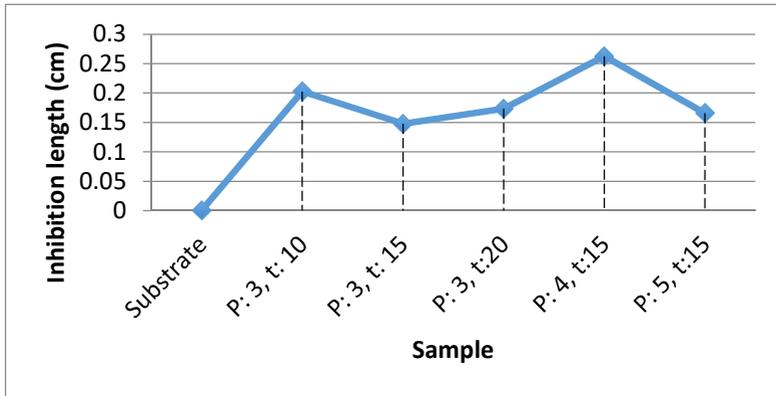


Seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.9., seluruh sampel memiliki sifat antibakteri terhadap *E. coli* dilihat dari adanya zona inhibisi pada seluruh sampel. Hal ini terjadi karena seluruh sampel dapat menginisiasi ion Ag^+ yang dapat membunuh bakteri *E. coli* (Djokic, 2007). Salah satu yang menginisiasi ion Ag^+ adalah kandungan Ag_2O pada permukaan yang disebabkan oleh aktivasi dengan NaClO (Ferreri dkk., 2015). Adapun Tabel 4.3. menunjukkan data kuantitatif dari jarak inhibisi.

Tabel 4.3. Jarak inhibisi rata-rata dari masing- masing spesimen yang diuji pada medium agar dengan bakteri *E. coli*.

Kode spesimen	Variabel	Jarak inhibisi rata-rata (cm)
ss	Substrat SS 316 L	Tidak ada
a	P: 3×10^{-2} mbar; t: 10 min	0.2025 ± 0.0133
b	P: 3×10^{-2} mbar; t: 15 min	0.1475 ± 0.0273
c	P: 3×10^{-2} mbar; t: 20 min	0.1733 ± 0.0331
d	P: 4×10^{-2} mbar; t: 15 min	0.2625 ± 0.0268
e	P: 5×10^{-2} mbar; t: 15 min	0.165833 ± 0.0251

Data jarak inhibisi rata-rata dari Tabel 4.3. menghasilkan grafik yang ditunjukkan pada Gambar 4.10.



Gambar 4.10. Hasil jarak inhibisi rata-rata dari masing masing spesimen yang diuji pada medium agar dengan bakteri *E. coli*.

Hasil pada Gambar 4.10. diatas menunjukkan bahwasanya tidak terjadi perubahan yang signifikan yang membedakan antara morfologi dengan sifat dari antimikroba permukaan *silver thin film*. Terdapat beberapa teori yang menunjukkan bahwa kekasaran dapat menyebabkan reaksi yang lebih baik dengan kemungkinan reaksi yang terjadi lebih homogen pada permukaan yang halus dibandingkan permukaan kasar akibat *screening effect* yang menyebabkan partikel reaktif tidak dapat bereaksi pada beberapa kolom dipermukaan dan pada permukaan yang halus kemungkinan reaksi yang maksimum (Chaudhari dkk., 2002). Hal tersebut dapat memungkinkan perbedaan pembentukan Ag-O pada saat direaksikan dengan NaClO. Hal lain yang dapat menentukan adalah kandungan Ag pada permukaan (Ewald dkk., 2006) serta bentuk dan ukuran partikel yang terdeposisi secara merata pada permukaan *silver thin film* (Jafari dkk., 2016). Terdapat banyak mekanisme respon lapisan antibakteri terhadap bakteri. Dalam riset ini, hal yang



akan dicegah adalah adhesi bakteri dengan membunuh bakteri pada permukaan implan. Mekanisme sifat antimikroba ini ditunjukkan dengan pembunuhan bakteri *E. coli* dengan dimana lapisan *silver thin film* melepaskan *biocides* (Ag^+) untuk membunuh bakteri (Tiller, 2006). Lapisan ini telah menunjukkan sifat antimikroba dengan tidak adanya bakteri yang tumbuh pada permukaan dengan adanya zona inhibisi (zona dimana bakteri tidak tumbuh) sehingga baik untuk digunakan sebagai lapisan antimikroba. Akan tetapi berdasarkan hasil dari zona inhibisi pada pengaruhnya antara parameter proses yang menyebabkan perbedaan morfologi tidak berpengaruh secara signifikan pada sifat antimikroba.

Lapisan tersebut mulanya tidak mengandung fasa *silver oxide* yang berperan penting pada pelepasan ion Ag^+ sebagai agen antimikroba (Djokic, 2007). Hal itu ditunjukkan oleh hasil EDX dari kelima sampel yang tidak mengandung unsur O pada permukaan lapisan tipis ditunjukkan pada Tabel 4.4.

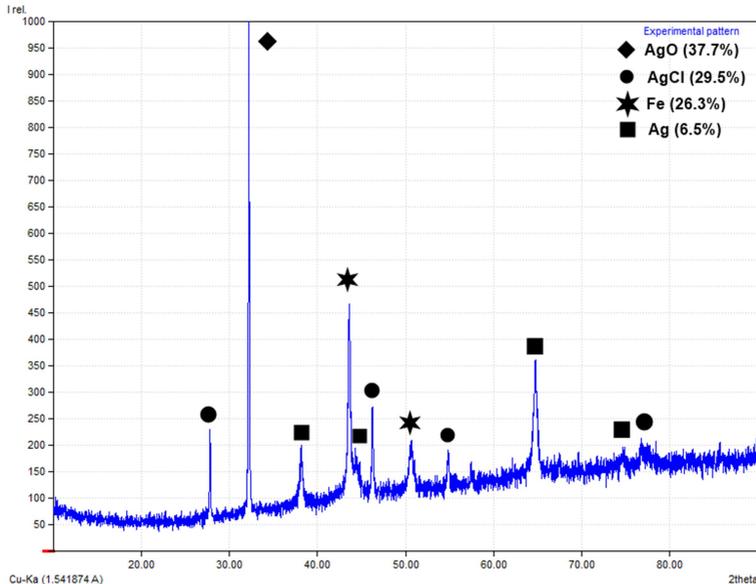
Tabel 4.4. Hasil EDX dari seluruh sampel *silver thin film*

Sampel	content (wt%)		
	Ag	Cr	Fe
P: 3, t: 10	88.11	3.06	8.82
P: 3, t: 15	94.84	1.5	3.65
P: 3, t:20	96.69	0.93	2.38
P: 4, t:15	96.12	1.45	2.78
P: 5, t:15	97.55	0.63	1.82

Lapisan tersebut memiliki sifat antimikroba setelah aktivasi dengan $NaClO$. Pengujian XRD dilaksanakan untuk



mengetahui agen antimikroba yang menginisiasi pelepasan ion Ag^+ . *Silver thin film* diaktivasi menggunakan NaClO lalu diuji XRD dan dianalisis dengan Match! menghasilkan Gambar 4.11.



Gambar 4.11. Hasil identifikasi fasa dari XRD $\text{Ag}+\text{NaClO}$ menggunakan software Match!

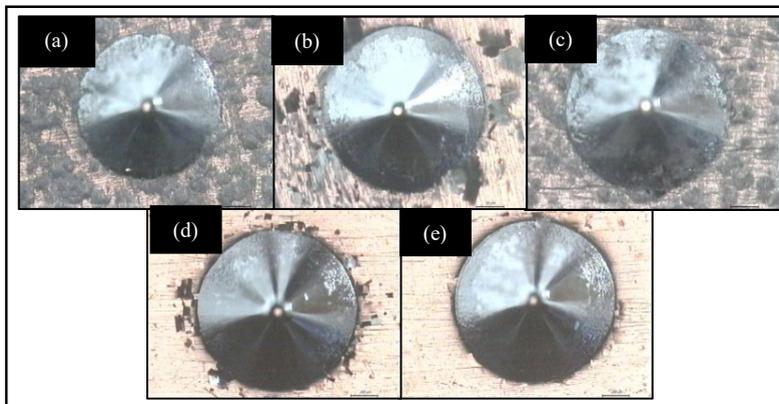
Gambar 4.11. menunjukkan fasa yang terbentuk pada lapisan. Diantaranya *silver oxide* sebesar 37.7%, *silver chloride* sebesar 29.5%, Fe sebesar 26.3%, dan Ag sebesar 6.5%. Hal ini sesuai dengan reaksi yang terjadi pada Persamaan 2.1, 2.2, dan 2.3 dimana reaksi tersebut akan membentuk AgOH yang tidak stabil terlebih dahulu kemudian membentuk *silver oxide*, pembentukan *silver chloride* yang cukup tinggi disebabkan oleh entalpi pembentukan yang saling mendekati antara AgOH dengan AgCl (Ferreri dkk., 2015). Kandungan Fe berasal dari substrat yang terdeteksi karena *silver thin film* yang sangat tipis serta



sedikit kandungan dari Ag dapat disebabkan karena Ag yang belum bereaksi dengan NaClO. Berdasarkan hasil tersebut, pembentukan ion Ag^+ yang mempengaruhi sifat antimikroba berasal dari kandungan *silver oxide* yang ada pada lapisan yang berperan aktif melepas ion Ag^+ dengan reaksi sesuai dengan Persamaan 2.3. Sedangkan kandungan AgCl tidak mengurangi kemampuan antimikroba dari lapisan karena AgCl memiliki sifat antimikroba. Pada penelitian sebelumnya oleh Tomsic dkk. (2009) AgCl memiliki sifat antimikroba dalam aplikasinya pada kain katun.

4.4. Adhesi dari *Silver Thin Film* pada Permukaan SS316L

Adhesi dari lapisan dapat dilihat dari retakan maupun delaminasi yang terjadi pada lapisan akibat dari indentasi. Hasil dari permukaan seluruh sampel setelah indentasi menggunakan Rockwell C ditunjukkan pada Gambar 4.12.



Gambar 4.12. Hasil dari indentasi seluruh sampel (a) P: 3×10^{-2} mbar; t: 10 min, (b) P: 3×10^{-2} mbar; t: 15 min, (c) P: 3×10^{-2} mbar; t: 20 min, (d) P: 4×10^{-2} mbar; t: 15 min, (e) P: 5×10^{-2} mbar; t: 15 min.



Secara kualitatif berdasarkan pengamatan dan disesuaikan dengan standar kontrol kualitas dari P&P *thin film advanced technology*, kegagalan yang terjadi akibat indentasi termasuk dalam kegagalan yang dapat diterima (*acceptable failure*) dengan referensi pada Gambar 3.9. yang membedakan antara kegagalan yang dapat diterima dan tidak. Delaminasi yang terjadi pada seluruh sampel tidak melebihi dari batas spesifikasi sehingga adhesi secara kualitatif baik dan dapat diterima (P&P, 2012). Adhesi dari lapisan ini secara teori disebabkan oleh *mechanical interface* seperti bentuk yang ditunjukkan pada Gambar 2.7. dimana deposisi pada permukaan mengisi celah-celah yang ada pada permukaan sehingga terjadi *mechanical interlocking*.

BAB V KESIMPULAN DAN SARAN

5.1. Kesimpulan

Dari hasil dan analisis data yang telah dilakukan dapat diambil kesimpulan:

1. Penambahan waktu deposisi dapat meningkatkan kandungan Ag pada permukaan yang disebabkan oleh deposisi yang kontinyu. Selain itu, parameter tersebut dapat meningkatkan ukuran mikropartikel pada permukaan yang disebabkan oleh proses pembentukan lapisan tipis dan meningkatkan kekasaran permukaan. Nilai kandungan Ag tertinggi didapatkan pada waktu deposisi 20 menit dan dengan kandungan Ag sebanyak 96.69 wt%
2. Penambahan tekanan gas argon meningkatkan kandungan Ag pada permukaan yang disebabkan oleh peningkatan ion Ar^+ dari penambahan gas argon yang berperan untuk menumbuk target sehingga meningkatkan laju deposisi serta meningkatkan ukuran mikropartikel pada tekanan rendah yang disebabkan oleh ion target yang kekurangan energi untuk membentuk kristal dan pada tekanan tinggi dapat menyebabkan kerusakan permukaan film sehingga kekasaran meningkat. Nilai kandungan Ag tertinggi dicapai pada tekanan gas argon 5×10^{-2} mbar dengan *silver content* sebanyak 97.55 wt%
3. Aktivasi *silver thin film* dengan NaClO membentuk *silver oxide* yang menginisiasi pelepasan ion Ag^+ yang memiliki sifat antimikroba sehingga seluruh sampel memiliki kemampuan antimikroba pada *E. coli*.
4. Kualitas adhesi lapisan *silver thin film* pada sampel baik dan dapat diterima berdasarkan kualifikasi teknis.



5.2. Saran

1. Dilakukan penelitian lebih lanjut mengenai lapisan antimikroba dengan penggunaan *silver thin film* dengan proses *PVD RF Sputtering*
2. Adanya penelitian lain mengenai pembentukan *silver oxide* secara langsung dengan penambahan O_2 pada proses *PVD RF Sputtering*
3. Penggunaan variabel dengan perbedaan yang signifikan dengan penggunaan data yang lebih banyak untuk menemukan data yang lebih tepat.

DAFTAR PUSTAKA

- Asanithi, P., Chaiyakun, S., & Limsuwan, P. 2012. "Growth of Silver Nanoparticles by DC Magnetron Sputtering". **Journal of Nanomaterials** 2012:8.
- 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.
- Chaoumead, A., Sung, Y.-m., & Kwak, D.-J. 2012. "The effects of RF sputtering power and gas pressure on structural and electrical properties of ITiO thin film". **Advances in Condensed Matter Physics** 2012.
- Chatzinikolaou, I., Finkel, K., Hanna, H., Boktour, M., Foringer, J., Ho, T., & Raad, I. 2003. "Antibiotic-coated hemodialysis catheters for the prevention of vascular catheter-related infections: a prospective, randomized study". **The American Journal of Medicine** 115, 5:352-357.
- Chaudhari, A., Yan, C.-C. S., & Lee, S.-L. 2002. "Effect of surface roughness on diffusion limited reactions, a multifractal scaling analysis". **Chemical physics letters** 351, 5:341-348.
- Craig, S., & Harding, G. 1981. "Effects of argon pressure and substrate temperature on the structure and properties of sputtered copper films". **Journal of Vacuum Science and Technology** 19, 2:205-215.
- 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.

- Djokic, S. 2007. "Treatment of Various Surfaces with Silver and its Compounds for Topical Wound Dressings, Catheter and Other Biomedical Applications". **Meeting Abstracts MA2007-02**, 12:811.
- Duygulu, N. E., Kodolbas, A., & Ekerim, A. 2014. "Effects of argon pressure and rf power on magnetron sputtered aluminum doped ZnO thin films". **Journal of Crystal Growth** 394:116-125.
- Eiff, C. v., Jansen, B., Kohnen, W., & Becker, K. 2005. "Infections associated with medical devices: pathogenesis, management and prophylaxis". **Drugs** 65, 2:179-214.
- 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., Calderon V, S., Escobar Galindo, R., Palacio, C., Henriques, M., Piedade, A. P., & Carvalho, S. 2015. "Silver activation on thin films of Ag–ZrCN coatings for antimicrobial activity". **Materials Science and Engineering: C** 55:547-555.
- González, F. Á. R.2009. **Biomaterials In Orthopaedic Surgery**: A S M International.
- Jafari, N., Karimi, L., Mirjalili, M., & Derakhshan, S. J. 2016. "Effect of Silver Particle size on color and Antibacterial properties of silk and cotton Fabrics". **Fibers and Polymers** 17, 6:888-895.
- Johnson, A., & Shiraishi, T.2014. 2 - Biocompatibility of precious metals for medical applications **Precious Metals for Biomedical Applications**: Woodhead Publishing.
- Khan, M. S., Rehman, S., Ali, M. A., Sultan, B., & Sultan, S. 2008. "Infection in orthopedic implant surgery, its risk factors and outcome". **J Ayub Med Coll Abbottabad** 20, 1:23-25.
- Kim, H. J., & Joun, M. S. 2007. "Effects of deposition temperature and time on the surface characteristics of

- TiN-coated high-speed steel by arc ion plating". **Journal of Mechanical Science and Technology** 21, 4:575-584.
- 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.
- 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.
- Paladini, F., Pollini, M., Sannino, A., & Ambrosio, L. 2015. "Metal-Based Antibacterial Substrates for Biomedical Applications". **Biomacromolecules** 16, 7:1873-1885.
- Prabhu, S., & Poulouse, E. K. 2012. "Silver nanoparticles: mechanism of antimicrobial action, synthesis, medical applications, and toxicity effects". **International Nano Letters** 2, 1:32.
- Priestland, C. R. D., & Hersee, S. D. 1972. "The effects of pressure on the deposition rate in rf sputtering processes". **Vacuum** 22, 3:103-106.
- PVD Coating Characterization. **Manual P&P Thin Film Advanced Technologies**. Bedizolle, Italy.
- 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.
- Sutowo, C., Ikhsan, M., & Kartika, I. 2014. "Karakteristik Material Biokompetibel Aplikasi Implan Medis Jenis

Bone Plate". **Seminar Nasional Sains dan Teknologi 2014.**

- Tiller, J. C. 2006. Silver-Based Antimicrobial Coatings **Polymeric Drug Delivery II**: American Chemical Society.
- Tomšič, B., Simončič, B., Orel, B., Žerjav, M., Schroers, H., Simončič, A., & Samardžija, Z. 2009. "Antimicrobial activity of AgCl embedded in a silica matrix on cotton fabric". **Carbohydrate polymers** 75, 4:618-626.
- Troitzsch, D., Borutzky, U., & Junghannß, U. 2009. "Detection of antimicrobial efficacy in silver-coated medical devices". **Hygiene & Medizin** 34, 3:80-85.

LAMPIRAN

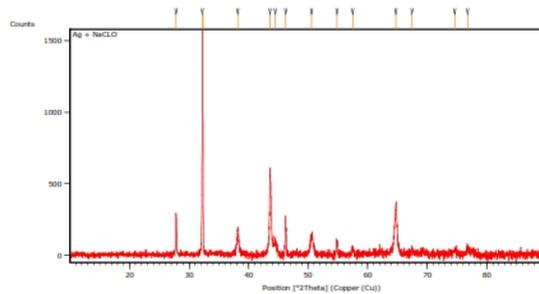
A. HASIL IDENTIFIKASI FASA MENGGUNAKAN XRD

This is the simple example template containing only headers for each report item and the bookmarks. The invisible bookmarks are indicated by text between brackets. Modify it according to your own needs and standards.

Measurement Conditions: (Bookmark 1)

Dataset Name	Ag + NaClO
File name	E:\DATA PENGUJIAN\Pengujian 2017\Juni\15 Juni\Yudhis\Ag + NaClO\Ag + NaClO.rd
Comment	Configuration=Reflection-Transmission Sp Goniometer=PW3050/60 (Theta/Theta); Mini
Measurement Date / Time	6/15/2017 9:24:00 AM
Raw Data Origin	PHILIPS-binary (scan) (.RD)
Scan Axis	Gonio
Start Position [°2Th.]	10.0084
End Position [°2Th.]	89.9764
Step Size [°2Th.]	0.0170
Scan Step Time [s]	10.1500
Scan Type	Continuous
Offset [°2Th.]	0.0000
Divergence Slit Type	Fixed
Divergence Slit Size [°]	0.2500
Specimen Length [mm]	10.00
Receiving Slit Size [mm]	12.7500
Measurement Temperature [°C]	-273.15
Anode Material	Cu
K-Alpha1 [Å]	1.54060
K-Alpha2 [Å]	1.54443
K-Beta [Å]	1.39225
K-A2 / K-A1 Ratio	0.50000
Generator Settings	30 mA, 40 kV
Diffractometer Type	XPert MPD
Diffractometer Number	1
Goniometer Radius [mm]	200.00
Dist. Focus-Diverg. Slit [mm]	91.00
Incident Beam Monochromator	No
Spinning	No

Main Graphics, Analyze View: (Bookmark 2)

**Peak List:** (Bookmark 3)

Pos. [°2Th.]	Height [cts]	FWHM Left [°2Th.]	d-spacing [Å]	Rel. Int. [%]
27.8046	269.33	0.1004	3.20867	17.07
32.2272	1577.42	0.0816	2.77542	100.00
32.3238	809.12	0.0612	2.77423	51.29
38.1437	181.55	0.1632	2.35743	11.51
43.5798	547.74	0.1224	2.07514	34.72
44.4215	101.27	0.3264	2.03775	6.42
46.2323	280.95	0.1020	1.96206	17.81
50.6177	124.84	0.4896	1.80188	7.91
54.8560	88.37	0.2448	1.67226	5.60
57.5077	36.19	0.3264	1.60129	2.29
64.7478	349.95	0.1428	1.43862	22.18
67.4494	48.69	0.2448	1.38742	3.09
74.6232	31.19	0.4896	1.27081	1.98
76.7897	36.65	0.4896	1.24026	2.32

Pattern List: (Bookmark 4)**Document History:** (Bookmark 5)

Insert Measurement:

- File name = Ag + NaClO.rd
- Modification time = "6/15/2017 10:03:13 AM"
- Modification editor = "Teknik Material"

Interpolate Step Size:

- Derived = "Yes"
- Step Size = "0.01"
- Modification time = "6/15/2017 10:03:13 AM"
- Modification editor = "PANalytical"

Search Peaks:

- Minimum significance = "1"
- Minimum tip width = "0.02"
- Maximum tip width = "1"
- Peak base width = "2"
- Method = "Minimum 2nd derivative"
- Modification time = "4/20/2017 1:40:06 PM"
- Modification editor = "Teknik Material"

Subtract Background:

- Add to net scan = "Nothing"
- User defined intensity = "-5"
- Correction method = "Automatic"
- Bending factor = "15"
- Minimum significance = "1"
- Minimum tip width = "0"
- Maximum tip width = "0.5"
- Peak base width = "2"
- Use smoothed input data = "Yes"
- Granularity = "30"
- Modification time = "4/20/2017 1:39:43 PM"
- Modification editor = "Teknik Material"

More items... (Bookmark 6)

More items... (Bookmark 7)

More items... (Bookmark 8)

More items... (Bookmark 9)

More items... (Bookmark 10)

More items... (Bookmark 11)

More items... (Bookmark 12)

More items... (Bookmark 13)

More items... (Bookmark 14)

More items... (Bookmark 15)

Match! Phase Analysis Report

Sample: Ag + NaClO

Sample Data

File name Ag + NaClO.edml
File path D:\TA\PROGRES\TESTING\XRD\Yudhis\Ag + NaClO
Data collected Jun 19, 2017 18:24:14
Data range 10.008° - 89.982°
Number of points 4787
Step size 0.017
Rietveld refinement converged No
Alpha2 subtracted No
Background subtr. No
Data smoothed No
Radiation X-rays
Wavelength 1.541874 Å

Matched Phases

Index	Amount (%)	Name	Formula sum
A	37.7	Ag O	Ag O
B	29.5	Chlorargyrite	Ag Cl
C	26.3	Iron	Fe
D	6.5	Silver	Ag
	n.a.	Unidentified peak area	

A: Ag O (37.7 %)

Formula sum Ag O
Entry number 96-710-9247
Figure-of-Merit (FoM) 0.613700
Total number of peaks 26
Peaks in range 26
Peaks matched 4
Intensity scale factor 0.52
Space group F -4 3 m
Crystal system cubic
Unit cell a: 4.8160 Å
Volume 17.06
Calc. density 7.365 g/cm³
Reference Stehlik B., Weidenhaller P., "Kristallstruktur von Silber(I)-oxyd", Collection of Czechoslovak Chemical Communication 24, 1416-1419 (1959)

B: Chlorargyrite (29.5 %)

Formula sum Ag Cl
Entry number 96-901-1667
Figure-of-Merit (FoM) 0.883891
Total number of peaks 34
Peaks in range 34
Peaks matched 16
Intensity scale factor 0.22
Space group F m -3 m
Crystal system cubic
Unit cell a: 5.5463 Å
Volume 9.48
Calc. density 5.580 g/cm³
Reference Hull S., Keen D. A., "Pressure-induced phase transitions in AgCl, AgBr, and AgI. Locality, synthesis: Sample: P = 0.0 GPa, Phase I", Physical Review B 59, 750-761 (1999)

C: Iron (26.3 %)

Formula sum Fe
Entry number 96-900-8470
Figure-of-Merit (FoM) 0.738416
Total number of peaks 16
Peaks in range 16
Peaks matched 4
Intensity scale factor 0.21
Space group F m -3 m
Crystal system cubic
Unit cell a: 3.5910 Å
Volume 9.71
Calc. density 8.009 g/cm³
Reference Wyckoff R. W. G., "Second edition. Interscience Publishers, New York, New York Cubic closest packed, c.c.p. structure", Crystal Structures 1, 7-83 (1963)

D: Silver (6.5 %)

Formula sum Ag
Entry number 96-901-2962
Figure-of-Merit (FoM) 0.658490
Total number of peaks 20
Peaks in range 20
Peaks matched 6
Intensity scale factor 0.10
Space group F m -3 m
Crystal system cubic
Unit cell a: 4.0772 Å
Volume 19.07
Calc. density 10.570 g/cm³

Reference Owen E. A, Yates E. L. "Precision measurements of crystal parameters. Locally synthetic Sample: at T = 18 C Note: lattice parameter is mean value of 5 radiation types", Philosophical Magazine 15, 472-488 (1933)

Search-Match

Settings
 Reference database used COD-Inorg REVI189751 2017.01.03
 Automatic zero-point adaptation Yes
 Minimum figure-of-merit (FOM) 0.60
 2theta window for peak corr. 0.30 deg.
 Minimum rel. int. for peak corr. 1
 Parameter/influence 2theta 0.50
 Parameter/influence intensity 0.50
 Parameter multiple/single phase(s) 0.50

Selection Criteria

Elements:

Elements that may be present or not: H, O, Cl, Cr, Fe, Ag

Elements that must NOT be present: All elements not mentioned above

Peak List

No.	2theta [°]	d [Å]	hkl	FWHM	Matched
1	27.80	3.2087	173.80	0.1814	B
2	32.23	2.7773	1000.00	0.1429	AB
3	32.32	2.7700	89.55	0.0528	B
4	38.14	2.3596	103.57	0.5237	D
5	43.57	2.0773	308.77	0.5092	C
6	44.42	2.0395	66.61	0.5495	D
7	46.23	1.9638	172.08	0.2153	B
8	50.61	1.8036	94.60	0.6401	C
9	54.85	1.6738	70.11	0.2845	B
10	57.50	1.6028	30.25	0.4360	B
11	64.74	1.4400	221.01	0.5659	D
12	67.44	1.3887	32.38	0.3647	AB
13	74.62	1.2719	30.61	0.6538	B,C
14	76.78	1.2414	38.01	0.3008	B

Rietveld Refinement using FullProf

Calculation was not run or did not converge.

Crystallite Size Estimation using Scherrer Formula

Calculation was not run.

Integrated Profile Areas

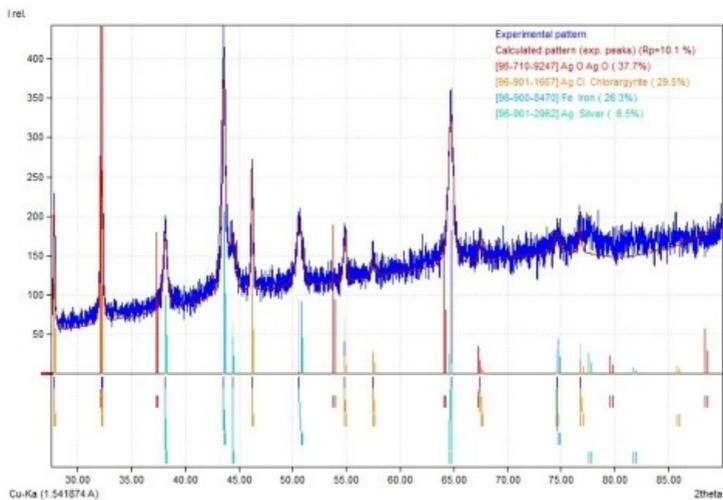
Based on calculated profile

Profile area	Counts	Amount
Overall diffraction profile	1037524	100.00%
Background radiation	898603	86.61%
Diffraction peaks	138921	13.39%
Peak area belonging to selected phases	181075	17.51%
Peak area of phase A (Ag ₂ O)	61855	5.96%
Peak area of phase B (Chlorargyrite)	41441	3.99%
Peak area of phase C (Iron)	48088	4.63%
Peak area of phase D (Silver)	30292	2.92%
Unidentified peak area	56886	5.48%

Peak Residuals

Peak data	Counts	Amount
Overall peak intensity	1459	100.00%
Peak intensity belonging to selected phases	929	63.68%
Unidentified peak intensity	530	36.32%

Diffraction Pattern Graphics



LAMPIRAN B. HASIL PENGUJIAN SEM-EDX

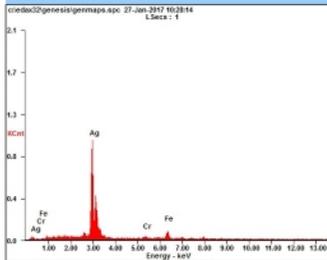
- a) Sampel A dengan Tekanan Gas Argon sebesar 3.0×10^{-2} mbar dan Waktu Deposisi selama 10 menit.

Microanalysis Report

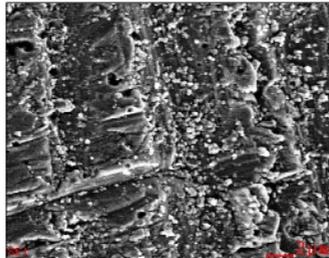


Prepared for: *Materials and Metallurgical Eng. Dept.*

Prepared by: *Yudhistira Surya A. K.* 27/01/2017



Element	Wt%	At%
AgL	88.11	79.02
CrK	03.06	05.70
FeK	08.82	15.28
Matrix	Correction	ZAF



- b) Sampel B dengan Tekanan Gas Argon sebesar 3.0×10^{-2} mbar dan Waktu Deposisi selama 15 menit.

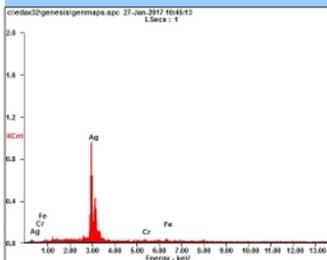
Microanalysis Report



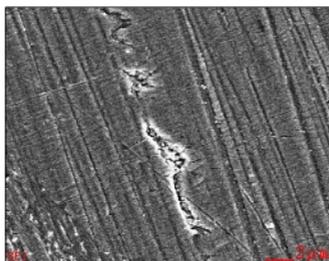
Prepared for: *Materials and Metallurgical Eng. Dept.*



Prepared by: *Yudhistira Surya A. K.* 27/01/2017



Element	Wt%	At%
AgL	94.84	90.31
CrK	01.50	02.97
FeK	03.65	06.72
Matrix	Correction	ZAF



- c) Sampel C dengan Tekanan Gas Argon sebesar 3.0×10^{-2} mbar dan Waktu Deposisi selama 20 menit.

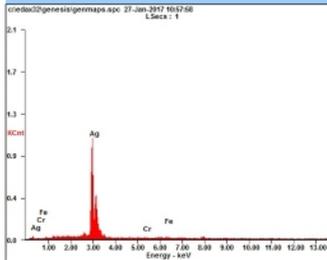
Microanalysis Report

EDAX[™] TSL
an X-ray line
various microanalysis solutions

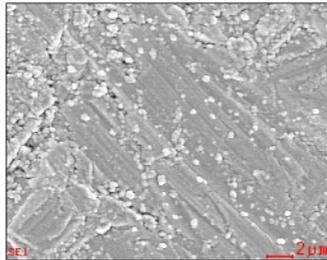
Prepared for: **Materials and Metallurgical Eng. Dept.**

AMETEK

Prepared by: **Yudhistira Surya A. K.** 27/01/2017



Element	Wt%	At%
AgL	96.69	93.68
CrK	00.93	01.88
FeK	02.38	04.45
Matrix	Correction	ZAF



- d) Sampel D dengan Tekanan Gas Argon sebesar 4.0×10^{-2} mbar dan Waktu Deposisi selama 15 menit.

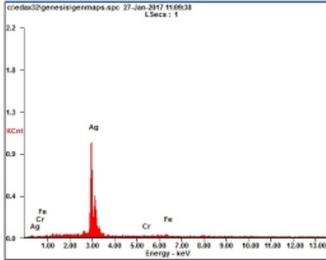
Microanalysis Report

EDAX[™] TSL
Advanced microanalysis solutions

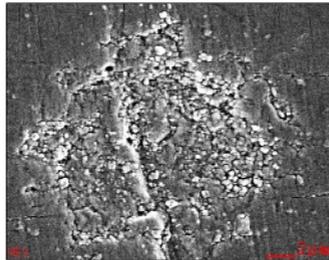
Prepared for: *Materials and Metallurgical Eng. Dept.*

AMETEK

Prepared by: *Yudhistira Surya A. K.* 27/01/2017



Element	Wt%	At%
AgL	96.12	92.63
CrK	00.97	01.95
FeK	02.91	05.42
Matrix	Correction	ZAF



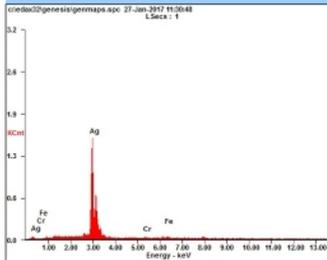
e) Sampel E dengan Tekanan Gas Argon sebesar 5.0×10^{-2} mbar dan Waktu Deposisi selama 15 menit.

Microanalysis Report

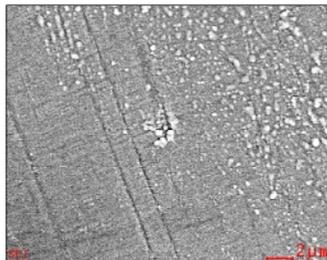


Prepared for: **Materials and Metallurgical Eng. Dept.**

Prepared by: **Yudhistira Surya A. K.** 27/01/2017

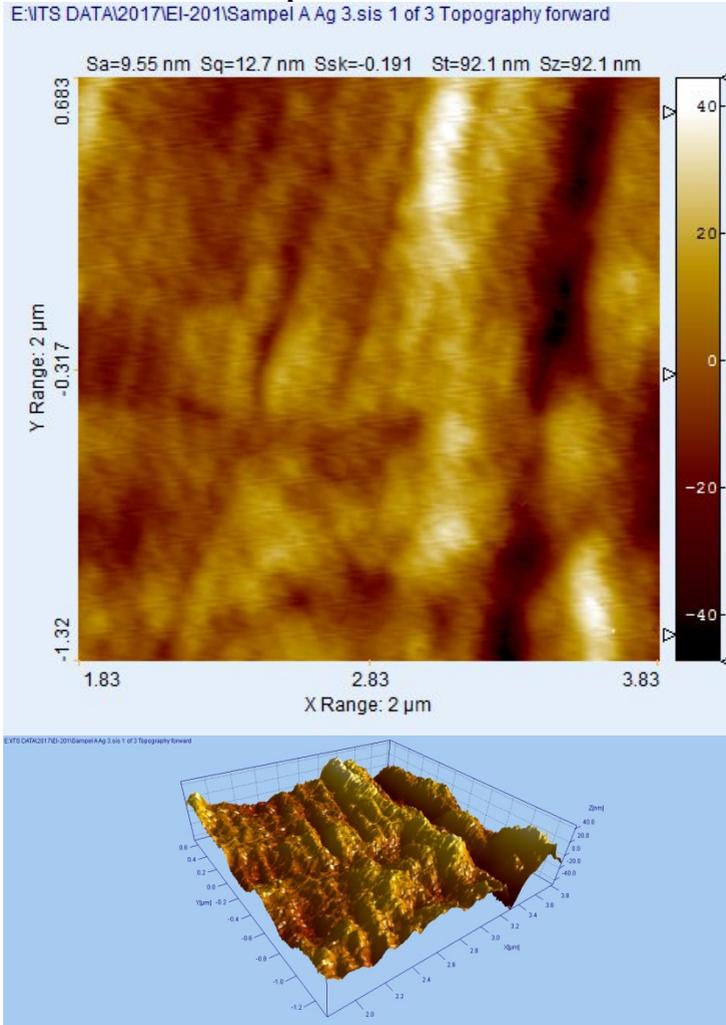


Element	Wt%	At%
AgL	97.55	95.29
CrK	00.63	01.28
FeK	01.82	03.43
Matrix	Correction	ZAF



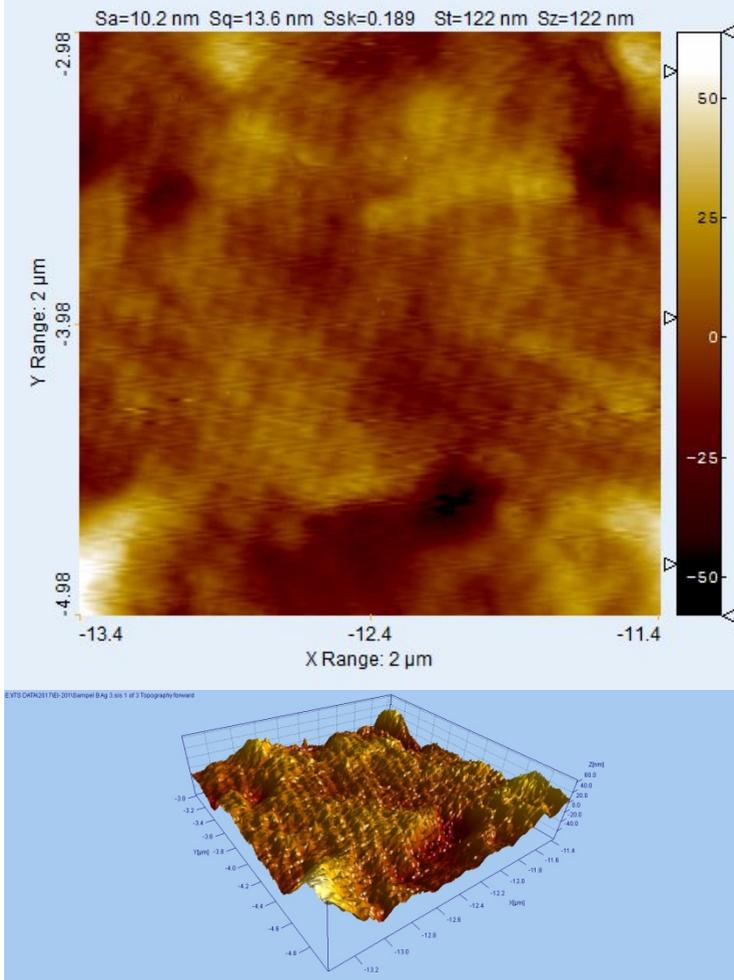
LAMPIRAN C. HASIL PENGUJIAN AFM

- a) Sampel A dengan Tekanan Gas Argon sebesar 3.0×10^{-2} mbar dan Waktu Deposisi selama 10 menit.



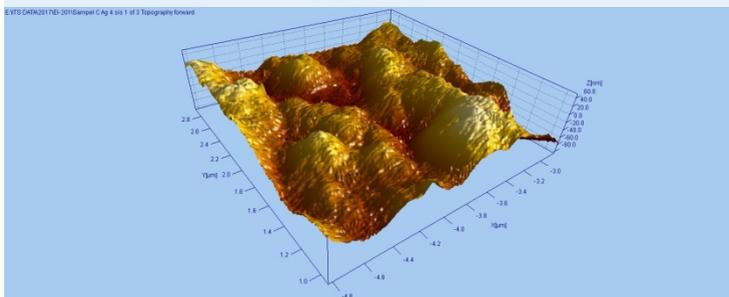
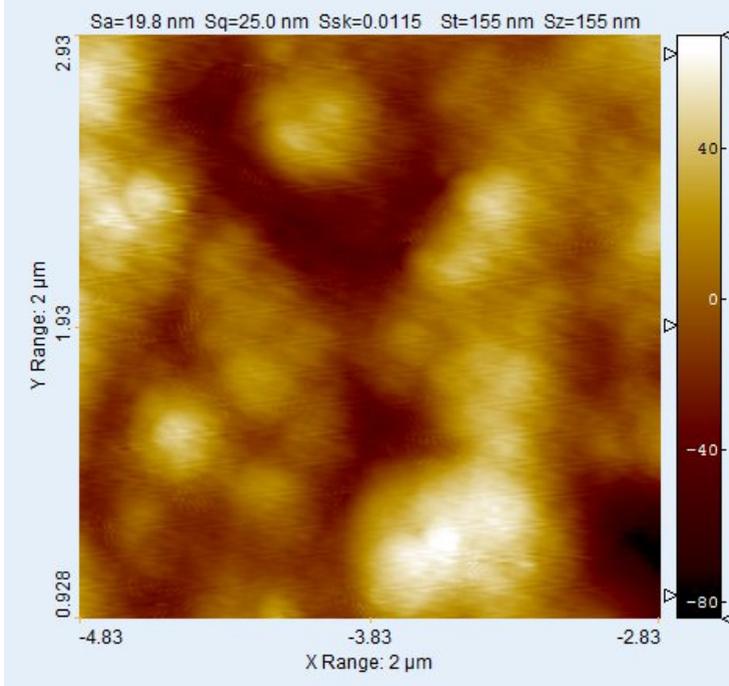
b) Sampel B dengan Tekanan Gas Argon sebesar 3.0×10^{-2} mbar dan Waktu Deposisi selama 15 menit.

E:\NTS DATA\2017\EI-2011\Sampel B Ag 3.sis 1 of 3 Topography forward



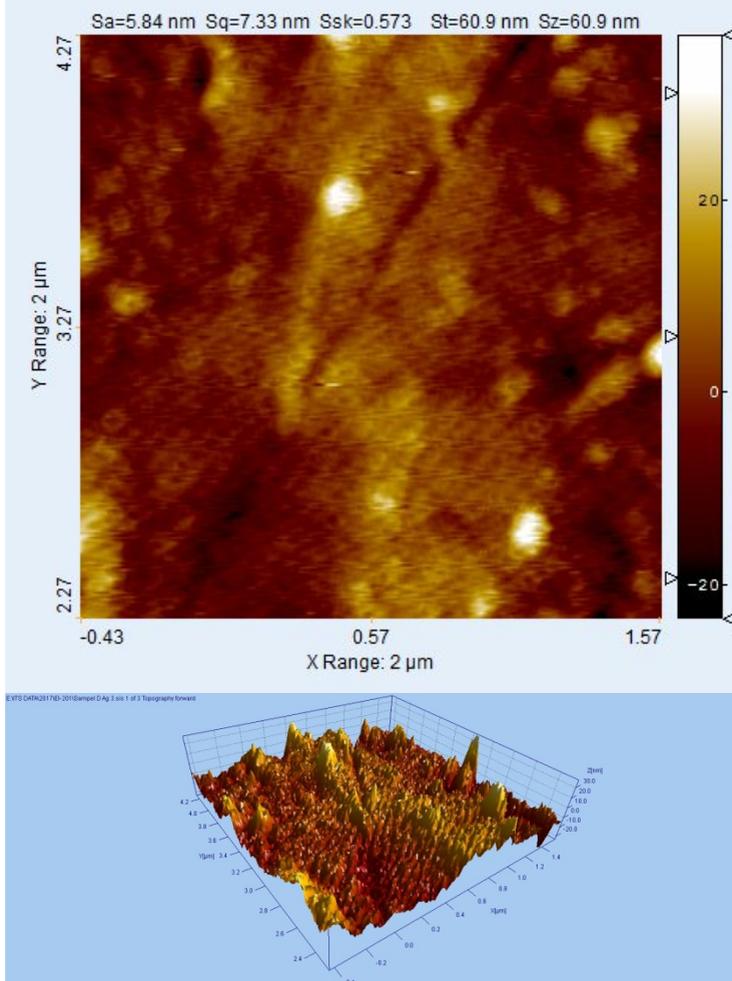
c) **Sampel C dengan Tekanan Gas Argon sebesar 3.0×10^{-2} mbar dan Waktu Deposisi selama 20 menit.**

E:\ITS DATA\2017\EI-201\Sampel C Ag 4.sis 1 of 3 Topography forward



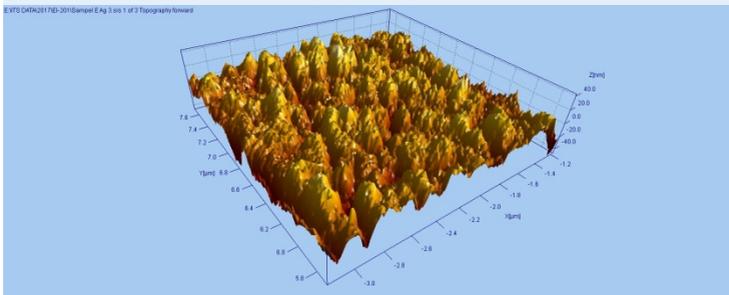
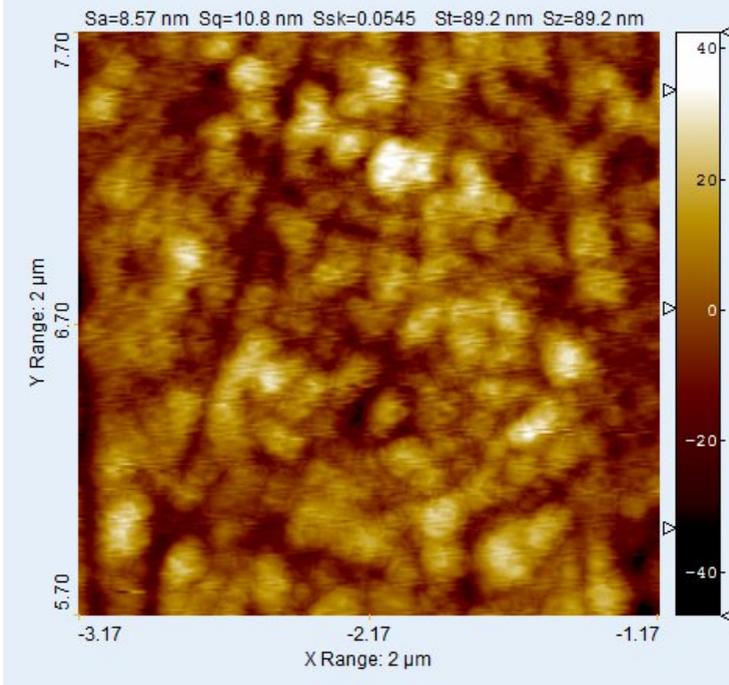
d) Sampel D dengan Tekanan Gas Argon sebesar 4.0×10^{-2} mbar dan Waktu Deposisi selama 15 menit.

E:\NTS DATA\2017\EI-2011\Sampel D Ag 3.sis 1 of 3 Topography forward



- e) **Sampel E dengan Tekanan Gas Argon sebesar 5.0×10^{-2} mbar dan Waktu Deposisi selama 15 menit.**

E:\ITS DATA\2017\IEI-201\Sampel E Ag 3.sis 1 of 3 Topography forward

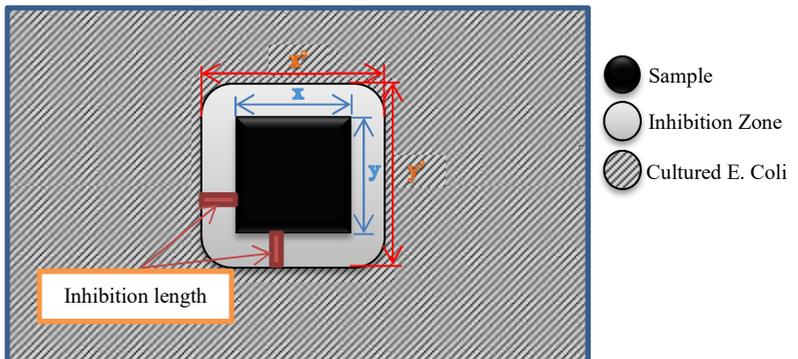


LAMPIRAN
D. ANALISIS RATA-RATA JARAK INHIBISI SEBAGAI
SIFAT ANTIMIKROBA TERHADAP E. COLI

$$\text{Average inhibition length}(\mu) = \frac{\sum \frac{1}{2}(x'-x) + \sum \frac{1}{2}(y'-y)}{6}$$

$$\text{Standard deviation}(\sigma) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \mu)^2}$$

	x	y	x'	y'	1/2(x'-x)	1/2(y'-y)	Average	St Dev
P: 3, t: 10	0.98	1	1.4	1.37	0.21	0.185	0.2025	0.013323
			1.36	1.42	0.19	0.21		
			1.42	1.4	0.22	0.2		
P: 3, t: 15	0.98	1	1.22	1.34	0.11	0.16	0.1475	0.02734
			1.23	1.35	0.115	0.165		
			1.33	1.36	0.165	0.17		
P: 3, t: 20	1.02	1.02	1.4	1.43	0.19	0.205	0.173333	0.033116
			1.42	1.27	0.2	0.125		
			1.38	1.3	0.18	0.14		
P: 4, t: 15	1.02	0.98	1.52	1.47	0.25	0.245	0.2625	0.026786
			1.51	1.61	0.245	0.315		
			1.53	1.51	0.255	0.265		
P: 5, t: 15	1.03	1.01	1.42	1.32	0.195	0.155	0.165833	0.025183
			1.41	1.31	0.19	0.15		
			1.38	1.27	0.175	0.13		



(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BIOGRAFI PENULIS



Yudhistira Surya Andika Khrisna, lahir di Jakarta pada tanggal 3 Oktober 1995. Merupakan bagian dari keluarga besar Surya sebagai Putra kedua dari Suryawarman dan Sri Puji Kristianingsih. Penulis telah mengemban pendidikan formal di SD Gondangdia 01 Pagi Jakarta, SMPN 109 Jakarta, SMAN 91 Jakarta hingga saat ini sedang menjalani kuliah pada tahun akhir di Departemen Teknik Material Institut Teknologi Sepuluh Nopember di Surabaya. Dalam riwayat pendidikannya, penulis telah banyak aktif dalam kepemimpinan dan prestasi. Salah satu organisasi mahasiswa yang telah dijalani penulis adalah Resimen Mahasiswa 802 dengan jabatan Kepala Urusan Pendidikan dan Pelatihan 2014/2015, Wakil Komandan 2015/2016, serta Dewan Pertimbangan 2016/2017. Dalam akademik, salah satu pencapaian penulis adalah Finalis NACE SCUI Paper Competition 2016 dan dalam bidang teknis/kejuruan, salah satu capaian kemampuan penulis adalah Sertifikasi NDT MT-PT dari PT Radiant Utama serta Internship sebanyak dua kali di perusahaan manufaktur Nitto Alam Indonesia dan perusahaan EPC Tripatra. Disamping hal tersebut, penulis pula telah mendapatkan beasiswa keluar negeri sebanyak dua kali pada program Magang Ormawa IO ITS ke Malaysia sebagai delegasi ITS untuk membangun kerjasama serta berbagi ilmu dengan banyak universitas di Malaysia dan program pertukaran pelajar di Chulalongkorn University Thailand pada jurusan Nano Engineering. Tugas akhir ini adalah sebagai kontribusi penulis dalam dunia riset dan penulis memilih topik material inovatif (fabrikasi lapisan tipis untuk lapisan antimikroba).

(Halaman ini sengaja dikosongkan)