

**PENGARUH PENAMBAHAN Ag DAN Cu PADA PADUAN  
Ti-6Al-7Nb TERHADAP SIFAT ANTIBAKTERI DAN  
KETAHANAN KOROSI UNTUK APLIKASI  
IMPLAN ORTOPEDI**

**SKRIPSI**

Dibuat untuk memenuhi syarat mendapatkan gelar Sarjana Teknik dari Jurusan  
Teknik Metalurgi Universitas Sultan Ageng Tirtayasa



Oleh:

Raihan Diva Nauval  
3334200028

**JURUSAN TEKNIK METALURGI FAKULTAS TEKNIK  
UNIVERSITAS SULTAN AGENG TIRTAYASA  
BANTEN  
2024**

LEMBAR PENGESAHAN

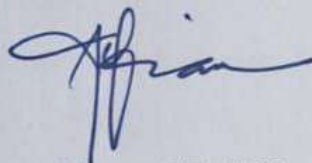
**PENGARUH PENAMBAHAN Ag DAN Cu PADA PADUAN  
Ti-6Al-7Nb TERHADAP SIFAT ANTIBAKTERI DAN  
KETAHANAN KOROSI UNTUK APLIKASI  
IMPLAN ORTOPEDI**

**SKRIPSI**

Dibuat untuk memenuhi syarat mendapatkan gelar Sarjana Teknik dari Jurusan  
Teknik Metalurgi Universitas Sultan Ageng Tirtayasa

Disetujui untuk Jurusan Teknik Metalurgi oleh:

Pembimbing I



**Prof. Alfirano, S.T., M.T., Ph.D.**  
NIP. 197406292003121001

Pembimbing II



**Dr. Ir. Djoko Hadi Prajitno, MSME.**  
NIP. 191591041988121001

LEMBAR PERSETUJUAN

**PENGARUH PENAMBAHAN Ag DAN Cu PADA PADUAN  
Ti-6Al-7Nb TERHADAP SIFAT ANTIBAKTERI DAN  
KETAHANAN KOROSI UNTUK APLIKASI  
IMPLAN ORTOPEDI**

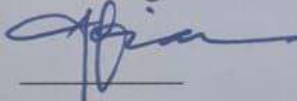
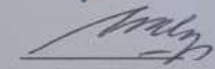
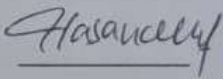
SKRIPSI

Disusun dan diajukan oleh:

**Raihan Diva Nauval**

**3334200028**

Telah disidangkan di depan dewan penguji pada tanggal 26 Agustus 2024

	Susunan Dewan Penguji	Tanda Tangan
<b>Penguji I</b>	: Prof. Alfirano, S.T., M.T., Ph.D.	
<b>Penguji II</b>	: Dr. Ir. Djoko Hadi Prajitno, MSME.	
<b>Penguji III</b>	: Dr. Indah Uswatun Hasanah, S.Si., M.T.	

Skripsi ini telah diterima sebagai salah satu persyaratan untuk memperoleh gelar Sarjana Teknik

Mengetahui

**Ketua Jurusan Teknik Metalurgi**



**Dr. Eng. Abdul Aziz, ST., MT.**

**NIP. 198003072005011002**

## LEMBAR PERNYATAAN

Dengan ini saya sebagai penulis skripsi berikut:

Judul : Pengaruh Penambahan Ag dan Cu pada Paduan Ti-6Al-7Nb  
terhadap Sifat Antibakteri dan Ketahanan Korosi untuk  
Aplikasi Implan Ortopedi

Nama Mahasiswa : Raihan Diva Nauval

NIM : 3334200028

Fakultas : Teknik

Menyatakan dengan sesungguhnya bahwa Skripsi tersebut di atas adalah benar-benar hasil karya asli saya dan tidak memuat hasil karya orang lain, kecuali dinyatakan melalui rujukan yang benar dan dapat dipertanggungjawabkan. Apabila dikemudian hari ditemukan hal-hal yang menunjukkan bahwa sebagian atau seluruh karya ini bukan karya saya, maka saya bersedia dituntut melalui hukum yang berlaku. Saya juga bersedia menanggung segala akibat hukum yang timbul dari pernyataan yang secara sadar dan sengaja saya nyatakan melalui lembar ini.

Cilegon, 26 Agustus 2024



Raihan Diva Nauval  
NIM. 334200028

## ABSTRAK

Perkembangan paduan berbasis titanium (Ti) dengan sifat antibakteri dan modulus elastisitas rendah telah menjadi perhatian dalam penelitian biomaterial logam. Hal ini disebabkan oleh tingginya tingkat infeksi setelah prosedur implantasi, meskipun dengan prosedur operasi aseptik yang ketat. Selain itu, fenomena *stress shielding* akibat perbedaan modulus elastisitas antara material implan dan tulang, meningkatkan risiko kegagalan implan. Penelitian ini bertujuan mengembangkan paduan Ti-6Al-7Nb dengan penambahan Ag dan Cu masing-masing sebesar 1%, 3%, dan 5% untuk meningkatkan sifat antibakteri, ketahanan korosi, dan menurunkan modulus elastisitas. Sampel paduan dibuat menggunakan alat *Single Arc Vacuum Furnace* menggunakan gas argon UHP 99,9%. Pengujian yang dilakukan meliputi *X-ray Fluorescence* (XRF), struktur mikro dilakukan menggunakan Mikroskop Optik dan *X-ray diffraction* (XRD), antibakteri dilakukan menggunakan metode *Plate Count* dengan menggunakan bakteri *Staphylococcus aureus*, modulus elastisitas menggunakan metode Ultrasonik Pulsa Gema, dan korosi dengan Polarisasi dalam larutan *Ringer Lactate*. Hasil penelitian menunjukkan bahwa struktur mikro *as-cast* paduan Ti-6Al-7Nb dengan penambahan Ag dan Cu terjadi penghalusan struktur *lamellar* dan tetap memiliki fasa  $\alpha+\beta$  dengan struktur dasar *Widmanstätten* dengan pola *basketweave*. Penambahan unsur Ag dan Cu terbukti meningkatkan sifat antibakteri dan ketahanan korosi, serta menurunkan nilai modulus elastisitas. Namun, penambahan unsur Ag lebih efektif karena menghasilkan nilai sifat antibakteri, ketahanan korosi, dan nilai modulus elastisitas yang lebih optimal. Paduan yang menunjukkan hasil terbaik terdapat pada paduan dengan penambahan 5% Ag dengan nilai laju antibakteri mencapai 95%, laju korosi sebesar 0,00759 *mpy*, dan modulus elastisitas sebesar 82 Gpa.

**Kata Kunci:** Titanium, Sifat Antibakteri, Ketahanan Korosi, Modulus Elastisitas

## KATA PENGANTAR

Alhamdulillah penulis panjatkan rasa syukur kehadirat Allah SWT atas segala rahmat dan nikmat-Nya sehingga mampu menyelesaikan penulisan skripsi dengan judul **“Pengaruh Penambahan Ag dan Cu pada Paduan Ti-6Al-7Nb terhadap Sifat Antibakteri dan Ketahanan Korosi untuk Aplikasi Implan Ortopedi”**. Laporan skripsi ini disusun sebagai salah satu syarat mengerjakan tugas akhir pada program S1 di Jurusan Teknik Metalurgi Universitas Sultan Ageng Tirtayasa. Selesaiannya laporan skripsi ini tidak lepas dari bantuan beberapa pihak, sehingga penulis mengucapkan terimakasih kepada:

1. Bapak Dr. Eng. Abdul Aziz, S.T., M. T. selaku Ketua Jurusan Teknik Metalurgi FT. Untirta.
2. Bapak Prof. Alfirano, S. T., M. T., Ph.D selaku dosen pembimbing pertama yang telah membimbing dengan memberikan masukan, kritik, dan motivasi membangun yang berguna bagi penulis dalam penyusunan laporan skripsi ini.
3. Bapak Dr. Ir. Djoko Hadi Prajitno MSME selaku pembimbing kedua dari Lembaga Badan Riset dan Inovasi Nasional Kota Bandung (BRIN) yang telah membimbing, memberikan masukan, dan motivasi selama penulis melakukan percobaan di Laboratorium Fisika dan Metalurgi BATAN, Bandung.
4. Orang tua penulis yaitu Ibu Inne Rachmavitriane dan Keluarga Besar Turangga yang telah memberikan bantuan baik moral maupun moril kepada penulis dalam penyusunan laporan skripsi ini.

5. Ibu Dr. Amalia Sholehah, S.Si., M.Si. selaku dosen pembimbing akademik yang memberikan motivasi dan masukan kepada penulis selama menjalani perkuliahan.
6. Ibu Andinnie Juniarsih, ST., MT. selaku Koordinator Skripsi Jurusan Teknik Metalurgi FT. Untirta.
7. Bapak Toni Agung Priambodo selaku Kepala Inspeksi Teknik yang telah memberikan izin dan membantu dalam penggunaan alat *Ultrasonic Flaw Detector* di Balai Besar Bahan dan Barang Teknik (B4T).
8. Keluarga Besar Mahasiswa Teknik Metalurgi, baik senior, rekan satu angkatan, dan junior atas masukan dan bantuan yang telah diberikan dalam penyusunan laporan skripsi ini.

Penulis menyadari masih banyak kekurangan dalam penyusunan skripsi ini. Penulis terbuka terhadap saran, koreksi, dan tanggapan untuk perbaikan berikutnya. Harapan penulis semoga laporan skripsi ini dapat berguna sebagai acuan penelitian bagi penulis dan bermanfaat bagi rekan-rekan mahasiswa maupun pihak-pihak lain yang memerlukannya sebagai bahan kajian dan studi maupun sumber referensi. Atas perhatiannya, penulis ucapkan terimakasih.

Cilegon, 26 Agustus 2024

Raihan Diva Nauval

## DAFTAR ISI

	Halaman
<b>HALAMAN JUDUL</b> .....	i
<b>LEMBAR PENGESAHAN</b> .....	ii
<b>LEMBAR PERSETUJUAN</b> .....	iii
<b>LEMBAR PERNYATAAN</b> .....	iv
<b>ABSTRAK</b> .....	v
<b>KATA PENGANTAR</b> .....	vi
<b>DAFTAR ISI</b> .....	viii
<b>DAFTAR TABEL</b> .....	xi
<b>DAFTAR GAMBAR</b> .....	xii
<b>BAB I PENDAHULUAN</b> .....	1
1.1 Latar Belakang .....	1
1.2 Identifikasi Masalah .....	5
1.3 Tujuan Penelitian.....	6
1.4 Batasan Masalah.....	6
1.5 Sistematika Penulisan.....	7
<b>BAB II TINJAUAN PUSTAKA</b> .....	9
2.1 Biomaterial .....	9
2.2 Titanium Dalam Aplikasi Biomedis.....	12
2.3 Paduan Ti-6Al-7Nb .....	16
2.4 Paduan Titanium Antibakteri .....	20
2.5 Sifat Antibakteri Perak dan Tembaga (Cu).....	21



2.6	Pengaruh Ag dan Tembaga Cu Terhadap Sifat Mekanik.....	25
2.7	Pengaruh Ag dan Tembaga Cu Terhadap Ketahanan Korosi .....	27
<b>BAB III METODE PENELITIAN .....</b>		<b>29</b>
3.1	Tempat dan Waktu Penelitian .....	29
3.2	Diagram Alir Penelitian .....	29
3.3	Alat dan Bahan.....	31
3.2.1	Alat-alat yang Digunakan.....	31
3.2.2	Bahan-bahan yang Digunakan.....	32
3.3	Prosedur Penelitian.....	33
3.3.1	Prosedur Preparasi Sampel Paduan Ti-6Al-7Nb-xAg/Cu.....	33
3.3.2	Prosedur Pengamatan Metalografi .....	34
3.3.3	Prosedur Pengujian <i>X-Ray Diffraction</i> .....	34
3.3.4	Prosedur Pengujian Ultrasonik.....	35
3.3.5	Prosedur Pengujian Korosi.....	36
3.3.6	Prosedur Pengujian Antibakteri.....	37
<b>BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN .....</b>		<b>39</b>
4.1	Hasil Pengujian Komposisi Kimia .....	39
4.2	Hasil Pengamatan Struktur Mikro.....	41
4.3	Hasil Pengujian <i>X-Ray Diffraction</i> (XRD).....	44
4.4	Hasil Pengujian Ultrasonik.....	48
4.5	Hasil Pengujian Korosi.....	54
4.6	Hasil Pengujian Antibakteri .....	60
<b>BAB V KESIMPULAN DAN SARAN .....</b>		<b>65</b>

5.1 Kesimpulan.....	65
5.2 Saran.....	66
<b>DAFTAR PUSTAKA .....</b>	<b>67</b>
<b>LAMPIRAN A CONTOH PERHITUNGAN .....</b>	<b>73</b>
<b>LAMPIRAN B DATA PENELITIAN.....</b>	<b>82</b>
<b>LAMPIRAN C GAMBAR ALAT DAN BAHAN .....</b>	<b>93</b>

## DAFTAR TABEL

<b>Tabel</b>	<b>Halaman</b>
Tabel 2.1 Paduan Titanium yang Digunakan dalam Aplikasi Biomedis .....	16
Tabel 2.2 Persyaratan komposisi kimia paduan Ti-6Al-7Nb.....	17
Tabel 2.3 Parameter kurva polarisasi paduan Ti-13Nb-13Zr-xCu.....	28
Tabel 3.1 Komposisi Kimia Larutan <i>Ringer Lactate</i> .....	36
Tabel 4.1 Komposisi Paduan Hasil Uji XRF .....	40
Tabel 4.2 Parameter Struktural Berdasarkan Hasil Pengujian XRD.....	45
Tabel 4.3 Presentase Fasa $\alpha$ dan $\beta$ Pada Paduan Ti-6Al-7Nb.....	46
Tabel 4.4 Data Hasil Pengujian Ultrasonik.....	49
Tabel 4.5 Perbandingan Panjang <i>Nearfield</i> dan Ketebalan Sampel.....	51
Tabel 4.6 Data Berat Ekuivalen, Densitas, dan Luas Permukaan Sampel Uji.....	54
Tabel 4.7 Data Hasil Kurva Polarasasi Tafel .....	55
Tabel 4.8 Kategori Ketahanan Korosi Relatif.....	58
Tabel 4.9 Hasil Pengujian Antibakteri .....	60

## DAFTAR GAMBAR

<b>Gambar</b>	<b>Halaman</b>
Gambar 2.1 Klasifikasi Biomaterial.....	10
Gambar 2.2 Klasifikasi Biomaterial Berdasarkan Jenis Material .....	12
Gambar 2.3 Efek dari (a)penstabil $\alpha$ dan (b)penstabil $\beta$ pada struktur mikro paduan titanium .....	15
Gambar 2.4 Pengaruh Komposisi Niobium Terhadap Sifat Mekanik Paduan.....	18
Gambar 2.5 Pengaruh Al pada Sifat Paduan Ti .....	19
Gambar 2.6 Struktur Mikro <i>as cast</i> Ti-6Al-7Nb.....	20
Gambar 2.7 Mekanisme Antibakteri Ion Logam .....	22
Gambar 2.8 Sifat Antibakteri Perak dan Tembaga .....	24
Gambar 2.9 Pengaruh Penambahan Ag terhadap Sifat Mekanik Ti-Nb .....	26
Gambar 2.10 Pengaruh Penambahan Cu terhadap Sifat Mekanik Ti-13Nb-13Zr .	26
Gambar 2.11 Pengaruh Penambahan Ag terhadap Ketahanan Korosi cp-Ti.....	28
Gambar 3.1 Diagram Alir Penelitian .....	31
Gambar 4.1 Struktur Mikro <i>As Cast</i> Paduan Ti-6Al-7Nb .....	41
Gambar 4.2 Struktur Mikro <i>As Cast</i> Paduan Ti-6Al-7Nb .....	42
Gambar 4.3 Kurva Pengaruh Penambahan Unsur Ag dan Cu Terhadap Intensitas Fasa Relatif yang Terbentuk pada Paduan Ti-6Al-7Nb.....	46
Gambar 4.4 Pola Difraksi Paduan Ti-6Al-7Nb-xAg/Cu .....	48
Gambar 4.5 Kurva Pengaruh Penambahan Unsur Ag dan Cu Terhadap Nilai ..... Modulus Elastisitas Paduan Ti-6Al-7Nb .....	52
Gambar 4.6 Diagram Hasil Variasi Komposisi Ag dan Cu Pada Paduan Ti-6Al-7Nb terhadap Laju Korosi.....	56
Gambar 4.7 Kurva Polarisasi Tafel Paduan Ti-6Al-7Nb-xAg/Cu.....	57

Gambar 4.8 Representatif Hasil Uji Antibakteri <i>As Cast</i> Paduan Ti-6Al-7Nb.....	61
Gambar 4.9 Mekanisme Sifat Antibakteri Paduan Ti-6Al-7Nb-xAg/Cu .....	63
Gambar C.1 <i>Laminar Air Flow</i> .....	94
Gambar C.2 Cawan Petri.....	94
Gambar C.3 <i>Bunsen</i> .....	94
Gambar C.4 Neraca Digital.....	94
Gambar C.5 <i>Single Arc Melting Furnace</i> .....	94
Gambar C.6 <i>Hot Plate</i> .....	94
Gambar C.7 XRF Bruker S1 Titan.....	95
Gambar C.8 Inkubator.....	95
Gambar C.9 Mikropipet .....	95
Gambar C.10 XRD.....	95
Gambar C.11 <i>Ultrasonic Flaw Detector</i> .....	95
Gambar C.12 Jangka Sorong.....	95
Gambar C.13 <i>Probe Lurus 5 MHz Diameter 0, 25 inci</i> .....	96
Gambar C.14 <i>Grinding Machine</i> .....	96
Gambar C.15 <i>Kroll's Reagent</i> .....	96
Gambar C.16 <i>Set Alat Potensiodimanik</i> .....	96
Gambar C.17 Larutan <i>Phospate Buffer</i> .....	96
Gambar C.18 Isolat Bakteri <i>S.aureus</i> A29213.....	96
Gambar C.19 <i>Shot Titanium</i> .....	97
Gambar C.20 <i>Aquadest</i> .....	97
Gambar C.21 <i>Shot Tembaga</i> .....	97

Gambar C.22 <i>Shot Aluminum</i> .....	97
Gambar C.23 <i>Media Nutrient Broth</i> .....	97
Gambar C.24 <i>Media Agar</i> .....	97
Gambar C.25 <i>Shot Perak</i> .....	98
Gambar C.26 <i>Coupling Agent</i> .....	98
Gambar C.27 <i>Wire Niobium</i> .....	98
Gambar C.28 <i>Ringer Lactate</i> .....	98
Gambar C.29 <i>Gas Argon UHP</i> .....	98

# BAB I

## PENDAHULUAN

### 1.1 Latar Belakang

Tulang memainkan peran penting dalam tubuh manusia, karena tulang berfungsi sebagai pendukung aktivitas fisik dan melindungi organ-organ tubuh. Kerusakan tulang yang tidak ditangani dapat berdampak terhadap kualitas hidup manusia. Oleh karena itu, diperlukan bahan untuk memperbaiki jaringan tulang yang rusak, yang dikenal sebagai biomaterial [1]. Dilaporkan bahwa lebih dari 2,5 juta perangkat medis terbuat dari logam dan paduannya [2]. Logam dan paduannya, termasuk baja tahan karat, paduan titanium, dan paduan kobalt, telah banyak digunakan secara klinis dalam aplikasi implan tulang. Di antara jenis logam tersebut, titanium dan paduannya menjadi pilihan utama dalam aplikasi implan ortopedi karena memiliki densitas yang rendah, dengan sifat mekanik, ketahanan terhadap korosi, dan biokompabilitas yang baik [3].

Paduan Ti-6Al-7Nb merupakan salah satu paduan titanium yang telah digunakan secara klinis dalam aplikasi implan ortopedi untuk menggantikan paduan Ti-6Al-4V ELI (*Extra Low Interstitial*). Paduan Ti-6Al-7Nb menggunakan unsur niobium sebagai unsur penstabil  $\beta$ , karena unsur vanadium diketahui berbahaya bagi tubuh manusia. Paduan ini memiliki biokompatibilitas, ketahanan terhadap korosi, dan sifat mekanik yang lebih baik dibandingkan dengan paduan Ti-6Al-4V [4]. Namun, perlu diketahui penggunaan jangka panjang biomaterial logam sebagai perangkat implan dapat menyebabkan adhesi mikroorganisme pada perangkat

implan, yang dapat berpotensi menyebabkan suatu prognosis baru [5]. Adhesi mikroorganisme dapat menyebabkan penyakit infeksi akibat implan (*Implant-Related Infection/IRI*), yang merupakan infeksi serius yang terjadi setelah pemasangan implan ortopedi. Infeksi ini menyebabkan osteomyelitis (peradangan tulang) dan kegagalan implan, yang kemudian memerlukan tindakan bedah ulang untuk memperbaiki jaringan yang terinfeksi (*debridement*) dan mengganti implan yang rusak. *Staphylococcus aureus* merupakan patogen yang menyebabkan sebagian besar kasus penyakit infeksi akibat implan (IRI). *Staphylococcus Aureus* Yang Resisten Terhadap Metisilin (MRSA) akan memperburuk penyakit infeksi akibat implan (IRI), karena pembentukan biofilm yang dapat melindungi bakteri dari sistem kekebalan tubuh dan pengobatan antibiotik, sehingga mempersulit proses penyembuhan. Jika dibandingkan bagian spesialisasi medis lainnya, tingkat terjadinya MRSA lebih tinggi di bagian spesialisasi ortopedi [6]. Di Amerika Serikat, terdapat sekitar 2,6 juta implan ortopedi dipasang setiap tahun, dan sekitar 112.000 di antaranya (4,3%) mengalami infeksi dalam berbagai tingkatan. Selain itu, terdapat kejadian infeksi setelah operasi penggantian lutut (*total knee arthroplasty*) berkisar antara 0,5% hingga 5%, sedangkan pada operasi penggantian pinggul (*total hip arthroplasty*) berkisar antara 0,6% hingga 16% [7].

Dalam pengembangan paduan untuk aplikasi implan ortopedi, nilai modulus elastisitas dari sebuah implan perlu dipertimbangkan karena sifat ini memengaruhi distribusi tegangan. Semakin besar perbedaan modulus elastisitas ini dibandingkan dengan jaringan tulang, semakin besar kemungkinan terjadinya fenomena *stress shielding*. Implan akan menanggung sebagian besar beban, jaringan tulang membawa beban biologis yang rendah, menyebabkan resorpsi jaringan tulang dan



meningkatkan risiko kegagalan implan [8 - 9]. Selain itu, sifat ketahanan korosi merupakan faktor yang sangat penting dalam proses desain paduan untuk digunakan pada tubuh manusia (*in vivo*). Proses korosi dapat mengakibatkan pelepasan zat alergenik, toksik, sitotoksik, atau karsinogenik yang berdampak negatif pada biokompatibilitas implan [10].

Oleh karena itu, diperlukan suatu penanganan yang lebih terarah pada pencegahan terjadinya infeksi dan pembentukan biofilm akibat bakteri pada daerah implantasi, dengan tetap memperhatikan nilai modulus elastisitas dan ketahanan terhadap korosi. Salah satu penanganan adhesi mikroorganisme pada implan dapat dilakukan dengan *alloying* menggunakan unsur yang memiliki ketahanan terhadap bakteri. Di antara teknologi pencegahan pertumbuhan bakteri pada implan, metode *alloying* memiliki ketahanan sifat antibakteri jangka panjang jika dibandingkan metode *surface modification*. Pada metode *surface modification*, ketahanan sifat antibakteri dapat lebih rentan terhadap keausan atau abrasi ketika dilakukan proses permesinan [2].

Saat ini, penggunaan unsur Ag (perak) dan Cu (tembaga) banyak digunakan dalam pengembangan logam paduan antibakteri. Penggunaan perak dalam paduan antibakteri dikarenakan sifat antibakterinya yang efektif melawan berbagai jenis bakteri. Konsentrasi hambat minimum (*Minimum Inhibitory Concentration/MIC*) untuk perak mencapai 37,4  $\mu\text{M}$ , menunjukkan perak sebagai pilihan yang efektif untuk mengendalikan pertumbuhan bakteri dan mencegah infeksi pada tingkat konsentrasi yang rendah. Penggunaan tembaga dalam paduan antibakteri juga memiliki efisiensi ketahanan terhadap bakteri dibandingkan dengan unsur lain. Berdasarkan hasil perhitungan jumlah koloni bakteri, efektivitas antibakteri unsur

logam tersebut berurutan dari tinggi ke rendah adalah  $Pb > Cu > Co > Zn > Ni > Zr > Mo$  [2].

Penelitian telah menunjukkan bahwa paduan biomedis yang mengandung Ag dan Cu dalam Ti murni dan paduan Ti memiliki sifat antibakteri yang sangat baik. Bao *et al.*, (2022) telah membuktikan penggunaan unsur Ag terhadap sifat antibakteri dengan menggunakan paduan  $Ti_{50}Zr_{25}Nb_{25}-Ag_x$  ( $x = 1\%$ ,  $3\%$ , dan  $5\%$ ), didapatkan peningkatan laju antibakteri seiring dengan penambahan komposisi Ag menjadi  $81,4\%$ ,  $98,0\%$ , dan  $99,1\%$  terhadap bakteri *S.aureus* [8]. Penelitian lain yang dilakukan oleh Ren *et al.*, (2014) membuktikan penggunaan unsur Cu terhadap sifat antibakteri dengan menggunakan paduan Ti-6Al-4V. Seiring dengan peningkatan kandungan Cu, aktivitas antibakteri dari paduan Ti-6Al-4V- $x$ Cu ( $x = 1\%$ ,  $3\%$ , dan  $5\%$ ) semakin meningkat dan mampu membunuh hampir semua koloni bakteri *S.aureus* dan *E.coli* [7].

Penambahan Ag dan Cu ke dalam paduan tidak hanya memberikan sifat antibakteri yang kuat, tetapi juga memberikan dampak positif pada sifat mekanik dan ketahanan korosi. Sebagai unsur penstabil fasa  $\beta$ , tembaga dan perak dapat mengurangi temperatur transisi fasa  $\beta$ , memperluas wilayah fasa  $\beta$ , dan memfasilitasi pembentukan struktur fasa  $\beta$  [11]. Cai *et al.*, (2024) menggunakan paduan  $Ti-Nb_{13}-Nb_{13}-Ag_x$  ( $x = 7\%$  dan  $10\%$ ) telah membuktikan peningkatan kandungan Ag dapat meningkatkan ketahanan terhadap korosi dari paduan Ti-13Nb-13Zr- $x$ Ag serta mengurangi modulus elastisitasnya [12]. Sedangkan penelitian lainnya yang membuktikan pengaruh kandungan Cu dilakukan oleh Yuan *et al.*, (2021) menggunakan paduan  $Ti-Nb_{13}-Zr_{13}-Cu_x$  ( $x = 4\%$ ,  $7\%$ ,  $10\%$ , dan

13%) telah membuktikan, penambahan unsur Cu memberikan pengaruh terhadap penurunan nilai modulus elastisitas dan rapat arus korosi [13].

Pada penelitian ini, paduan Ti-6Al-7Nb dipilih sebagai matrix dengan variasi komposisi unsur Ag (1%, 3%, 5%) dan Cu (1%, 3%, 5%) dipilih sebagai unsur antibakteri untuk mengidentifikasi perbedaan respons paduan terhadap perubahan komposisi Ag dan Cu. Paduan Ti-6Al-7Nb-xAg/Cu dirancang untuk meningkatkan sifat antibakteri dan ketahanan korosi dengan mempertahankan nilai modulus elastisitas tetap rendah. Penambahan unsur Ag dan Cu pada paduan Ti-6Al-7Nb belum pernah dilakukan, hal inilah yang mendasari perlunya dilakukan penelitian untuk menghasilkan data teknis yang dipertimbangkan penggunaannya dalam aplikasi implan ortopedi.

## **1.2 Identifikasi Masalah**

Berdasarkan latar belakang masalah yang telah dijelaskan, didapatkan identifikasi masalah yang ada dalam penelitian ini yaitu mengetahui nilai aktivitas antibakteri, ketahanan korosi, dan modulus elastisitas pada paduan Ti-6Al-7Nb terhadap variasi komposisi unsur Ag (1%, 3%, 5%) dan Cu (1%, 3%, 5%). Seluruh variasi tersebut akan dibandingkan dengan paduan tanpa penambahan Ag dan Cu untuk mengetahui unsur antibakteri yang efektif dalam meningkatkan nilai aktivitas antibakteri dan ketahanan korosi dengan mempertahankan nilai modulus elastisitas yang rendah. Hal ini dilakukan karena keberadaan implan dapat meningkatkan respons tubuh terhadap bakteri, yang menyebabkan besar kemungkinan terjadinya infeksi akibat implan. Selain itu, untuk mencegah terjadinya efek *stress shielding* dan meningkatkan biokompatibilitas pada implan. Dengan mengetahui pengaruh penambahan Ag dan Cu yang dilakukan, diharapkan dapat diprediksi potensi

material implan ortopedi yang memiliki sifat antibakteri dan ketahanan korosi yang kuat dengan nilai modulus elastitas yang rendah.

### **1.3 Tujuan Penelitian**

Tujuan penelitian ini adalah untuk mendapatkan material implan medis dengan sifat antibakteri dan ketahanan korosi tinggi dengan nilai modulus elastisitas yang rendah. Adapun tujuan khusus dari penelitian ini adalah:

1. Menganalisis penambahan unsur Ag (1%, 3%, 5%) dan Cu (1%, 3%, 5%) terhadap nilai laju antibakteri *staphylococcus aureus* pada paduan Ti-6Al-7Nb.
2. Menganalisis pengaruh penambahan unsur Ag (1%, 3%, 5%) dan Cu (1%, 3%, 5%) terhadap nilai laju korosi paduan Ti-6Al-7Nb pada larutan simulasi tubuh *ringer lactate*.
3. Menganalisis pengaruh penambahan unsur Ag (1%, 3%, 5%) dan Cu (1%, 3%, 5%) terhadap nilai modulus elastisitas paduan Ti-6Al-7Nb.
4. Menganalisis pengaruh penambahan unsur Ag (1%, 3%, 5%) dan Cu (1%, 3%, 5%) terhadap struktur mikro yang terbentuk pada paduan Ti-6Al-7Nb.

### **1.4 Batasan Masalah**

Adapun batasan masalah pada penelitian ini yaitu meliputi:

1. Sampel yang digunakan pada penelitian ini merupakan *As-Cast* paduan Ti-6Al-7Nb dengan bahan baku *shot* titanium, niobium, aluminium,

tembaga, dan perak dengan kadar 99% menggunakan *Single Arc Melting Furnace*.

2. Karakterisasi sampel sebelum dilakukan pengujian menggunakan *X-ray Fluorescence (XRF)* untuk mengetahui komposisi paduan.

3. Variasi tetap:

Variasi Komposisi Ag dan Cu masing-masing adalah 1%, 3%, dan 5%.

4. Variasi terikat:

a. Nilai modulus elastisitas

b. Laju antibakteri

c. Struktur mikro

d. Laju korosi

5. Pengujian yang dilakukan:

a. Pengujian struktur mikro menggunakan mikroskop optik dan XRD.

b. Pengujian modulus elastisitas menggunakan uji ultrasonik pulsa gema.

c. Pengujian korosi menggunakan metode polarisasi dengan menggunakan *ringer lactate* sebagai larutan simulasi tubuh.

d. Pengujian antibakteri menggunakan metode *total plate count* menggunakan bakteri *Staphylococcus aureus*.

## 1.5 Sistematika Penulisan

Sistematika penulisan pada skripsi ini terdiri dari lima bab. Bab I menjelaskan latar belakang, identifikasi masalah, tujuan penelitian, Batasan masalah, dan sistematika penulisan. Bab II menjelaskan mengenai tinjauan Pustaka yang berisi penjelasan teori secara umum tentang biomaterial, titanium dalam aplikasi

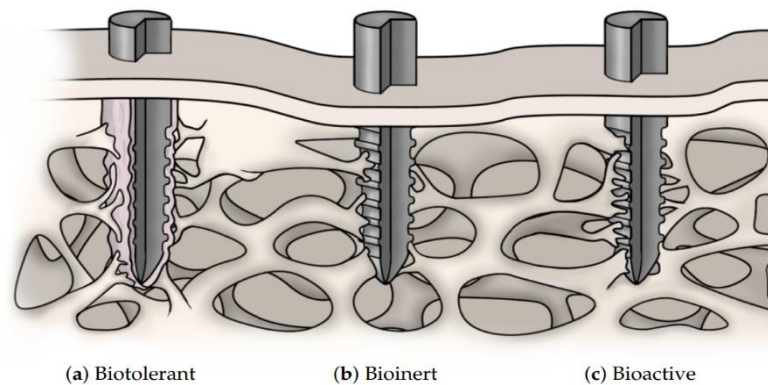
biomedis, paduan Ti-6Al-7Nb, paduan titanium antibakteri, sifat antibakteri perak dan tembaga, dan penelitian yang relevan mengenai pengaruh perak dan tembaga terhadap sifat antibakteri, sifat mekanik, dan ketahanan terhadap korosi. Bab III menjelaskan mengenai tempat dan waktu pelaksanaan penelitian, metode penelitian yang berisi diagram alir penelitian, alat dan bahan, serta prosedur penelitian mulai dari preparasi hingga proses pengamatan dan pengujian. Bab IV menjelaskan hasil dan pembahasan dari data hasil *alloying* dengan variasi unsur Ag dan Cu (1%, 3%, dan 5%) serta membahas mengenai hubungan variable tetap terhadap variable terikat pada penelitian yang telah dilakukan. Bab V menjelaskan tentang kesimpulan penelitian yang telah dilakukan dan saran-saran untuk penelitian selanjutnya. Daftar Pustaka berisi berbagai referensi yang digunakan dalam penyusunan skripsi. Dan pada akhir skripsi terdapat lampiran yang berisi perhitungan, data pengujian, dan gambar alat serta bahan yang digunakan pada penelitian mengenai pengaruh penambahan Ag dan Cu terhadap sifat antibakteri dan ketahanan korosi pada paduan Ti-6Al-7Nb.

## **BAB II**

### **TINJAUAN PUSTAKA**

#### **2.1 Biomaterial**

Biomaterial merupakan bahan yang digunakan untuk jangka waktu tertentu untuk meningkatkan atau menggantikan sebagian atau seluruh jaringan, organ, atau fungsi tubuh [14]. Biomaterial digunakan untuk menjaga atau meningkatkan kualitas hidup individu manusia. Berdasarkan Gambar 2.1, biomaterial diklasifikasikan ke dalam tiga kategori yang berbeda. Pertama, material biotoleran: tidak menyebabkan penolakan langsung pada tubuh dan dikelilingi oleh lapisan serat sebagai proteksi tubuh terhadap material asing untuk membantu memisahkan material implan dari jaringan sekitarnya. Contoh dari material biotoleran adalah polietilena dan paduan Co-Cr. Kedua, material bioaktif: dapat membentuk ikatan kimia dengan tulang, menimbulkan osseointegrasi (pertumbuhan tulang) di permukaan material, di mana kolagen dan mineral tulang melekat pada permukaan implan. Umumnya material bioaktif memiliki komposisi kimia yang mirip dengan fasa mineral dalam tulang, seperti hidroksiapatit. Ketiga, material *bioinert*: dapat dipisahkan oleh jaringan serat, seperti material biotoleran. Namun, dalam kondisi tertentu dapat kontak langsung dengan tulang tetapi tidak menyebabkan respons kimia antara implan dan jaringan tulang. Material *bioinert* dan bioaktif bertindak sebagai osteokonduktif, yaitu sebagai bahan penyangga untuk membentuk pertumbuhan tulang di permukaan implan [14].



**Gambar 2.1** Klasifikasi Biomaterial [15]

Biomaterial menjadi sangat penting di zaman modern, telah digunakan secara luas dalam berbagai bidang ilmu kedokteran, termasuk ortopedi, ortodonti, sistem kardiovaskular, farmasi, dan lain-lain. Dalam bidang ortopedi biomaterial digunakan untuk mengembalikan struktural tulang yang rusak. Setiap biomaterial harus memenuhi beberapa karakteristik mekanis dan biologis, seperti memiliki sifat mekanik yang sesuai (densitas, modulus elastisitas, kekuatan, dan kekerasan), memiliki biostabilitas yang baik (ketahanan terhadap hidrolisis, oksidasi, dan korosi), memiliki biokompatibilitas, terutama dalam kasus implan (mendorong terjadinya osseointegrasi), memiliki *bioinertness* yang tinggi (sifat non-toksik dan non-iritan), dan memiliki ketahanan aus yang tinggi [16].

Sifat mekanik dari suatu biomaterial ditentukan oleh fungsi medis yang diperlukan, dalam kasus implan ortopedi faktor-faktor seperti kekuatan untuk menahan beban dan elastisitas untuk menahan tekanan geser memainkan peran penting. Dalam ortopedi, bahan implan harus dapat menahan siklus pemuatan dan pembebanan berulang di bawah berbagai gaya seperti lenturan, putaran, dan tekanan geser [17]. Selain itu, sifat biologis terpenting untuk suatu implan ortopedi adalah biokompabilitas. Biokompabilitas adalah istilah yang digunakan dalam

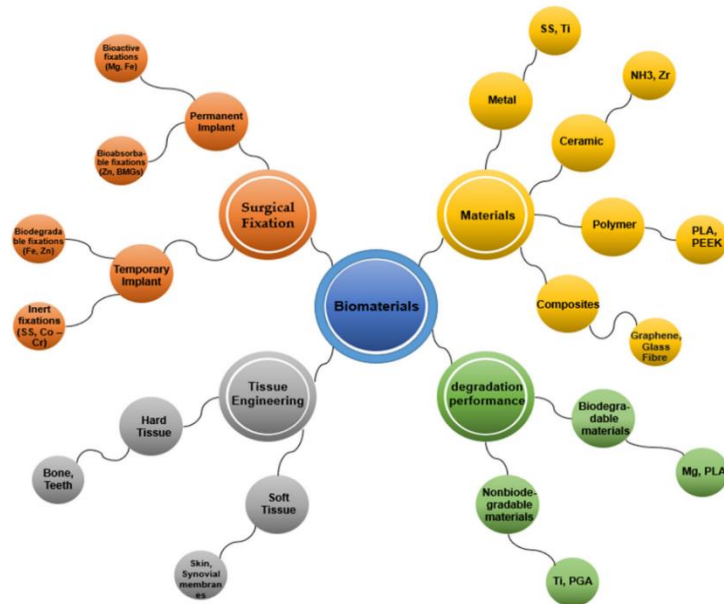


ilmu biomaterial untuk menggambarkan hubungan antara material asing dan tubuh. Secara spesifik, biokompatibilitas suatu zat dinilai berdasarkan kemampuan untuk berinteraksi dengan sistem tubuh tanpa menimbulkan reaksi yang merugikan seperti penolakan imun, toksisitas, atau infeksi. Biomaterial tidak boleh menghasilkan respons yang tidak diinginkan pada tubuh. Dua faktor utama menentukan biokompatibilitas suatu material adalah respons yang timbul dari tubuh terhadap biomaterial dan degradasi zat dalam lingkungan tubuh. Dua hal tersebut yang harus diperhatikan dalam biokompatibilitas [16].

Biomaterial dikategorikan ke dalam beberapa jenis, termasuk logam (*stainless steel*, titanium, emas, besi, magnesium), polimer (PLLA, PGA, PDS, silikon, polyester), keramik (hidroksiapatit, alumina, zirkonia), dan komposit, yang menggabungkan material dari kategori yang disebutkan [18]. Biomaterial juga dapat dikategorikan menjadi dua kelompok utama, yaitu bahan *biodegradable* yang terurai ke dalam jaringan tubuh sekitar dan bahan *non-biodegradable* yang tidak dapat terurai. Selain itu, biomaterial dalam konteks implan dapat diklasifikasikan sebagai implan permanen atau sementara tergantung pada prosedur bedah yang ditunjukkan pada Gambar 2.2 [16].

Jenis biomaterial pertama yang digunakan untuk perangkat implan adalah logam dan paduan, karena memiliki kekuatan dan ketidakteraktifan biologis yang baik. Jenis paduan logam yang banyak digunakan dalam aplikasi ortopedi umumnya adalah *stainless steels*, *cobalt-based alloys*, dan *titanium-based alloys*. Namun saat ini, titanium dan paduannya adalah material yang paling banyak digunakan dalam aplikasi implan ortopedi karena biokompatibilitas dan sifat mekaniknya yang sangat baik [16]. Paduan titanium biasa digunakan sebagai

implan ortopedi seperti pada pinggul buatan (*hip joint*), sendi lutut buatan (*knee joint*) [19].



**Gambar 2.2** Klasifikasi Biomaterial Berdasarkan Jenis Material [16]

## 2.2 Titanium Dalam Aplikasi Biomedis

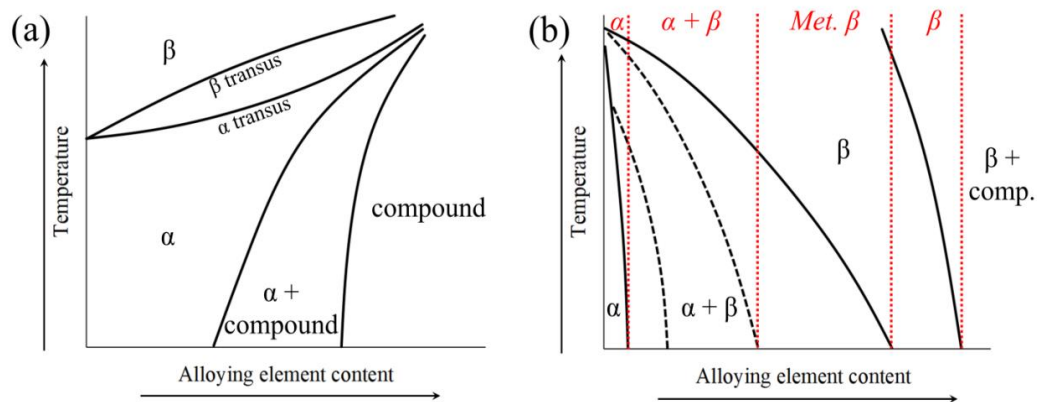
Unsur titanium ditemukan pada tahun 1791 oleh ahli mineralogi William Gregor atau. Sebelum disebut titanium, logam tersebut diberi nama *gregorite*. Nama titanium diberikan oleh ahli kimia asal Jerman bernama M.H. Klaproth pada tahun 1795. Titanium merupakan unsur dengan ketersediaan paling melimpah kesembilan di dalam kerak bumi. Namun, titanium jarang ditemukan dalam bentuk murni karena sebagian besar ditemukan dalam bentuk oksida yang tidak larut. Oksida yang paling sering ditemui adalah titanium oksida ( $\text{TiO}_2$ ) dan senyawa besi-titanium oksida ( $\text{FeTiO}_3$ ), yang biasanya ditemukan dalam mineral seperti *rutile*, *anatase*, dan *ilmenite* [19].

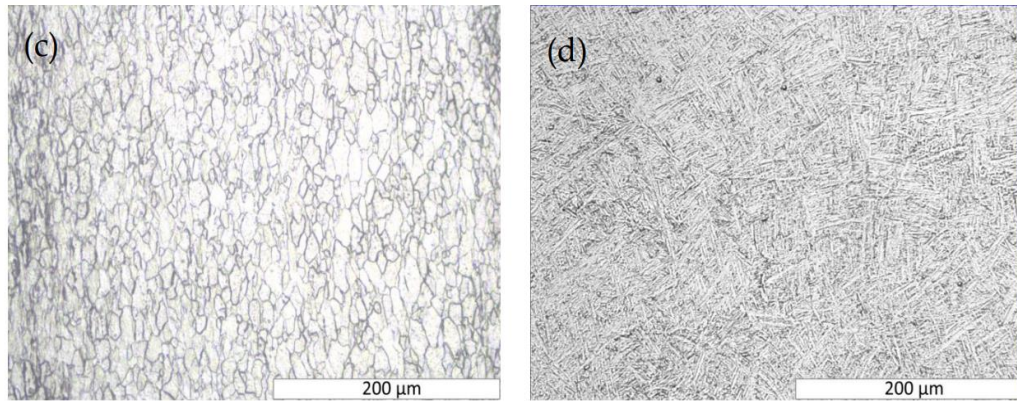
Salah satu karakteristik paling menjadi nilai jual dari titanium adalah kekuatannya yang setara dengan baja, namun dengan berat yang hanya sekitar 40%

dari baja tersebut. Selain itu, bobot titanium adalah sekitar 60% lebih berat daripada aluminium, menjadikannya sebagai pilihan yang menarik dalam aplikasi di mana kekuatan yang tinggi diperlukan dengan meminimalkan bobot. Titik lebur titanium tercatat pada suhu yang sangat tinggi, sekitar 1668°C, yang menjadikannya sangat tahan terhadap temperatur ekstrem. Dalam hal sifat magnetik, titanium adalah material paramagnetik yang menunjukkan reaksi magnet yang sangat lemah, yang berbeda dari logam ferromagnetik seperti besi. Di lain sisi, titanium memiliki konduktivitas listrik dan konduktivitas termal yang relatif rendah, yang membuatnya kurang cocok untuk penggunaan dalam aplikasi yang memerlukan sifat-sifat konduktif tinggi. Dalam aplikasi perangkat medis, seperti implan, konduktivitas listrik yang rendah dari titanium memberikan keuntungan untuk mencegah interaksi listrik dengan jaringan tubuh. Selain dikenal dengan kekuatan mekanik yang tinggi dan densitasnya yang rendah. Titanium memiliki ketahanan terhadap korosi yang tinggi, logam ini juga dikenal dengan biokompatibilitas yang sangat baik. Titanium telah menjadi bahan unggulan dalam pembuatan implan ortopedi, seperti pinggul buatan dan sendi lutut buatan, serta dalam aplikasi lain seperti implan gigi, alat bedah, dan elektroda medis. Di samping sifat-sifat mekaniknya yang tergolong tinggi, titanium memiliki kemampuan untuk berintegrasi dengan jaringan tubuh dan mendorong pertumbuhan sel, menjadikannya salah satu pilihan utama dalam upaya memperbaiki organ serta jaringan manusia dan mencapai terobosan dalam pengobatan dan rekayasa jaringan [20].

Titanium adalah logam yang memiliki beberapa fasa berbeda, tergantung pada temperatur dan tekanan. Fasa adalah bentuk struktural khusus yang dapat diambil oleh materi dalam kondisi tertentu. Fasa-fasa utama yang umumnya

dijumpai pada logam titanium antara lain adalah fasa  $\alpha$ -Ti (alfa),  $\beta$ -Ti (beta), dan  $\omega$ -Ti (omega). Fasa  $\alpha$ -Ti terbentuk pada temperatur rendah atau di bawah temperatur  $\beta$  transus (sekitar 882°C atau 1620°F). Temperatur  $\beta$  transus diubah dengan memodifikasi komposisi unsur paduan titanium. Unsur penstabil fasa  $\alpha$  seperti Al, N, O, dan lain-lain akan meningkatkan temperatur  $\beta$  transus, sehingga memperluas daerah  $\alpha$ . Sementara unsur penstabil  $\beta$  seperti V, Nb, Cr, Fe, dan lain-lain akan mengurangi temperatur  $\beta$  transus. Selain itu, terdapat unsur-unsur penstabil yang bersifat netral seperti Sn, Zr, unsur tersebut memiliki pengaruh tidak signifikan pada perubahan temperatur  $\beta$  transus. Fasa  $\alpha$ -Ti memiliki struktur kristal *hexagonal close-packed* (HCP). Fasa ini adalah fasa stabil pada temperatur ruang dan digunakan dalam berbagai aplikasi, termasuk dalam pembuatan implan medis. Fasa  $\beta$ -Ti muncul pada temperatur yang lebih tinggi, di atas temperatur transisi  $\alpha$ - $\beta$  (sekitar 882°C). Pada fasa ini, struktur kristal dari titanium adalah *body-centered cubic* (BCC). Selanjutnya adalah fasa  $\omega$ -Ti di mana fasa ini terbentuk pada suhu yang sangat rendah, di bawah -172°C atau -278°F, dan memiliki struktur kristal trigonal. Fasa ini cenderung jarang ditemui dan biasanya hanya dalam kondisi suhu dan tekanan ekstrem [20].





**Gambar 2.3** Efek dari (a) penstabil  $\alpha$  dan (b) penstabil  $\beta$  pada strukturmikro paduan titanium, (c) strukturmikro  $\alpha$ -Ti, (d) struktur mikro paduan Ti-6Al-4V [21]

Secara umum, paduan titanium dibagi menjadi beberapa kategori bergantung pada komposisi kimianya. Paduan  $\alpha$ -Ti yang terdiri dari penstabil *alpha* sepenuhnya memiliki kekuatan tarik yang relatif rendah dibandingkan dengan paduan  $\alpha+\beta$  dan  $\beta$ . Namun, paduan tersebut memiliki kekuatan mulur yang lebih baik dan banyak digunakan dalam aplikasi *aerospace*. Paduan  $\alpha$ -Ti yang mengandung penstabil *beta* sebesar 1% - 2%, diklasifikasikan sebagai paduan *near-alpha*, memiliki kombinasi kekuatan dan kemampubentukan yang baik. Sebaliknya, paduan *near-beta* (atau metastabil  $\beta$ ) memiliki keuletan yang lebih tinggi, tetapi kekuatannya lebih rendah jika dibandingkan dengan paduan  $\alpha+\beta$ . Paduan  $\alpha+\beta$  yang mengandung 10% – 30% fasa  $\beta$  memiliki kombinasi kekuatan, keuletan, dan ketahanan panas yang baik. Sementara itu, paduan  $\beta$  terdiri sepenuhnya dari fasa  $\beta$  [21]. Paduan titanium yang sering digunakan dalam bidang biomedis adalah paduan  $\alpha+\beta$  atau paduan metastabil  $\beta$ , karena cenderung memenuhi karakteristik yang diinginkan untuk perangkat implan. Paduan Ti-6Al-4V dan Ti-6Al-7Nb merupakan paduan titanium  $\alpha+\beta$  yang paling umum digunakan secara klinis dalam aplikasi biomedis [19].

**Tabel 2.1** Paduan Titanium yang Digunakan dalam Aplikasi Biomedis [21]

<b>Paduan</b>	<b>Fasa</b>	<b>Aplikasi</b>
CP-Ti ( <i>Grade 1</i> )	$\alpha$	<i>Dental</i>
CP-Ti ( <i>Grade 2</i> )	$\alpha$	<i>Joint replacement and dental</i>
CP-Ti ( <i>Grade 3</i> )	$\alpha$	<i>Dental</i>
CP-Ti ( <i>Grade 4</i> )	$\alpha$	<i>Joint replacement</i>
Ti-8Al-1Mo-1V	$\alpha$	-
Ti-6Al-2Nb-1Ta-0.8Mo	$\alpha$	<i>Joint replacement</i>
Ti-6Al-2Zr-1Mo-1V	$\alpha$	<i>Joint replacement</i>
Ti-6Al-4V ( <i>Grade 5</i> )	$\alpha+\beta$	<i>Joint replacement, trauma, dental, spinal</i>
Ti-6Al-4V ELI ( <i>Grade 23</i> )	$\alpha+\beta$	<i>Joint replacement, trauma, cardiovascular, dental, spinal</i>
Ti-6Al-7Nb	$\alpha+\beta$	<i>Joint replacement and dental</i>
Ti-5Al-2.5Fe ( <i>Grade 9</i> )	$\alpha+\beta$	<i>Dental</i>
Ti3Al-2.5V	$\alpha+\beta$	<i>Joint replacement</i>
Ti-3Zr-2Sn-3Mo-25Nb	$\beta$	<i>Joint replacement</i>
Ti-13Nb-13Zr	$\beta$	<i>Joint replacement and dental</i>
Ti-12Mo-6Zr-2Fe	$\beta$	<i>Joint replacement</i>
Ti-15Mo	$\beta$	<i>Joint replacement and dental</i>

### 2.3 Paduan Ti-6Al-7Nb

Terdapat berbagai pengembangan jenis paduan titanium yang ditujukan untuk penggunaan ortopedi, namun hanya beberapa yang digunakan secara komersial. Salah satu paduan titanium yang paling umum digunakan dalam aplikasi implan ortopedi adalah Ti6Al4V (titanium dengan 6% aluminium dan 4% vanadium), namun memiliki masalah terkait biokompatibilitas. Sehingga paduan titanium bebas vanadium seperti Ti-6Al-7Nb dan Ti-5Al-2.5Fe dikembangkan karena diketahui bahwa vanadium bersifat toksik bagi tubuh manusia [22]. Paduan Ti-6Al-7Nb

pertama kali dibuat oleh kelompok peneliti Sulzer Bros, Switzerland pada tahun 1977. Pertama kali diperkenalkan pada tahun 1985 diikuti dengan pengembangan dan pengujian secara intensif selama 6 tahun. Ti-6Al-7Nb telah digunakan secara klinis pada tahun 1986 untuk *total hip replacement* (THR) [23].

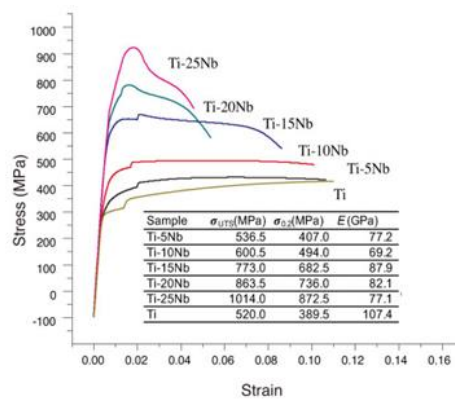
Paduan Ti-6Al-7Nb diatur dalam ASTM F1295. Pada temperatur ruang, memiliki struktur mikro dua fasa  $\alpha+\beta$ , serupa dengan paduan Ti-6Al-4V. Paduan Ti-6Al-7Nb memiliki temperatur  $\beta$  transus  $1010 \pm 15$  °C, yang sebenarnya tergantung oleh komposisi dan keseragaman komposisi paduan [24]. Persyaratan komposisi kimia paduan Ti-6Al-7Nb diatur dalam ASTM F1295 sebagai berikut:

**Tabel 2.2** Persyaratan komposisi kimia paduan Ti-6Al-7Nb [24]

<b>Unsur</b>	<b>Komposisi %</b>
<i>Aluminium</i>	5,50 - 6,50
<i>Niobium</i>	6,50 - 7,50
<i>Tantalum</i>	0,50 <i>max</i>
<i>Iron</i>	0,25 <i>max</i>
<i>Oxygen</i>	0,20 <i>max</i>
<i>Carbon</i>	0,08 <i>max</i>
<i>Nitrogen</i>	0,05 <i>max</i>
<i>Hydrogen</i>	0,009 <i>max</i>
<i>Cobalt</i>	< 0,1
<i>Titanium</i>	<i>Balance</i>
<i>Other elements each</i>	0,1
<i>Other elements total</i>	0,4

Kandungan hidrogen pada paduan Ti-6Al-7Nb dijaga sangat rendah untuk mencegah terjadinya *hydrogen embrittlement*. Unsur lain perlu dicantumkan jika memiliki komposisi lebih dari 0,1% setiap unsur pengotor, atau 0,4% total dari setiap unsur pengotor. Unsur lain yang tidak ditambahkan secara sengaja pada

paduan titanium dalam jumlah kecil merupakan bagian dari proses manufaktur. Dalam titanium, unsur-unsur ini umumnya meliputi aluminium, vanadium, timah, kromium, molibdenum, niobium, zirkonium, hafnium, bismut, rutenium, paladium, itrium, tembaga, silikon, kobalt, tantalum, nikel, boron, mangan, dan tungsten [24]. Berdasarkan ASTM F1295 nilai *tensile* minimum yang dimiliki oleh paduan Ti-6Al-7Nb adalah UTS (min) 900 Mpa; 0,2% *Yield Strength* (min) 800 Mpa; Persen Elongasi (min) 10%; Persen daerah reduksi (min) 25%.

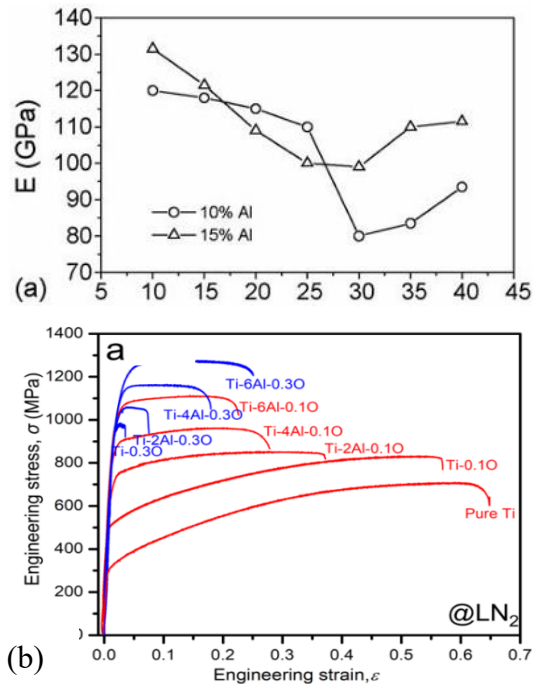


**Gambar 2.4** Pengaruh Komposisi Niobium Terhadap Sifat Mekanik Paduan [25]

Pada dasarnya, penambahan unsur aluminium dan niobium memiliki pengaruh terhadap sifat mekanik dan biologis. Gambar 2.4 menunjukkan penambahan unsur niobium pada titanium dengan komposisi yang berbeda menghasilkan perbedaan sifat mekanik. Niobium (Nb) bertindak sebagai penstabil fasa  $\beta$  pada paduan Ti-6Al-7Nb. Semakin tinggi komposisi niobium maka akan menghasilkan kekuatan tarik yang tinggi dengan nilai elongasi yang semakin tinggi. Sebaliknya, semakin sedikit niobium maka akan menghasilkan biomaterial dengan keuletan yang tinggi serta elongasi yang semakin rendah. Selain itu penambahan niobium memiliki pengaruh terhadap ketahanan terhadap korosi dalam lingkungan tubuh yang cair, yang berarti bahwa material ini tidak akan mengalami degradasi



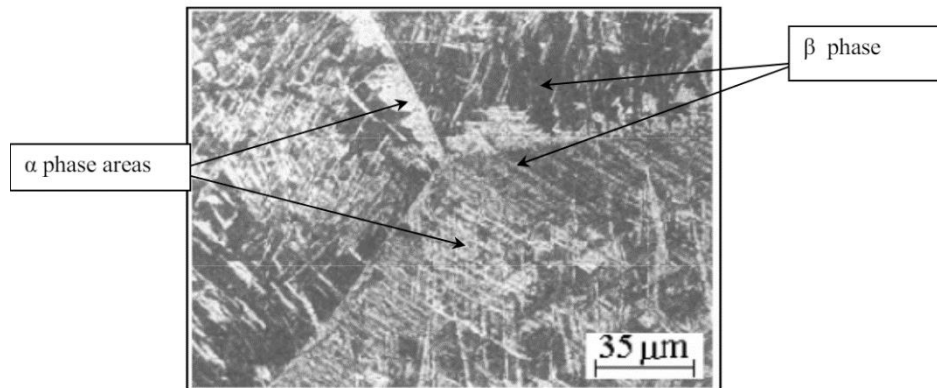
yang cepat ketika digunakan sebagai implantasi. Kondisi ini memastikan umur penggunaan yang panjang bagi implantasi [25].



**Gambar 2.5** Pengaruh Al pada Sifat Paduan Ti  
(a) Modulus Elastisitas [25] (b) Kekuatan [26]

Sedangkan, unsur Al bertindak sebagai penstabil fasa  $\alpha$ , seperti yang dapat dilihat pada Gambar 2.5. Penambahan unsur Al dapat mempengaruhi modulus elastisitas dan kekuatan dari paduan Ti, kedua variabel tersebut akan meningkat seiring dengan penambahan aluminium. Seiring dengan meningkatnya kandungan aluminium fasa  $Ti_3Al$  akan terbentuk dan dua daerah fasa ( $\alpha + Ti_3Al$ ) akan terbentuk pada kandungan Al 5% dengan temperatur 500°C. Penguatan dengan metode larutan padat (*solid solution*) sulit dicapai dengan penambahan aluminium yang maksimum, karena dengan penambahan diatas 6% Aluminium akan membentuk  $Ti_3Al$  yang dapat menyebabkan penggetasan. Maka dari itu, kandungan aluminium pada semua paduan titanium umumnya berada dibawah 7%. Kandungan aluminium

sebanyak 6% dapat meningkatkan tempertur transformasi  $\alpha$ - $\beta$  untuk titanium yang semula 882°C meningkat menjadi 1000°C untuk dua daerah fasa  $\alpha$ + $\beta$ .



**Gambar 2.6** Struktur Mikro *as cast* Ti-6Al-7Nb [26]

Gambar 2.6 merupakan struktur mikro dari paduan Ti-6Al-7Nb yang dihasilkan melalui proses pengecoran menunjukkan bahwa struktur tersebut terdiri dari *lamellar* fasa  $\alpha$  di dalam butiran fasa  $\beta$ . Fasa  $\alpha$  terdiri dari Al dengan struktur kristal HCP (*Hexagonal Close Packed*), sedangkan fasa  $\beta$  terdiri dari Nb dengan struktur kristal BCC (*Body Centered Cubic*). Fasa  $\alpha$  ditunjukkan dalam warna yang lebih terang, sedangkan untuk fasa  $\beta$  ditunjukkan dalam warna yang lebih gelap. Fasa  $\alpha$  terbentuk dari fasa  $\beta$  ketika paduan melewati batas transformasi namun masih terdapat fasa  $\beta$  yang bertahan ( $\beta$  *Prior*) [27]. Struktur paduan Ti-6Al-7Nb menunjukkan struktur yang sama dengan paduan Ti-6Al-4V yang dapat dilihat pada Gambar 2.3.

#### 2.4 Paduan Titanium Antibakteri

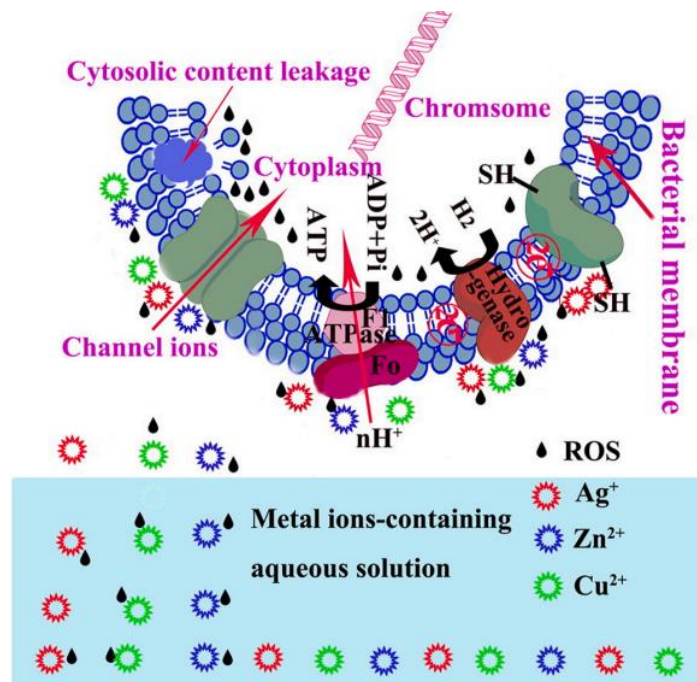
Paduan Ti-6Al-7Nb sebagai salah satu jenis paduan yang sering digunakan dalam aplikasi implan ortopedi karena memiliki sifat mekanik dan biokompatibilitas yang baik. Namun implan tersebut dapat menyebabkan risiko

kesehatan, seperti infeksi terhadap mikroba. Salah satu komplikasi yang paling sering terjadi pada implan ortopedi adalah infeksi pada sendi prostetik (*Prosthetic Joint Infection*). *Staphylococcus aureus* adalah mikroorganisme yang paling umum terkait dengan infeksi pada sendi prostetik. Sifat permukaan dari implan dapat memengaruhi pembentukan *biofilm* oleh bakteri. *Biofilm* adalah lapisan bakteri yang melekat pada permukaan, yang dapat melindungi bakteri dari sistem kekebalan tubuh dan pengobatan antibiotik. Pembentukan *biofilm* tersebut akan menimbulkan terjadinya *Staphylococcus aureus* yang tahan terhadap metisilin (MRSA). MRSA merupakan infeksi yang diakibatkan oleh bakteri *Staphylococcus aureus* yang memiliki ketahanan terhadap golongan antibiotik. Terjadinya MRSA akan meningkatkan keparahan infeksi dan biaya medis. Penelitian yang dilakukan oleh Dun *et al.*, (2023), menunjukkan bahwa paduan Ti-6Al-7Nb memiliki kekasaran permukaan *biofilm* pada paduan titanium Ti-6Al-7Nb sebesar 186 nm, sedangkan pada paduan Ti-6Al-4V memiliki kekasaran permukaan *biofilm* sebesar 270 nm setelah terkontaminasi dengan MRSA selama 7 hari. Hal tersebut berarti bahwa paduan Ti-6Al-7Nb memiliki kemampuan menghambat bakteri untuk melekat dan membentuk *biofilm* dibandingkan paduan Ti-6Al-4V. Paduan titanium memiliki kekasaran permukaan *biofilm* yang lebih rendah dibandingkan dengan permukaan *biofilm* pada silikon dan komposit semen tulang buatan (*bone cement*) [28].

## **2.5 Sifat Antibakteri Perak dan Tembaga (Cu)**

Dalam rangka mencegah terjadinya MRSA pada paduan Ti-6Al-7Nb, maka dilakukan metode *alloying* dengan menambahkan sifat antibakteri pada paduan Ti-6Al-7Nb. Sifat antibakteri merujuk pada kemampuan suatu zat atau bahan untuk menghambat pertumbuhan, mereplikasi, atau bahkan membunuh bakteri. Sifat

antibakteri ini dapat ditemukan dalam berbagai jenis bahan, termasuk bahan kimia, logam, komponen alami, dan lainnya. Beberapa zat antibakteri dapat merusak membran sel bakteri dan melepaskan ion-ion yang toksik bagi bakteri ketika teroksidasi. Pada penelitian ini dipilih unsur Ag dan Cu sebagai zat antibakteri untuk meningkatkan sifat antibakteri paduan Ti-6Al-7Nb. Unsur perak (Ag) dan tembaga (Cu) melalui pelepasan ion logam antibakteri  $\text{Ag}^+$  dan  $\text{Cu}^{2+}$  dikenal memiliki sifat antibakteri yang kuat terhadap berbagai jenis bakteri. Ion logam  $\text{Ag}^+$  dan  $\text{Cu}^{2+}$  membunuh bakteri dengan merangsang produksi spesies oksigen reaktif (*Reactive Oxygen Species/ROS*). ROS adalah produk reduksi oksigen, seperti peroksida, superoksida, radikal hidroksil, dan oksigen singlet, yang menghancurkan membran sel bakteri, seperti yang diilustrasikan pada Gambar 2.7 [2].



**Gambar 2.7** Mekanisme Antibakteri Ion Logam [2]

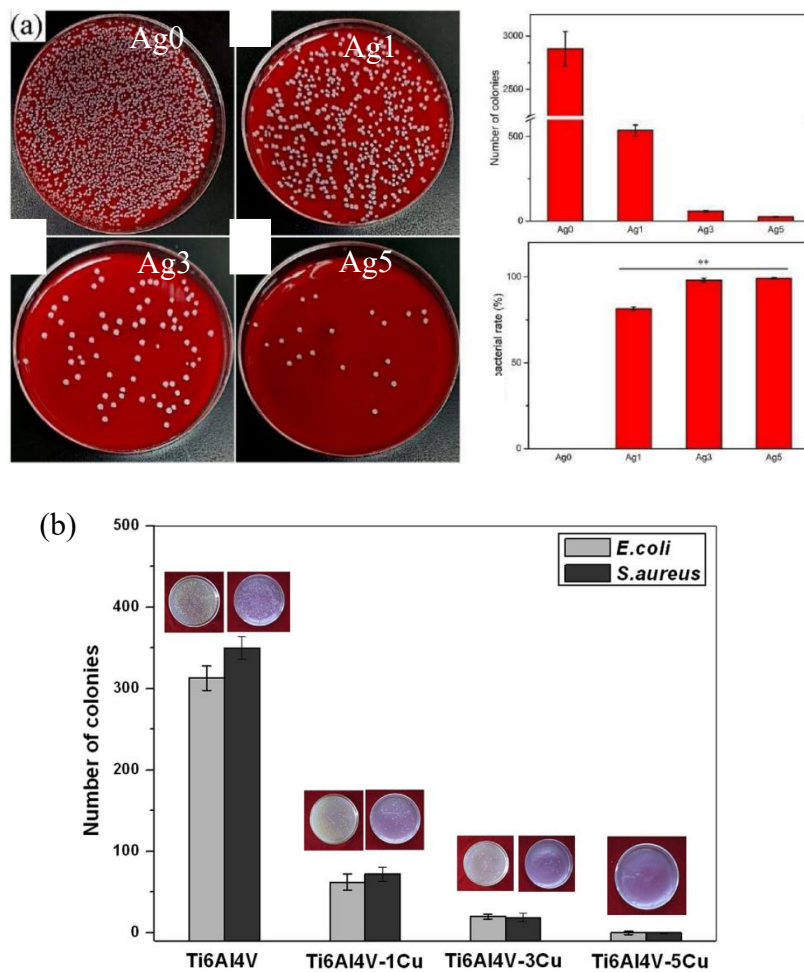
Aktivitas antibakteri dari material yang melepaskan ion-logam  $\text{Cu}^{2+}$  dan  $\text{Ag}^+$  melibatkan beberapa tahap utama. Pertama, ion logam akan menempel di

permukaan bakteri membentuk ikatan kuat dengan gugus amino dan karboksil pada membran bakteri dan protein, menyebabkan ketidakaktifan dan perubahan struktural membran bakteri. Kedua, membran bakteri dengan perubahan struktural mengalami peningkatan permeabilitas, sehingga membuat bakteri kehilangan kemampuan untuk mengontrol proses perpindahan zat melalui membran plasma. Pada tahap akhir, ion-logam berinteraksi dengan asam nukleat dari mikroorganisme, mencegah bakteri berkembang biak, dan menyebabkan kematian sel bakteri [2].

Konsentrasi inhibisi minimum (MIC) ion perak ( $\text{Ag}^+$ ) terhadap bakteri *Staphylococcus aureus* dan *Escherichia coli* berada dalam rentang 25,4–2.040  $\mu\text{g/L}$ . Rentang ini menunjukkan bahwa ion perak memiliki potensi antibakteri yang sangat kuat, karena hanya memerlukan konsentrasi yang relatif rendah untuk menghambat pertumbuhan bakteri. Sebagai perbandingan, konsentrasi inhibisi minimum (MIC) ion  $\text{Cu}^{2+}$  (tembaga) terhadap bakteri yang sama berada dalam rentang 64–7.104  $\mu\text{g/L}$ . Kedua unsur ini memiliki nilai MIC yang lebih baik dibandingkan unsur antibakteri lainnya, menunjukkan efektivitas dalam mengendalikan pertumbuhan bakteri [2].

Penelitian telah menunjukkan bahwa paduan biomedis yang mengandung Ag dan Cu dalam Ti murni dan paduan Ti memiliki sifat antibakteri yang sangat baik. Bao *et al.*, (2022) telah membuktikan penggunaan unsur Ag terhadap sifat antibakteri dengan menggunakan paduan  $\text{Ti}_{50}\text{Zr}_{25}\text{Nb}_{25}\text{-Ag}_x$  ( $x = 1\%$ ,  $3\%$ , dan  $5\%$ ), didapatkan pada paduan tanpa penambahan unsur Ag terdapat sejumlah besar koloni bakteri, yang menunjukkan bahwa paduan tanpa penambahan unsur Ag tidak memiliki sifat antibakteri. Namun peningkatan laju antibakteri terjadi seiring dengan penambahan komposisi Ag menjadi 81,4%, 98,0%, dan 99,1% terhadap

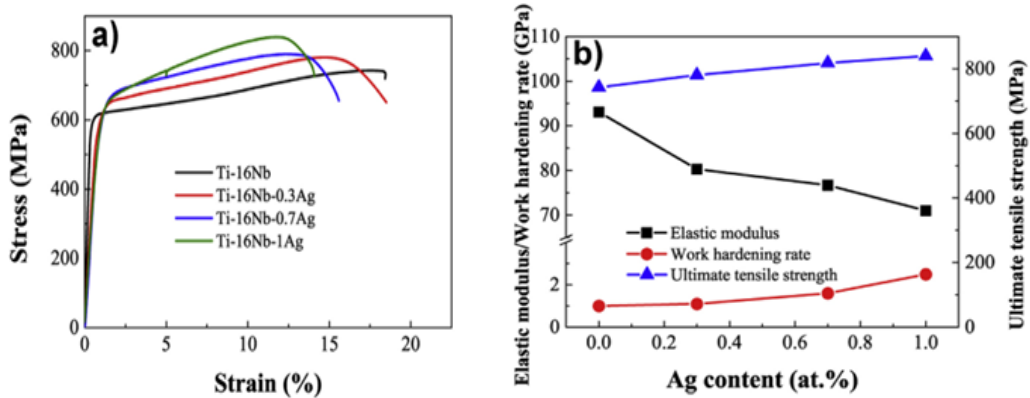
bakteri *S. aureus*. Penelitian lain yang dilakukan oleh Ren *et al.*, (2014) membuktikan penggunaan unsur Cu terhadap sifat antibakteri dengan menggunakan paduan Ti-6Al-4V. Dengan menggunakan metode *co-culture*, peningkatan kandungan Cu meningkatkan aktivitas antibakteri dari paduan Ti-6Al-4V-xCu (x=1%, 3%, dan 5%). Pada paduan Ti-6Al-4V-5Cu menunjukkan kemampuan membunuh hampir semua koloni bakteri *S. aureus* dan *E.coli*. Hal tersebut dikarekan kandungan Cu yang lebih tinggi dalam paduan titanium dapat meningkatkan jumlah pelepasan ion Cu, sehingga menunjukkan kemampuan antibakteri yang lebih kuat.



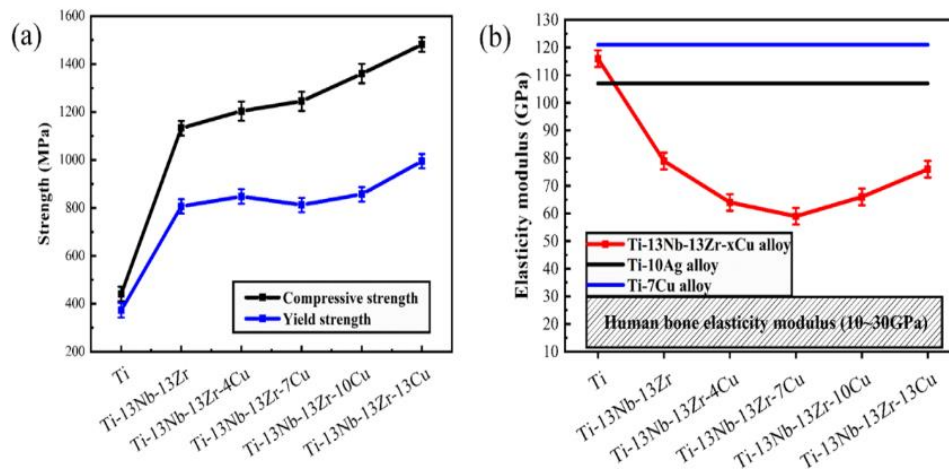
**Gambar 2.8** Sifat Antibakteri Perak dan Tembaga  
 (a)  $Ti_{50}Zr_{25}Nb_{25}-Ag_x$  [7] (b) Ti-6Al-4V-xCu [30]

## 2.6 Pengaruh Perak (Ag) dan Tembaga (Cu) Terhadap Sifat Mekanik

Selain untuk meningkatkan sifat antibakteri, penambahan unsur Ag dan Cu pada penelitian ini bertujuan untuk menemukan keseimbangan antara kekuatan dan modulus elastisitas pada paduan Ti-6Al-7Nb. Salah satu sifat mekanik yang perlu diketahui dari biomaterial adalah modulus elastisitas. Hal ini perlu diperhatikan karena ketika nilai modulus elastisitas material implan lebih tinggi dibandingkan dengan tulang, efek *stress shielding* dapat terjadi. Implan akan menanggung sebagian besar beban yang berarti bahwa implan tersebut yang akan menopang tubuh sehingga tulang tidak dapat menjalankan fungsinya yang dapat menyebabkan pengeroposan tulang lebih cepat. Oleh karena itu, dalam setiap penelitian implan ortopedi diharapkan paduan memiliki nilai modulus elastisitas yang rendah atau mendekati tulang agar dapat mengurangi efek *stress shielding*. Melalui penelitian yang dilakukan oleh Sun *et al.*, (2018), dapat dilihat pada Gambar 2.9, bahwa seiring dengan meningkatnya komposisi unsur Ag pada paduan Ti-Nb, maka akan meningkatkan nilai *ultimate tensile strength*, *work hardening*, namun menurunkan nilai modulus elastisitas. Selain itu, diketahui juga bahwa seiring dengan meningkatnya komposisi Ag pada paduan maka cenderung akan menurunkan elongasi paduan yang memberikan sifat *brittle* pada material. Hal ini diakibatkan karena unsur Ag pada paduan bersifat sebagai *solution hardening* dan dapat meningkatkan nilai *work hardening* dan UTS dengan cara merubah struktur martensit dan meningkatkan dislokasi pada kisi kristal. Penambahan unsur Ag mereduksi temperatur transformasi martensit sehingga pembentukan martensit cenderung menjadi lebih tinggi sehingga menghasilkan kegetasan yang tinggi dan berdampak pada modulus elastisitas serta elongasi [29].



**Gambar 2.9** Pengaruh Penambahan Ag terhadap Sifat Mekanik Ti-Nb [29]



**Gambar 2.10** Pengaruh Penambahan Cu terhadap Sifat Mekanik Ti-13Nb-13Zr [32]

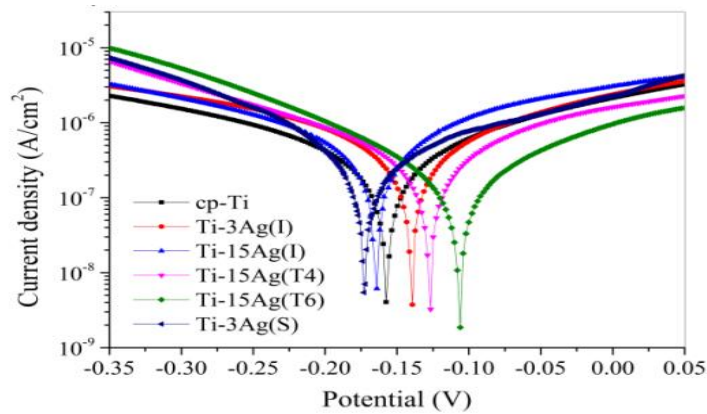
Selain itu, penambahan Cu dapat memberikan pengaruh terhadap sifat mekanik yang dapat dilihat pada Gambar 2.10. Melalui penelitian yang dilakukan oleh Yuan *et al.*, (2021) menggunakan paduan Ti-13Nb-13Zr-xCu ( $x = 4\%$ ,  $7\%$ ,  $10\%$ , dan  $13\%$ ) yang dapat dilihat pada Gambar 2.10, penambahan unsur Cu memberikan pengaruh terhadap peningkatan kekuatan tekan dan kekuatan luluh dari paduan tersebut. Ketika tembaga (Cu) ditambahkan pada paduan Ti-13Nb-13Zr menghasilkan nilai modulus elastisitas 64, 59, 66, dan 76 GPa. Terjadi penurunan nilai modulus elastisitas pada komposisi 4% dan 7% karena Cu



merupakan elemen yang stabil untuk fasa  $\beta$  pada komposisi dibawah 10%. Namun pada komposisi 10% dan 13% terjadi peningkatan nilai modulus elastisitas karena pada komposisi diatas 10% akan terbentuk fasa  $Ti_2Cu$  yang menyebabkan peningkatan modulus elastisitas.

## **2.7 Pengaruh Perak (Ag) dan Tembaga (Cu) Terhadap Ketahanan Korosi**

Unsur Ag dan Cu berperan terhadap peningkatan sifat ketahanan korosi. Penambahan Ag dan Cu secara efektif memperbaiki struktur film pasivasi korosi dan karakteristik transfer elektron dari paduan, meningkatkan potensial korosi ( $E_{corr}$ ) dan mengurangi arus korosi ( $I_{corr}$ ), sehingga meningkatkan ketahanan korosi dari paduan [30]. Unsur Ti, Cr, Ni, Co, Mn, Cu, Ag, memiliki karakteristik untuk membentuk lapisan oksida padat di permukaan paduan, yang secara efektif mencegah korosi dengan meningkatkan potensial korosi paduan [31]. Pengaruh penambahan Ag terhadap ketahanan korosi dibuktikan melalui penelitian yang dilakukan oleh Chen *et al.*, (2017) menggunakan paduan Cp-Ti dengan variasi penambahan Ag 3% dan 15%. Pada Gambar 2.11, menunjukkan peningkatan komposisi Ag berpengaruh terhadap arus korosi ( $I_{corr}$ ) dan potensial korosi ( $E_{coor}$ ). Penambahan unsur Ag menggeser potensial korosi ( $E_{coor}$ ) ke arah yang lebih tinggi, serta arus korosi ( $I_{corr}$ ) ke nilai yang lebih rendah dibandingkan dengan cp-Ti (titanium murni). Namun, nilai  $E_{corr}$  dari paduan pada komposisi 15% Ag sedikit lebih rendah dan nilai  $I_{corr}$  sedikit lebih tinggi daripada paduan Ti-3Ag. Hasil ini menunjukkan bahwa terdapat batas optimal dalam penambahan Ag untuk meningkatkan ketahanan korosi pada paduan Ti-Ag.



**Gambar 2.11** Pengaruh Penambahan Ag terhadap Ketahanan Korosi cp-Ti [32]

Selain itu, pada Tabel 2.3 dan Gambar 2.11 menunjukkan pengaruh penambahan Cu terhadap ketahanan korosi. Dengan peningkatan kandungan Cu, potensial korosi paduan Ti-13Nb-13Zr umumnya meningkat, dan arus korosi pada awalnya menurun dan kemudian meningkat. Hasil ini menunjukkan bahwa unsur Cu memberikan pengaruh terhadap ketahanan korosi. Fasa  $\beta$  dan Ti<sub>2</sub>Cu memiliki ketahanan korosi yang lebih baik dibandingkan fasa  $\alpha$ . Oleh karena itu, peningkatan ketahanan korosi terjadi ketika unsur Cu ditambahkan. Namun, peningkatan kandungan Cu yang berlebihan dapat mengakibatkan kompleksitas struktur retikuler yang dapat meningkatkan terjadinya korosi galvanik dan pembentukan lapisan oksida yang tidak merata, yang pada akhirnya dapat mengurangi ketahanan korosi secara keseluruhan [13].

**Tabel 2.3** Parameter kurva polarisasi paduan Ti-13Nb-13Zr-xCu [13]

Paduan	<i>E<sub>corr</sub></i> (VSCE)	<i>I<sub>corr</sub></i> ( $\mu\text{A}\cdot\text{cm}^{-2}$ )
Ti-13Nb-13Zr	-0,97	4,06
Ti-13Nb-13Zr-4Cu	-0,56	3,89
Ti-13Nb-13Zr-7Cu	-0,75	2,50
Ti-13Nb-13Zr-10Cu	-0,52	1,23
Ti-13Nb-13Zr-13Cu	-0,40	3,58

## **BAB III**

### **METODE PENELITIAN**

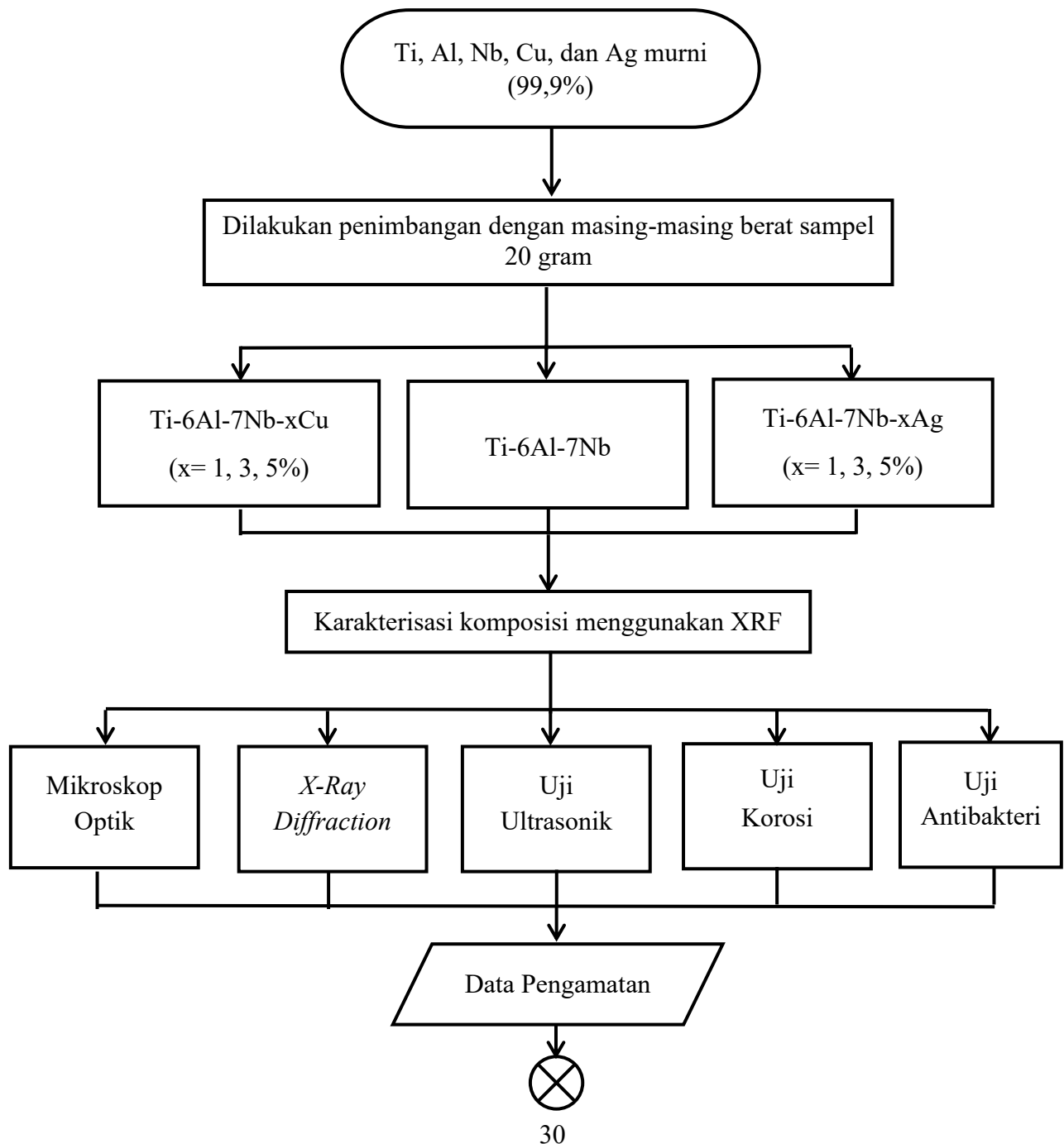
#### **3.1 Tempat dan Waktu Penelitian**

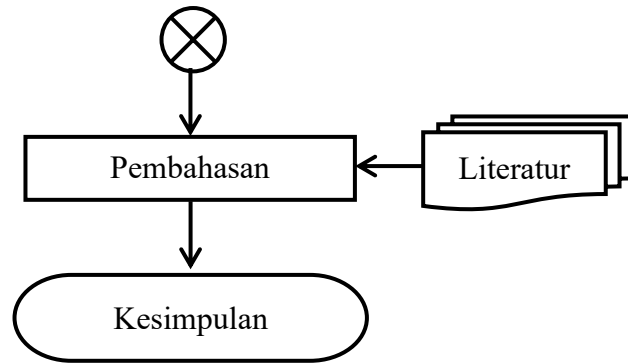
Kegiatan penelitian ini dilaksanakan pada bulan Januari 2024 hingga Juni 2024. Proses peleburan, pengamatan metalografi, dan uji korosi dilakukan di Laboratorium Fisika dan Metalurgi, PSTNT BATAN, Kota Bandung. Uji antibakteri dilakukan di Laboratorium Tanah dan Agroklimat, Universitas Sultan Ageng Tirtayasa dan Laboratorium Bioteknologi BRIN Serpong. Uji ultrasonik dan Uji Komposisi kimia dilakukan di Balai Besar Bahan dan Barang Teknik (B4T) dan Balai Besar Logam dan Mesin, Sangkuriang, Kota Bandung. Pengujian XRD dilakukan di GreenLabs Indonesia, Kota Bandung.

#### **3.2 Diagram Alir Penelitian**

Penelitian ini dijelaskan secara skematis melalui diagram alir yang dapat dilihat pada gambar 3.1. Pada penelitian ini sampel yang digunakan adalah paduan Ti-6Al-7Nb yang ditambahkan dengan unsur Ag dan Cu dengan variasi 1%, 3%, dan 5%. Sebelum dilakukan proses peleburan dilakukan penimbangan bahan dengan total berat 20 gram per sampel. Proses peleburan dilakukan menggunakan alat *single arc melting furnace* dengan elektroda tungsten (W), menggunakan tegangan 230 V dan arus sekitar  $\pm 110$  A sehingga menghasilkan busur listrik yang melebur bahan-bahan dalam krusibel tembaga yang dialiri air sebagai pendingin. Proses dilakukan dalam atmosfer gas Argon UHP 99,99% yang bertujuan untuk mencegah terjadinya oksidasi. Proses peleburan dari setiap paduan dilakukan sebanyak 4 kali untuk mendapatkan hasil paduan yang homogen dan hasil dari

peleburan berbentuk *coin ingot*. Pengamatan dan pengujian dilakukan untuk mengetahui perubahan sifat antibakteri, struktur mikro, nilai modulus elastisitas, dan sifat ketahanan korosi pada Ti-6Al-7Nb setelah penambahan unsur Ag dan Cu. Pengamatan yang dilakukan meliputi metalografi dan XRD, sedangkan pengujian yang dilakukan yaitu, uji komposisi kimia, uji antibakteri, uji korosi, dan uji ultrasonik.





**Gambar 3.1** Diagram Alir Penelitian

### 3.3 Alat dan Bahan

#### 3.2.1 Alat-alat yang Digunakan

Berikut ini adalah alat-alat yang akan digunakan untuk melakukan penelitian ini yaitu:

- a. Autoklaf
- b. *Bunsen*
- c. Cawan Petri
- d. *Dryer*
- e. *Erlenmeyer*
- f. *Hot Plate*
- g. Inkubator
- h. Jangka Sorong
- i. *Laminar Air Flow*
- j. Mesin *Grinding* dan *Polishing*
- k. Mikroskop Optik
- l. Neraca Digital
- m. Mikropipet

- n. Set alat *Potentiodynamic Polarization*
- o. *Single Arc Melting Furnace*
- p. *Transducer 1MHz*
- q. *Ultrasonic Flaw Detector*
- r. *X-Ray Diffraction*
- s. *X-Ray Fluorescence Bruker*

### 3.2.2 Bahan-bahan yang Digunakan

Berikut ini adalah bahan-bahan yang akan digunakan untuk melakukan penelitian ini yaitu:

- a. Amplas berukuran 80#, 100#, 200#, 400#, 800#, 1200#, 1500#, dan 2000#
- b. *Aquadest*
- c. Isolat Bakteri *Staphylococcus aureus*
- d. *Coupling Agent*
- e. Elektroda Tungsten
- f. Elektroda reference (Platina)
- g. Elektroda Counter (Ag/AgCl)
- h. Gas Argon *Ultra High Purity*
- i. Larutan *Etching: Kroll Reagent*
- j. Larutan *Simulated Body Fluid Ringer Lactate*
- k. Larutan *Phosphate Buffer Solution*
- l. Logam Ti, Al, Nb, Cu, dan Ag
- m. Media *Nutrient Agar*
- n. Media *Nutrient Broth*

### 3.3 Prosedur Penelitian

#### 3.3.1 Prosedur Preparasi Sampel Paduan Ti-6Al-7Nb-xAg/Cu

Berikut ini adalah tahapan atau prosedur dari pembuatan bahan paduan Paduan Ti-6Al-7Nb-xAg/Cu berikut, yaitu:

1. Disiapkan alat dan bahan, yaitu titanium, aluminium, niobium, tembaga, dan perak murni.
2. Ditimbang berat masing-masing sampel sebesar 20 gram dengan komposisi 6%Al, 7%Nb, Ag (1%, 3%, 5%), dan Cu (1%, 3%, 5%), kemudian dibersihkan krusibel menggunakan sikat kawat dan alkohol.
3. Menyiapkan alat *single arc melting furnace* dengan menghidupkan *power supply*, pompa air, dan gas argon.
4. Dimasukkan bahan yang telah ditimbang kedalam alat dan disesuaikan dengan cetakan.
5. Proses peleburan dilakukan dengan menggunakan elektroda tungsten.
6. Proses peleburan paduan Ti-6Al-7Nb-xAg/Cu menggunakan gas argon UHP 99.99% dan dilakukan *remelting* sebanyak 4 kali.
7. Material didinginkan didalam tungku peleburan.
8. Setelah material dingin, kemudian diangkat dari cetakan.
9. Setelah didapatkan sampel logam dalam bentuk *coin ingot* dengan berat 20 gram per masing-masing sampel, preparasi dilakukan dengan menghaluskan permukaan menggunakan *grinding machine*.
10. Sampel yang telah dilakukan *grinding* dilakukan pengujian

komposisi kimia untuk mengetahui komposisi pasti masing-masing sampel *as cast* tersebut.

### **3.3.2 Prosedur Pengamatan Metalografi**

Pengamatan metalografi ini bertujuan untuk mengetahui bentuk butiran dan membedakan fasa berdasarkan warna yang terlihat pada sampel uji. Proses pengamatan ini dilakukan dengan menggunakan mikroskop optik Eclipse LV150 dengan perbesaran 200 kali. Berikut ini adalah prosedur pengamatan metalografi, sebagai berikut:

1. Pengamatan metalografi dilakukan pada permukaan logam bagian atas.
2. Permukaan logam dilakukan *grinding* menggunakan kertas amplas ukuran 80#,100#,200#,400#,800#, 1200#, 1500#, dan 2000#.
3. Melakukan proses *polishing* menggunakan larutan pasta *diamond*.
4. Melakukan etsa (*etching*) menggunakan larutan *Kroll* (6ml HF, 10ml HNO<sub>3</sub>, 50ml H<sub>2</sub>O) selama 8 detik.
5. Melakukan pengamatan sampel menggunakan Mikroskop Optik.

### **3.3.3 Prosedur Pengujian X-Ray Diffraction**

Pengujian dilakukan untuk mengetahui konstituen fasa yang terbentuk pada sampel setelah penambahan unsur Ag dan Cu. Sebelum dilakukan XRD, sampel dilakukan pemotongan sampel menggunakan *Wire Cut* EDM dengan dimensi 1x1 cm kemudian dilakukan preparasi dengan cara menghaluskan kedua sisi permukaan sampel menggunakan *grinding machine*. Setelah mendapatkan data dari setiap sampel, sampel dianalisa pada laju pemindaian



(*scanning rate*) 4°/menit, dengan sudut 20° – 80° menggunakan perangkat lunak *HighScore Plus*.

### 3.3.4 Prosedur Pengujian Ultrasonik

Pengujian ultrasonik dilakukan menggunakan alat *Ultrasonik Flaw Detector Olympus EPOCH 600* yang dioperasikan dengan metode pulsa-gema. Metode pulsa-gema digunakan karena hanya membutuhkan satu sisi material dengan memanfaatkan gelombang pantul material. Penentuan nilai modulus elastisitas dilakukan berdasarkan pengukuran kecepatan gelombang longitudinal dengan ketebalan material yang diketahui. Kecepatan longitudinal dari tiap sampel dideteksi dengan *probe* lurus *panametrics olympus* berfrekuensi 5 MHz dengan diameter 0,25 inci. Berikut ini adalah prosedur pengujian ultrasonik:

1. Sampel uji dilakukan pengukuran ketebalan menggunakan jangka sorong.
2. *Probe* yang akan digunakan dikalibrasi menggunakan *block* kalibrasi.
3. Permukaan sampel uji dilapisi menggunakan *couplant agent*, kemudian *probe* di tempelkan pada permukaan sampel sehingga didapatkan nilai *Longitudinal Velocity* ( $V_L$ ).
4. Nilai modulus elastisitas dihitung dari nilai *Longitudinal Velocity* ( $V_L$ ) menggunakan persamaan (3.1) [33].

$$E = \frac{(V_L^2 \rho (1 + \sigma)(1 - 2\sigma))}{1 - \sigma} \quad (3.1)$$

Nilai *poisson ratio* dan densitas diambil dari literatur:

$$E = \text{Modulus Elastisitas (N/m}^2\text{)}$$

$V_L$  = Kecepatan Gelombang Longitudinal (m/s)

$\sigma$  = *Poisson Ratio* = 0,36

$\rho$  = Densitas (4,25 g/cm<sup>3</sup> = 4250 Kg/m<sup>3</sup>)

### 3.3.5 Prosedur Pengujian Korosi

Prosedur pengujian korosi diawali dengan menyiapkan sampel *as cast* dengan luas permukaan 1 cm<sup>2</sup>. Sebelum dilakukan pengujian korosi, sampel harus di preparasi terlebih dahulu dengan melakukan proses *grinding* dan *polishing*. Pengujian korosi dilakukan dengan menggunakan metode polarisasi dengan referensi standar ASTM G59. Pengujian korosi dilakukan pada larutan *Ringer Lactate* sebagai larutan simulasi tubuh. Pada proses pengujian korosi yang dilakukan menggunakan tiga elektroda yaitu elektroda *counter* sebagai katoda inert menggunakan platina (Pt), lalu terdapat elektroda *reference* menggunakan kawat Ag/AgCl dan terakhir terdapat elektroda kerja yaitu sampel paduan Ti-6Al-7Nb dengan dan tanpa penambahan unsur Ag dan Cu. Ketiga elektroda dihubungkan ke potensiostat dan komputer dengan perangkat lunak *Gamry Framework*. Hasil dari uji ini adalah kurva polarisasi tafel dan kurva potensial korosi yang kemudian diamati untuk perubahan dalam kurva polarisasi. Kurva polarisasi diperoleh dalam rentang potensial dari -250mV (awal) hingga +250mV (akhir). Nilai laju korosi didapatkan dengan menggunakan perangkat lunak *Gamry Echem Analyst Version 7.10*.

**Tabel 3.1** Komposisi Kimia Larutan *Ringer Lactate*

<i>Reagent</i>	<b>Komposisi (g/mL)</b>
<i>Sodium Lactate</i>	1,55 g/500 mL
<i>Sodium Chloride</i>	3,0 g/500 mL

<i>Reagent</i>	<b>Komposisi (g/mL)</b>
<i>Potassium Chloride</i>	0,15 g/500 mL
<i>Calcium Chloride</i>	0,1 g/500 mL
<i>Water for injection</i>	500 mL
<i>Osmolarity</i>	274 mOsm/L
<i>Na<sup>+</sup></i>	130,3 mEq/L
<i>K<sup>+</sup></i>	4 mEq/L
<i>Lactate</i>	27,7 mEq/L
<i>Cl<sup>-</sup></i>	109,4 mEq/L
<i>Ca<sup>++</sup></i>	2,7 mEq/L

### 3.3.6 Prosedur Pengujian Antibakteri

Sifat antibakteri dari sampel ditentukan menggunakan metode *plate counting* berdasarkan JIS Z 2801–2000, menggunakan bakteri A29213 (*Staphylococcus aureus*). Seluruh proses pengujian dilakukan secara steril. Berikut ini adalah prosedur pengujian antibakteri:

1. Sebelum pengujian, dilakukan proses sterilisasi alat dan sampel uji yang akan digunakan, dengan metode sterilisasi basah menggunakan alat autoklaf pada temperatur 121°C selama 15 menit.
2. Kemudian dilakukan pembuatan media *nutrient agar* (NA) dan *nutrient broth* (NB), dengan melarutkan 4 gram media NA dalam 200 mL *aquadest* dan 0,4 gram media NB dalam 50 mL *aquadest* menggunakan *hot plate stirrer* hingga homogen. Media disterilkan dengan menggunakan autoklaf pada temperatur 121°C selama 15 menit.
3. Selanjutnya dilakukan penuangan media NA pada cawan petri dan peremajaan bakteri dengan mengambil satu ose biakan bakteri

*staphylococcus aureus* yang dimasukkan ke dalam media NB. Selanjutnya suspensi bakteri diinkubasi pada temperatur 37 °C selama 24 jam.

4. Setelah inkubasi, seluruh sampel ditempatkan pada cawan petri, kemudian 0.4 mL suspensi diberikan pada permukaan setiap sampel, kemudian sampel ditutupi dengan preparat kaca untuk memastikan bahwa suspensi menyebar keseluruh permukaan. Cawan petri yang berisi sampel dan bakteri kemudian diinkubasi pada temperatur 37 °C selama 24 jam.
5. Setelah inkubasi, 2 mL larutan *phosphate buffer* ditambahkan untuk mencuci sampel dan preparat kaca secara menyeluruh. Kemudian 0,1 mL dari larutan pencucian diinokulasikan ke dalam *nutrient agar plate* dan diinkubasi pada suhu 37°C selama 24 jam. Jumlah koloni dihitung dan laju antibakteri ditentukan menggunakan persamaan (3.3). Paduan Ti-6Al-7Nb digunakan sebagai sampel kontrol.

$$R = \frac{N_{control} - N_{sample}}{N_{control}} \times 100\% \quad (3.2)$$

## BAB IV

### HASIL DAN PEMBAHASAN

#### 4.1 Hasil Pengujian Komposisi Kimia

Material yang digunakan pada penelitian ini berasal dari peleburan menggunakan alat *Single Arc Furnace* yang dilakukan di Laboratorium Fisika dan Metalurgi, PSTNT BATAN, Kota Bandung. Proses peleburan dilakukan menggunakan material berupa *shot* titanium, aluminium, perak, tembaga, dan *wire* niobium dengan kemurnian 99,9%. Titanium memiliki afinitas yang tinggi terhadap oksigen, sehingga ketika lingkungan peleburan terpapar dengan oksigen di udara, paduan tersebut cenderung cepat terkontaminasi oleh oksigen [34]. Oleh karena itu, proses peleburan dilakukan dalam lingkungan vakum yang diinjeksikan dengan gas *inert* argon dengan kemurnian 99,9%.

Perbedaan titik lebur pada setiap unsur juga memainkan peran penting dalam proses peleburan tersebut. Aluminium (Al) memiliki titik lebur 660°C, niobium (Nb) memiliki titik lebur 2477°C, perak (Ag) memiliki titik lebur 962°C, dan tembaga (Cu) memiliki titik lebur 1085°C. Hal tersebut menyebabkan aluminium akan lebih dulu melebur, yang kemudian diikuti oleh perak dan tembaga. Oleh karena itu, untuk mencapai komposisi yang diinginkan, diperlukan tambahan unsur Al, Ag, dan Cu masing-masing sebanyak 1%. Selain itu, penempatan *shot* dalam krusibel diperhatikan. *Shot* niobium dan titanium diletakkan di bagian paling atas krusibel, sedangkan *shot* perak, tembaga, dan aluminium diletakkan di bagian dasar. Penempatan tersebut dilakukan agar ketika busur listrik dinyalakan, niobium

dan titanium akan terkena panas langsung dari busur listrik lebih dulu daripada *shot* perak, tembaga, dan aluminium yang berada di bagian dasar. Setiap sampel dilakukan *remelting* sebanyak 4 kali untuk mendapatkan komposisi yang homogen. Setelah dilakukan proses peleburan, dilakukan karakterisasi awal untuk mengetahui komposisi kimia paduan menggunakan *X-ray Fluorescence* (XRF) untuk setiap sampel hasil peleburan. Hasil uji XRF dapat dilihat pada Tabel 4.1

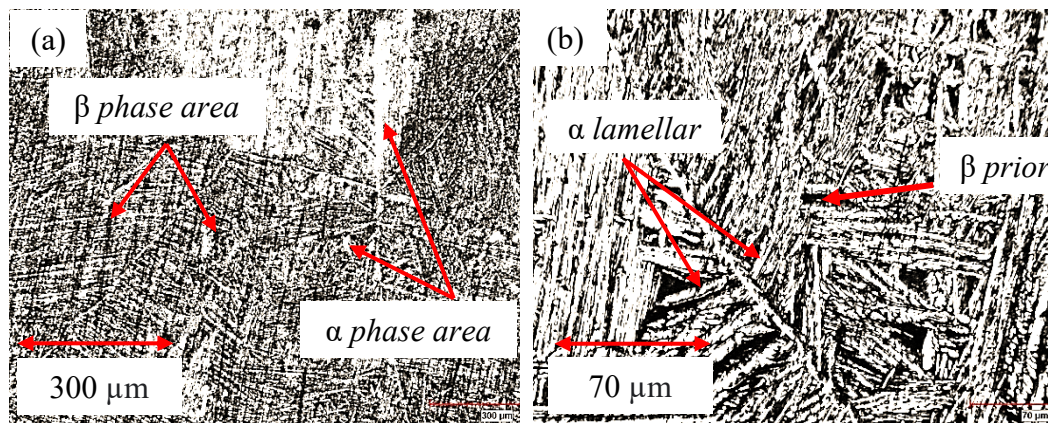
**Tabel 4.1** Komposisi Paduan Ti-6Al-7Nb Hasil Uji XRF

Material	Elemen (%w.t)				
	Ti	Al	Nb	Ag	Cu
Non Ag/Cu	<i>Bal.</i>	6,12	7,21	-	-
Ag1	<i>Bal.</i>	6,36	7,17	1,61	-
Ag3	<i>Bal.</i>	6,43	7,43	3,45	-
Ag5	<i>Bal.</i>	6,39	7,33	5,39	-
Cu1	<i>Bal.</i>	6,46	7,12	-	1,32
Cu3	<i>Bal.</i>	6,18	6,94	-	2,92
Cu5	<i>Bal.</i>	5,56	6,93	-	5,30

Berdasarkan data yang ditampilkan pada Tabel 4.1, terjadi penurunan komposisi kimia pada unsur Al, Ag, dan Cu akibat perbedaan titik lebur pada setiap unsurnya. Namun, hal tersebut telah diminimalisir dengan penambahan extra sebesar 1% untuk unsur Al, Ag, dan Cu. Oleh karena itu pada hasil uji XRF, didapatkan komposisi sesuai yang diharapkan. Penyesuaian komposisi tersebut disesuaikan dengan standar ASTM F1295, yang menjelaskan persyaratan komposisi kimia untuk paduan Ti-6Al-7Nb sebagaimana tercantum dalam Tabel 2.2. Komposisi kimia dari 7 sampel yang telah dibuat memiliki komposisi yang homogen, dengan toleransi komposisi  $\pm 1\%$  wt untuk setiap unsurnya.

## 4.2 Hasil Pengamatan Struktur Mikro

Pengamatan metalografi dilakukan setelah hasil uji komposisi kimia yang didapatkan sesuai dengan persyaratan. Pengamatan tersebut dilakukan menggunakan mikroskop optik untuk melihat perubahan struktur mikro yang terjadi sebelum dan setelah penambahan unsur Ag dan Cu pada variasi masing-masing unsur sebesar 1%, 3%, dan 5%. Hasil pengamatan metalografi akan diperkuat dengan data hasil uji XRD dengan tujuan untuk mengetahui konstituen fasa yang terdapat pada paduan tersebut.

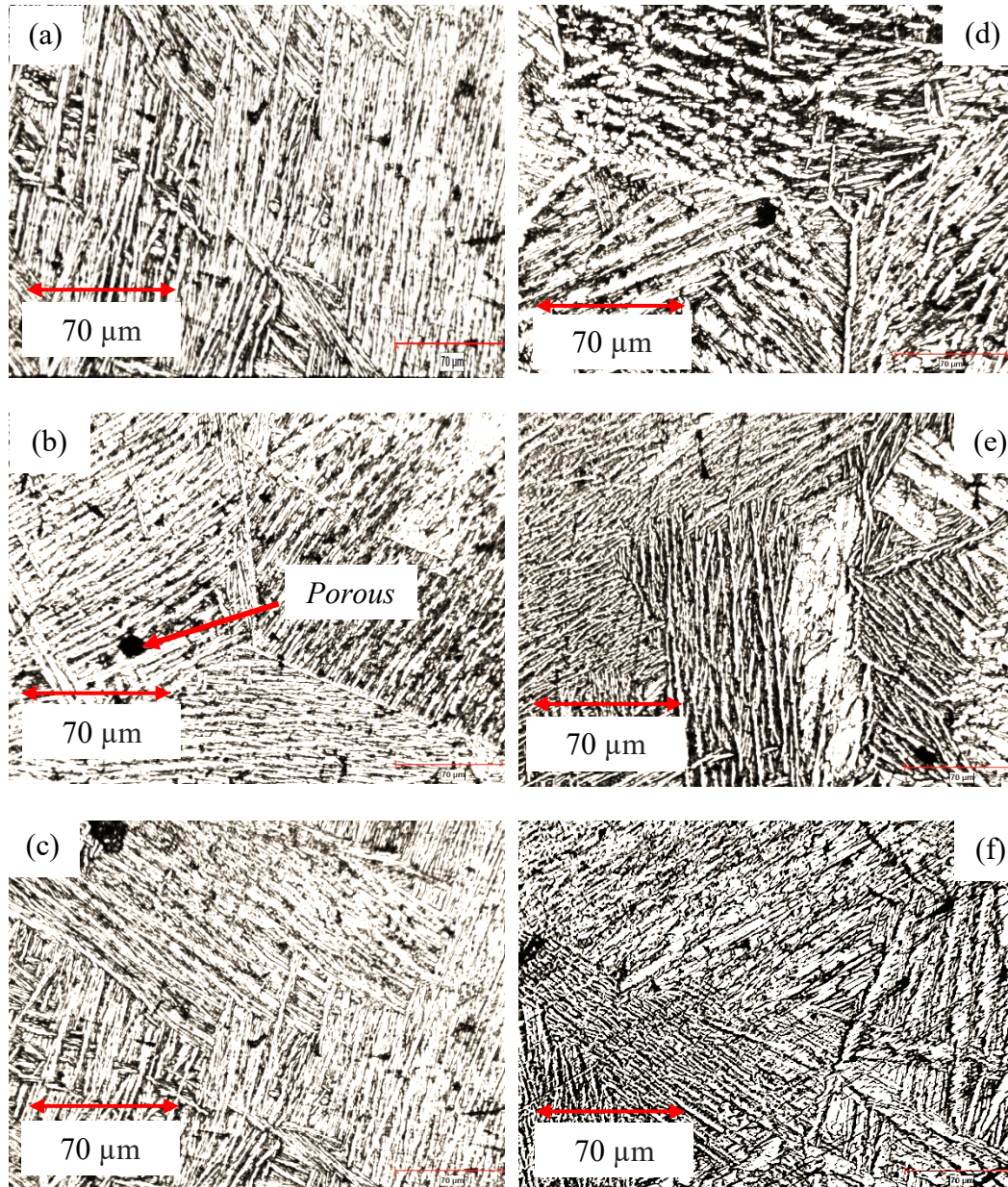


**Gambar 4.1** Struktur Mikro *As Cast* Paduan Ti-6Al-7Nb  
(a) Perbesaran 50x (b) Perbesaran 200x

Pengamatan struktur mikro pada Gambar 4.1 (a) dan (b) dengan perbesaran 50x dan 200x menunjukkan struktur mikro *as-cast* paduan Ti-6Al-7Nb tanpa penambahan unsur Ag dan Cu. Paduan Ti-6Al-7Nb diketahui memiliki struktur mikro dua fasa  $\alpha+\beta$ , serupa dengan paduan Ti-6Al-4V [23]. Dapat diamati pada Gambar 4.1 bahwa struktur mikro awal *as cast* Ti-6Al-7Nb secara keseluruhan memiliki bentuk struktur *widmanstätten* dengan pola *basketweave*. Fasa  $\alpha$ , memiliki warna terang, berbentuk *lamellar* dan fasa  $\beta$  yang berwarna gelap terdapat di antara struktur *lamellar*. Struktur *widmanstätten* dengan pola *basketweave* terdiri



dari fasa  $\alpha$  lamellar yang saling bersilangan, dipisahkan oleh butiran fasa  $\beta$  prior dan diketahui memiliki keuletan yang rendah namun memiliki ketahanan lelah yang tinggi [35].



**Gambar 4.2** Struktur Mikro As Cast Paduan Ti-6Al-7Nb  
(a) Ag 1% (b) Ag 3% (c) Ag 5% (d) Cu 1% (e) Cu 3% (f) Cu 5%

Pada Gambar 4.2, terlihat struktur mikro sampel paduan Ti-6Al-7Nb yang diberikan penambahan unsur Ag dan Cu dengan pembesaran 500x menggunakan



mikroskop optik. Fasa dan batas butir yang ditunjukkan pada hasil struktur mikro dapat terlihat jelas dan dapat dibedakan berdasarkan perbedaan warna. Di mana, fasa  $\alpha$  memiliki warna terang (abu-abu muda), sedangkan fasa  $\beta$  memiliki warna gelap (abu-abu gelap). Struktur mikro yang dihasilkan pada paduan Ti-6Al-7Nb dengan penambahan Ag dan Cu memiliki kesamaan dengan paduan Ti-6Al-7Nb dan paduan Ti-6Al-4V. Kedua paduan tersebut memiliki bentuk struktur *widmanstätten* dengan pola *basketweave* yang terdiri dari batas butir  $\beta$  prior dan  $\alpha$  *lamellar* yang saling menyilang. Struktur *widmanstätten* pada paduan ini terbentuk dalam beberapa tahap. Diawali dengan pengintian butir akan terjadi terlebih dahulu, kemudian akan membentuk batas butir  $\beta$  *prior*. Batas butir diketahui memiliki energi yang paling tinggi, maka fasa  $\alpha$  *lamellar* mulai tumbuh dari batas butir  $\beta$  *prior* tersebut ke segala arah. Pertumbuhan ini dimulai dari batas butir dan terus meluas, sehingga membentuk struktur *widmanstätten* dengan pola *basketweave* pada saat pendinginan.

Kehadiran unsur Ag dan Cu dalam paduan Ti-6Al-7Nb secara keseluruhan tetap mengikuti struktur dasar *widmanstätten* dengan pola *basketweave*. Namun, dengan penambahan unsur Ag dan Cu, terjadi perubahan dalam struktur mikro paduan Ti-6Al-7Nb. Penambahan Ag dan Cu mengakibatkan struktur *lamellar* yang lebih halus. Struktur *lamellar* yang lebih halus ini berarti bahwa fasa  $\alpha$ -Ti dalam matriks  $\beta$ -Ti menjadi lebih tipis dan lebih teratur. Hasil tersebut sesuai dengan penelitian yang dilakukan oleh Aoki *et al.*, (2004) dan Han *et al.*, (2014) pada paduan titanium yang mengandung unsur Ag dan Cu. Aoki *et al.*, (2004) menggunakan paduan Ti-6Al-4V dengan penambahan unsur Cu sebesar 1%, 4%, dan 10%, struktur mikro dari paduan tersebut terdiri dari lempeng-lempeng  $\alpha$ -Ti

yang membentuk pola *Widmanstätten*, yang terdapat dalam matriks fasa  $\beta$ -Ti. Pada paduan Ti-6Al-4V-10% Cu dan Ti-6Al-4V-4%Cu menunjukkan struktur mikro struktur *lamellar* yang lebih halus dibandingkan paduan Ti-6Al-4V [36]. Sedangkan Han *et al.*, (2014) yang menyelidiki hubungan antara fasa/mikrostruktur dan berbagai sifat paduan Ti-xAg dengan kandungan Ag berkisar antara 5 hingga 20%. Seiring dengan meningkatnya komposisi Ag, struktur *acicular* pada paduan Ti-xAg menunjukkan ukuran yang semakin kecil [37].

### 4.3 Hasil Pengujian X-Ray Diffraction (XRD)

Berdasarkan hasil metalografi hanya memberikan informasi mengenai jenis fasa berdasarkan warna, bentuk struktur, dan perubahan ukuran butir. Oleh karena itu, hasil analisis metalografi didukung dengan data hasil pengujian XRD (*X-Ray Diffraction*) untuk memperkuat identifikasi fasa secara akurat. Pengujian XRD yang dilakukan untuk mengidentifikasi fasa yang terbentuk serta menentukan intensitas fasa relatif dari masing-masing fasa yang teridentifikasi pada sampel Ti-6Al-7Nb dengan dan tanpa penambahan unsur Ag dan Cu. Pengujian difraksi sinar-X dilakukan pada rentang sudut  $2\theta$  antara  $10^\circ$  sampai  $80^\circ$  dan menggunakan panjang gelombang  $\text{CuK}\alpha$  sebesar  $1.54056 \text{ \AA}$ .

Hasil dari karakterisasi XRD dilakukan analisis menggunakan perangkat lunak *Highscore Plus* dengan metode *Rietveld Refinement* untuk mengetahui karakter fisis material secara kuantitatif dan kualitatif berdasarkan data difraksi sinar-X. Analisa *Rietveld* adalah metode analisis untuk mencocokkan antara kurva teoritis (hasil analisa *Rietveld*) dengan kurva eksperimen (hasil uji menggunakan alat XRD) hingga terdapat kesesuaian antara kedua kurva secara keseluruhan [38].

Dengan memanfaatkan fitur keluaran perangkat lunak tersebut dapat menganalisis jenis fasa yang terbentuk pada masing masing sampel.

**Tabel 4.2** Parameter Struktural Berdasarkan Hasil Pengujian XRD

Sampel	Fasa	a (Å)	b (Å)	c (Å)	$\alpha$ (°)	$\beta$ (°)	$\gamma$ (°)	GoF (%)
Non Ag/Cu	Ti- $\alpha$	2,918	2,918	4,668	90	90	120	3,22
	Ti- $\beta$	3,320	3,320	3,320	90	90	90	
Ag1	Ti- $\alpha$	2,940	2,940	4,734	90	90	120	2,19
	Ti- $\beta$	3,362	3,362	3,362	90	90	90	
Ag3	Ti- $\alpha$	2,930	2,930	4,728	90	90	120	1,67
	Ti- $\beta$	3,283	3,283	3,283	90	90	90	
Ag5	Ti- $\alpha$	2,918	2,918	4,684	90	90	120	1,86
	Ti- $\beta$	3,200	3,200	3,200	90	90	90	
Cu1	Ti- $\alpha$	2,911	2,911	4,669	90	90	120	1,36
	Ti- $\beta$	3,237	3,237	3,237	90	90	90	
Cu3	Ti- $\alpha$	2,915	2,915	4,675	90	90	120	1,98
	Ti- $\beta$	3,226	3,226	3,226	90	90	90	
Cu5	Ti- $\alpha$	2,937	2,937	4,680	90	90	120	1,75
	Ti- $\beta$	3,275	3,275	3,275	90	90	90	

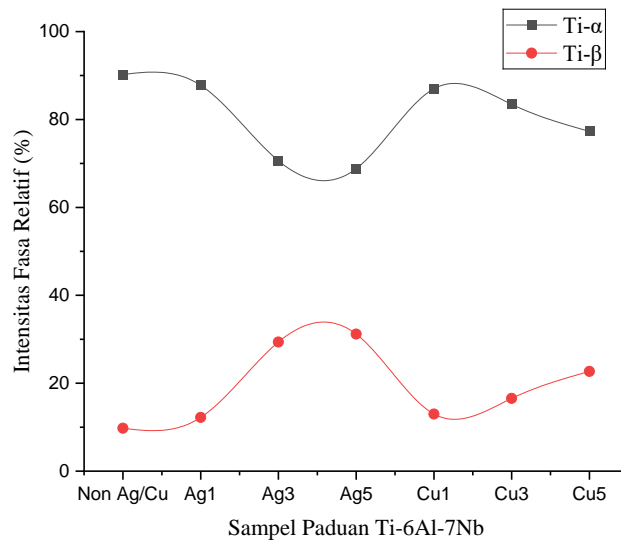
Dari hasil analisa *rietveld refinement* pada masing-masing sampel dapat diketahui tingkat kesesuaian (*Figures of Merit*) penghalusan dan parameter kisi. Tingkat kesesuaian (*Figures of Merit*) dari penghalusan sampel ditunjukkan dalam nilai *Goodness of Fit* (GoF). Nilai GoF ini memberikan indikasi seberapa baik kurva teoritis sesuai dengan kurva eksperimen yang dinyatakan dalam persen. Tingkat kesesuaian ini penting untuk menilai kualitas analisis *Rietveld* yang dilakukan. Berdasarkan Tabel 4.2, diketahui nilai GoF untuk seluruh sampel paduan Ti-6Al-7Nb, baik dengan dan tanpa penambahan unsur Ag dan Cu memiliki nilai GoF yang baik, yaitu dengan nilai GoF yang kurang dari 4%. Nilai GoF di bawah

4% merupakan batas yang dapat diterima untuk difraksi sinar-X pada material berstruktur sederhana [38].

Selain itu, berdasarkan nilai parameter kisi yang tercantum pada Tabel 4.2, menunjukkan bahwa seluruh sampel paduan Ti-6Al-7Nb, baik dengan dan tanpa penambahan unsur Ag dan Cu, memiliki dua fasa yang terbentuk yaitu fasa  $\alpha$  dengan nilai *unit cell*  $a = b \neq c$  dan jenis *struktur kristal hexagonal close packed* (HCP) dan fasa  $\beta$  dengan nilai *unit cell*  $a = b = c$  dan jenis struktur kristal *body centered cubic* (BCC). Hal ini sejalan dengan hasil pengamatan dan analisa metalografi, yang menunjukkan keseluruhan sampel memiliki fasa  $\alpha$  dan  $\beta$  yang dibedakan berdasarkan perbedaan warna dan bentuk struktur.

**Tabel 4.3** Intensitas Fasa  $\alpha$  dan  $\beta$  pada Paduan Ti-6Al-7Nb dengan Variasi Penambahan Unsur Ag dan Cu

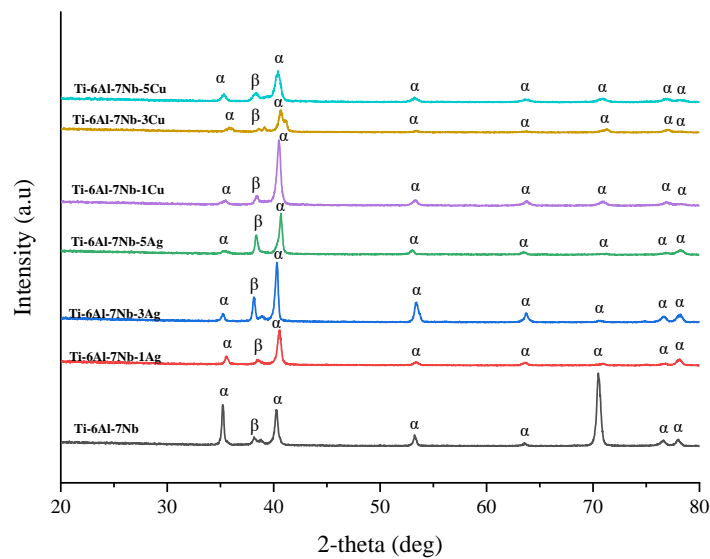
Fasa	Non Ag/Cu	Ag1	Ag3	Ag5	Cu1	Cu3	Cu5
Ti- $\alpha$	90,2	87,8	70,6	68,8	87,0	83,5	77,3
Ti- $\beta$	9,8	12,2	29,4	31,2	13,0	16,5	22,7



**Gambar 4.3** Kurva Pengaruh Penambahan Unsur Ag dan Cu Terhadap Intensitas Fasa Relatif yang Terbentuk pada Paduan Ti-6Al-7Nb

Berdasarkan kurva pada Gambar 4.3, paduan Ti-6Al-7Nb tanpa penambahan unsur Ag dan Cu memiliki intensitas fasa  $\alpha$  yang paling tinggi sebesar 90,2% dan memiliki intensitas fasa  $\beta$  9,8%. Setelah paduan Ti-6Al-7Nb ditambahkan oleh unsur Ag dan Cu, terjadi peningkatan intensitas fasa  $\beta$  dan penurunan intensitas fasa  $\alpha$  seiring dengan peningkatan komposisi unsur Ag dan Cu sebesar 1%, 3%, dan 5%. Untuk unsur Ag, peningkatan intensitas fasa  $\beta$  masing-masing adalah 12,2%, 29,4%, dan 31,2% dengan penurunan intensitas fasa  $\alpha$  adalah 87,8%, 70,6%, dan 68,8%. Sedangkan untuk unsur Cu, peningkatan intensitas fasa  $\beta$  masing-masing adalah 13%, 16,5%, dan 22,7% dengan penurunan intensitas fasa  $\alpha$  adalah 87%, 83,5%, dan 77,3%. Pada Gambar 4.4 menunjukkan pola difraksi paduan Ti-6Al-7Nb seiring dengan peningkatan kandungan Ag dan Cu. Dengan peningkatan kandungan Ag dan Cu, intensitas puncak fasa  $\beta$  meningkat, sedangkan intensitas puncak difraksi dari fasa  $\alpha$  semakin berkurang. Hal ini terjadi karena unsur Ag dan Cu diketahui sebagai elemen penstabil fasa  $\beta$  yang menurunkan temperatur transformasi fasa  $\beta$ , sehingga pada temperatur kamar semakin banyak fasa  $\beta$  yang bertahan dan mengurangi jumlah fasa  $\alpha$  dalam paduan dengan penambahan Unsur Ag dan Cu [39]. Fenomena ini terkonfirmasi melalui gambar struktur mikro yang dapat dilihat pada Gambar 4.2, di mana penghalusan struktur *lamellar  $\alpha$*  menyebabkan peningkatan jumlah fasa  $\beta$  yang berperan sebagai batas butir. Selain itu terjadi fenomena pergeseran puncak tertinggi fasa  $\alpha$  pada sudut  $2\theta$   $70^\circ$  untuk paduan Ti-6Al-7Nb tanpa penambahan unsur Ag dan Cu. Fenomena pergeseran puncak tertinggi fasa  $\alpha$  pada sudut  $2\theta$   $70^\circ$  pada paduan Ti-6Al-7Nb kemungkinan disebabkan oleh tegangan sisa pada lapisan permukaan paduan yang dihasilkan selama proses pemotongan menggunakan *Electrical Discharge Machining* (EDM).

Proses EDM, yang melibatkan pemotongan material dengan pelepasan listrik, dapat menyebabkan tegangan internal pada permukaan sampel. Tegangan tersebut berpotensi mengubah parameter kisi kristal material, yakni jarak antara lapisan atom dalam struktur kristal [40]. Perubahan ini akan mempengaruhi posisi puncak pada pola X-ray diffraction (XRD), menghasilkan pergeseran puncak pada sudut  $2\theta$   $70^\circ$ .



**Gambar 4.4** Pola Difraksi Paduan Ti-6Al-7Nb dengan Variasi Penambahan Unsur Ag dan Cu

#### 4.4 Hasil Pengujian Ultrasonik

Modulus elastisitas merupakan karakteristik khas dari suatu logam, karena setiap jenis logam memiliki nilai modulus elastisitas yang berbeda. Modulus elastisitas dinyatakan sebagai rasio antara tegangan dan regangan dalam batas elastis suatu material, sehingga semakin besar nilai modulus elastisitas, nilai regangan yang diperoleh akan semakin kecil. Sebaliknya, dengan tegangan yang sama, jika nilai modulus semakin kecil, maka nilai regangan yang diperoleh akan

semakin besar [41]. Dalam aplikasi implan, nilai modulus elastisitas memiliki peran penting untuk mencegah terjadinya fenomena *stress shielding*. Fenomena tersebut terjadi ketika implan yang memiliki nilai modulus elastisitas tinggi menyerap sebagian besar beban yang seharusnya ditanggung oleh tulang sekitarnya. Nilai modulus elastisitas yang rendah, dapat membantu transfer beban antara implan dan tulang secara optimal dan merangsang pembentukan tulang baru [42].

Nilai modulus elastisitas umumnya ditentukan menggunakan pengujian merusak seperti uji tarik dan uji lentur. Pengujian merusak memerlukan waktu persiapan sampel yang kompleks, dan dapat merusak komponen yang diuji. Pengujian ultrasonik adalah pengujian tidak merusak dengan menyebarkan gelombang suara pada frekuensi 0,5 - 25 MHz melalui permukaan suatu material. Pengujian ini sering digunakan untuk mendeteksi cacat material. Kecepatan rambat gelombang ultrasonik pada suatu material akan berbeda berdasarkan massa jenis dan sifat elastisnya, yaitu modulus elastisitas dan *poisson's ratio*. Oleh karena itu, secara teoritis, pengujian ultrasonik dapat digunakan untuk menentukan nilai modulus elastisitas, jika massa jenis suatu material diketahui. Pengujian ultrasonik menggunakan metode pulsa-gema telah digunakan, karena lebih mudah dan hanya menggunakan satu *probe* yang terdiri dari *transducer* dan *receiver*. Secara prinsip, nilai modulus elastisitas ditentukan berdasarkan kecepatan gelombang ultrasonik longitudinal. Kecepatan gelombang tersebut diketahui dengan mengukur waktu tempuh melalui ketebalan material yang diketahui [33].

**Tabel 4.4** Data Hasil Pengujian Ultrasonik

Kecepatan Gelombang Longitudinal (m/s)						
Non-Ag/Cu	Ag1	Ag3	Ag5	Cu1	Cu3	Cu5
6592	6099	5967	5691	6088	5908	5844

<b>Kecepatan Gelombang Longitudinal (m/s)</b>						
Non-Ag/Cu	Ag1	Ag3	Ag5	Cu1	Cu3	Cu5
6333	6058	5955	5739	5998	5951	5610
6793	6032	5815	5680	5959	6027	5764
<b>Rata-rata</b>						
6573	6063	5912	5703	6015	5962	5739

Pada Tabel 4.4, terdapat data kecepatan gelombang longitudinal dari pengujian ultrasonik menggunakan *probe* lurus dengan frekuensi 5 Mhz dan memiliki diameter 6,35 mm. Pada paduan Ti-6Al-7Nb tanpa penambahan unsur Ag dan Cu menunjukkan nilai kecepatan gelombang longitudinal tertinggi dengan nilai rata-rata 6573 m/s. Sedangkan, dengan penambahan unsur Ag dan Cu, paduan Ti-6Al-7Nb-5Ag dan Ti-6Al-7Nb-5Cu memiliki nilai gelombang longitudinal terendah dengan nilai rata-rata 5703 dan 5739 m/s. Secara keseluruhan, penambahan unsur Ag dan Cu pada paduan Ti-6Al-7Nb menunjukkan penurunan nilai kecepatan gelombang longitudinal. Nilai modulus elastisitas diketahui berbanding lurus dengan nilai kecepatan rambat gelombang. Semakin besar kecepatan rambat gelombang pada suatu medium, maka semakin besar modulus elastisitasnya [33].

Terdapat fenomena yang terjadi dalam perambatan gelombang ultrasonik, fenomena tersebut adalah interferensi gelombang. Interferensi terjadi ketika gelombang pantulan bertemu dan berinteraksi dengan gelombang yang sedang merambat, sehingga dapat memperkuat atau melemahkan sinyal gelombang pantulan untuk menentukan kecepatan rambat. Pada fenomena inteferensi, kecepatan gelombang dipengaruhi oleh *nearfield*, frekuensi, dan diameter *probe*. Untuk mengetahui pengaruh interferensi gelombang terhadap data kecepatan



gelombang longitudinal yang dihasilkan diperlukan perhitungan panjang *nearfield* (N) dari *probe* dihitung dengan persamaan berikut [33].

$$N = \frac{D^2 f}{4V} \quad (4.1)$$

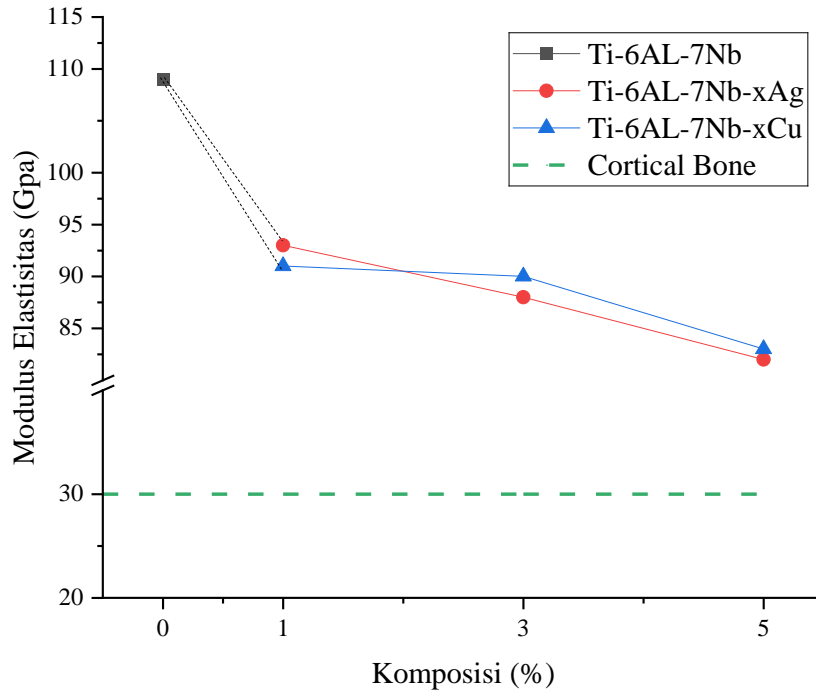
Di mana N, D, f, dan V masing-masing adalah *nearfield*, diameter *probe* (m), frekuensi *probe* (Hz), dan kecepatan gelombang longitudinal (m/s).

**Tabel 4.5** Perbandingan Panjang *Nearfield* dan Ketebalan Sampel

Sampel	Diameter (mm)	Frekuensi (MHz)	Ketebalan (mm)	Kecepatan Gelombang (m/s)	Panjang <i>Nearfield</i> (mm)
Non Ag/Cu	6,35	5	9,3	6573	0,08
Ag1	6,35	5	10,5	6063	0,08
Ag3	6,35	5	10,2	5912	0,09
Ag5	6,35	5	9,05	5703	0,09
Cu1	6,35	5	8,7	6015	0,08
Cu3	6,35	5	10,1	5962	0,08
Cu5	6,35	5	10,2	5739	0,09

Pada Tabel 4.5, menunjukkan hasil perhitungan panjang *nearfield* untuk keseluruhan sampel. Panjang *nearfield* dibandingkan dengan ketebalan masing-masing sampel untuk mengetahui pengukuran kecepatan gelombang dengan *probe* yang digunakan berada pada daerah *nearfield* atau di luar daerah *nearfield*. Pengujian dipengaruhi oleh *nearfield*, jika ketebalan sampel lebih kecil dari panjang *nearfield*. Berdasarkan data yang ditunjukkan, nilai panjang *nearfield* seluruh sampel memiliki nilai yang lebih rendah dibandingkan dengan ketebalan masing-masing sampel. Secara keseluruhan sampel uji berada di daerah di luar *nearfield*, di mana

pada daerah di luar *nearfield* tidak ada pengaruh interferensi gelombang, sehingga perilaku gelombang menjadi seragam dan mencapai intensitas maksimum [33].



**Gambar 4.5** Kurva Pengaruh Penambahan Unsur Ag dan Cu Terhadap Nilai Modulus Elastisitas Paduan Ti-6Al-7Nb

Pada Gambar 4.5 menunjukkan data pengaruh penambahan unsur Ag dan Cu terhadap nilai modulus elastisitas paduan Ti-6Al-7Nb. Pada sampel paduan Ti-6Al-7Nb memiliki nilai modulus elastisitas tertinggi dibandingkan dengan paduan dengan penambahan unsur Ag dan Cu yaitu sebesar 109 Gpa. Berdasarkan literatur, nilai modulus elastisitas paduan Ti-6Al-7Nb adalah 110 Gpa [42]. Perbandingan nilai modulus elastisitas paduan Ti-6Al-7Nb hasil pengujian ultrasonik dengan nilai modulus elastisitas paduan Ti-6Al-7Nb yang terdapat pada literatur menunjukkan persen galat yang rendah, yaitu 0,9%. Hal ini menunjukkan bahwa metode

pengujian ultrasonik yang dilakukan tidak terpengaruh oleh interferensi gelombang, sehingga memberikan hasil yang akurat.

Pada sampel paduan Ti-6Al-7Nb, seiring dengan penambahan unsur Ag dan Cu sebesar 1%, 3%, 5%, menunjukkan penurunan nilai modulus elastisitas. Sampel dengan 1% Ag dan 1% Cu memiliki nilai modulus elastisitas sebesar 93 Gpa dan 91 Gpa. Sampel dengan 3% Ag dan 3% Cu memiliki nilai modulus elastisitas 88 Gpa dan 91 Gpa. Sedangkan sampel dengan 5% Ag dan 5% Cu memiliki nilai modulus elastisitas terendah, yaitu sebesar 82 Gpa dan 83 Gpa. Penambahan Ag cenderung menurunkan nilai modulus elastisitas lebih baik dibandingkan penambahan Cu pada komposisi yang sama.

Penurunan nilai modulus elastisitas pada paduan Ti-6Al-7Nb terjadi karena unsur Ag dan Cu adalah sebagai penstabil fasa  $\beta$  yang menurunkan temperatur transformasi alotropik dari fasa  $\beta$  (*Body Center Cubic*) ke fasa  $\alpha$  (*Hexagonal Close Packed*) [11]. Akibatnya, terjadi peningkatan intensitas fasa  $\beta$  yang tetap stabil pada temperatur yang lebih rendah. Intensitas fasa ini dibuktikan melalui hasil analisa XRD pada Gambar 4.3. Penurunan nilai modulus elastisitas akibat unsur penstabil  $\beta$  dipengaruhi oleh banyaknya slip struktur kristal yang dimiliki. Semakin banyak slip yang dimiliki pada suatu material, semakin besar kemungkinan material tersebut meregang sebelum akhirnya terdeformasi. Diketahui bahwa struktur kristal BCC memiliki slip sebanyak 12 slip, sedangkan pada HCP sebanyak 3 slip. Oleh karena itu, paduan Ti-6Al-7Nb mengalami penurunan modulus elastisitas dengan penambahan unsur Ag dan Cu [27]. Selain itu, penurunan nilai modulus elastisitas dapat disebabkan oleh penurunan ukuran butir akibat penambahan unsur Ag dan Cu yang ditunjukkan pada Gambar 4.2. Ketika ukuran butir suatu material semakin

kecil, proporsi atom pada batas butir menjadi jauh lebih banyak. Atom-atom di batas butir cenderung lebih mudah bergerak ketika diberikan beban, yang berarti material bisa lebih mudah mengalami deformasi elastis. hal ini yang menyebabkan penurunan modulus elastisitas pada suatu material [43].

#### 4.5 Hasil Pengujian Korosi

Pengujian korosi dilakukan dengan menggunakan metode polarisasi dengan menggunakan larutan *Ringer Lactate* sebagai larutan simulasi tubuh. Pengujian korosi yang dilakukan bertujuan untuk mengetahui laju korosi berdasarkan data nilai potensial korosi ( $E_{cor}$ ) dan kerapatan arus korosi ( $I_{cor}$ ) yang diketahui dari kurva polarisasi tafel. Dalam menentukan laju korosi menggunakan kurva polarisasi tafel diperlukan data berat ekuivalen, luas permukaan, dan densitas dari masing-masing sampel uji.

**Tabel 4.6** Data Berat Ekuivalen, Densitas, dan Luas Permukaan Sampel Uji

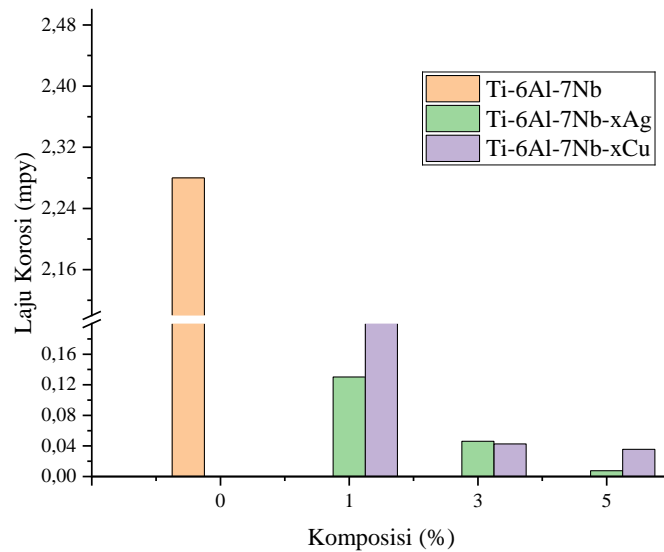
Sampel	Unsur	$f_i$	$n_i$	$M_i$	$EW$	Densitas [g·mol <sup>-1</sup> ]	Luas permukaan [cm <sup>2</sup> ]
Non Ag/Cu	Ti	0,8667	4	47,87	13,82	4,50	
	Al	0,0612	3	26,98			
	Nb	0,0721	5	92,91			
Ag1	Ti	0,8486	4	47,87	14,11	4,77	
	Al	0,0636	3	26,98			
	Nb	0,0717	5	92,91			
Ag3	Ag	0,0161	1	107,87	14,48	4,43	1
	Ti	0,8269	4	47,87			
	Al	0,0643	3	26,98			
Ag5	Nb	0,0743	5	92,91	14,81	4,38	
	Ag	0,0345	1	107,87			
	Ti	0,8089	4	47,87			
Cu1	Al	0,0639	3	26,98	14,07	4,48	
	Nb	0,0733	5	92,91			
	Ag	0,0539	1	107,87			
	Ti	0,851	4	47,87			

Sampel	Unsur	$f_i$	$n_i$	$M_i$	$EW$	Densitas [g·mol <sup>-1</sup> ]	Luas permukaan [cm <sup>2</sup> ]
Cu3	Al	0,0646	3	26,98	14,27	4,44	
	Nb	0,0712	5	92,91			
	Cu	0,0132	2	63,55			
	Ti	0,8396	4	47,87			
	Al	0,0618	3	26,98			
	Nb	0,0694	5	92,91			
	Cu	0,0292	2	63,55			
	Ti	0,8221	4	47,87			
Cu5	Al	0,0556	3	26,98	14,57	4,39	
	Nb	0,0693	5	92,91			
	Cu	0,053	2	63,55			

Tabel 4.6 merupakan data parameter untuk perhitungan berat ekuivalen. Nilai  $n_i$  merupakan valensi unsur ke-i dari paduan,  $f_i$  merupakan fraksi massa unsur ke-i dalam paduan, dan  $M_i$  — berat atom unsur ke-i dalam paduan. Valensi setiap unsur yang digunakan dalam perhitungan ditentukan berdasarkan diagram pourbaix [44]. Nilai laju korosi diperoleh menggunakan fitur *Tafel Fit* pada perangkat lunak *Gamry Echem Analyst Version 7.10* dengan menggunakan metode ekstrapolasi untuk menentukan parameter korosi  $I_{cor}$  dan  $E_{cor}$  pada koordinat titik potong bagian anodik dan katodik dari kurva polarisasi tafel.

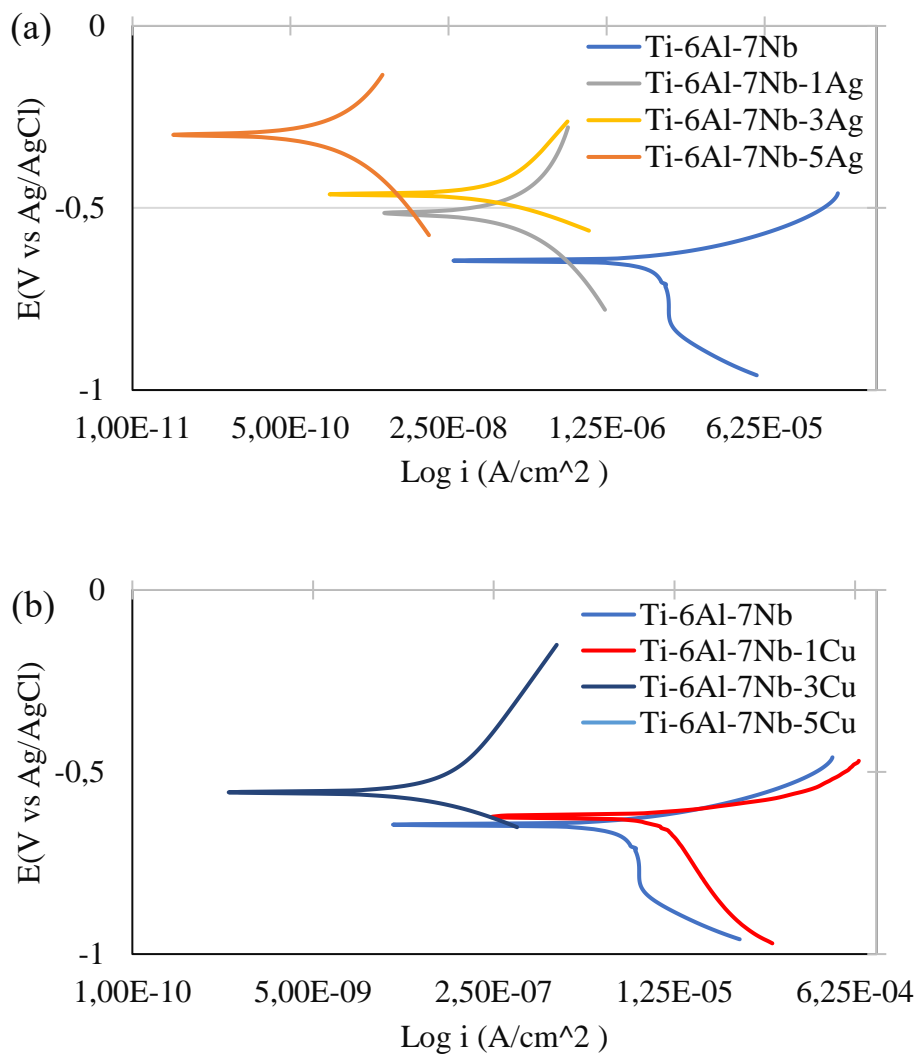
**Tabel 4.7** Data Hasil Kurva Polarasasi Tafel

Paduan	$E_{cor}$ [mV]	$I_{cor}$ [μA]	$b_a$ [mV/decade]	$b_c$ [mV/decade]	CR [mpy]
Non Ag/Cu	-637,0	5,760	0,0617	0,8843	2,280
Ag1	-461,5	0,299	651,5	335,7	0,1302
Ag3	-462,0	0,106	305,7	110,5	0,04615
Ag5	-289,8	0,01876	4,184	1,934	0,00759
Cu1	-621,5	0,5465	10,22	32,16	0,2262
Cu3	-556,1	0,09984	409,1	141,1	0,04268
Cu5	-426,9	0,09349	171,7	104,6	0,03562



**Gambar 4.6** Diagram Hasil Variasi Komposisi Ag dan Cu Pada Paduan Ti-6Al-7Nb terhadap Laju Korosi

Tabel 4.7 menunjukkan data hasil pengujian korosi dalam larutan *Ringer Lactate* yang diketahui dari kurva polarisasi tafel, didapatkan nilai potensial korosi ( $E_{cor}$ ), rapat arus korosi ( $I_{cor}$ ), konstanta tafel katodik ( $b_c$ ) dan anodic ( $b_a$ ), dan laju korosi (CR) dalam satuan *mils per year*. Dari data yang ditunjukkan pada Gambar 4.6, diketahui bahwa paduan Ti-6Al-7Nb memiliki laju korosi tertinggi sebesar 2,28 *mpy*. Namun, penambahan unsur Ag dan Cu pada paduan Ti-6Al-7Nb sebesar 1%, 3%, dan 5% menghasilkan penurunan laju korosi. Paduan Ti-6Al-7Nb dengan penambahan komposisi 1% Ag dan 1% Cu memiliki nilai laju korosi masing-masing sebesar 0,1302 dan 0,2262 *mpy*. Sedangkan paduan Ti-6Al-7Nb dengan penambahan komposisi 3% Ag dan 3% Cu memiliki nilai laju korosi masing-masing sebesar 0,04615 dan 0,04268 *mpy*. Nilai laju korosi terendah terdapat pada paduan Ti-6Al-7Nb dengan penambahan komposisi 5% Ag dan 5% Cu dengan nilai masing-masing 0,00759 dan 0,03562 *mpy*.



**Gambar 4.7** Kurva Polarisasi Tafel (a) Paduan Ti-6Al-7Nb-xAg (b) Paduan Ti-6Al-7Nb-xCu

Hal ini juga ditunjukkan oleh data potensial korosi ( $E_{cor}$ ) dan rapat arus korosi ( $i_{cor}$ ). Penambahan unsur Ag dan Cu menggeser potensial korosi ( $E_{cor}$ ) ke arah yang lebih tinggi, serta arus korosi ( $i_{cor}$ ) ke nilai yang lebih rendah, dengan paduan 5% Ag dan 5% Cu yang memiliki nilai rapat arus korosi terendah dan nilai potensial korosi tertinggi. Representatif perubahan nilai potensial korosi ( $E_{cor}$ ) dan rapat arus korosi ( $i_{cor}$ ) dapat dilihat pada Gambar 4.7. Gambar 4.7 merupakan kurva polarisasi tafel dari masing-masing sampel uji, dimana seiring dengan

peningkatan komposisi Ag dan Cu merubah posisi kurva menjadi semakin tinggi pada sumbu y dan menggeser kurva kearah kiri pada sumbu x. Peningkatan nilai  $E_{cor}$  kearah positif dan penurunan nilai  $I_{cor}$  kearah negatif menunjukkan bahwa material memiliki ketahanan korosi yang lebih baik atau menunjukkan nilai laju korosi yang rendah [30].

Setelah nilai laju korosi diketahui, dapat dilakukan penilaian terhadap ketahanan korosi relatif dari masing-masing sampel uji. Penilaian ini dibagi menjadi enam kategori: sangat baik, baik, cukup baik, sedang, buruk, dan sangat buruk yang ditunjukkan pada Tabel 4.8. Paduan Ti-6Al-7Nb tanpa penambahan unsur Ag dan Cu memiliki nilai laju korosi pada tingkat “*Excellent*”. Sedangkan nilai laju korosi pada paduan Ti-6Al-7Nb dengan penambahan unsur Ag dan Cu merubah kategori penilaian menjadi tingkat “*Outstanding*”, yang menunjukkan paduan tersebut memiliki ketahanan korosi yang sangat baik.

**Tabel 4.8** Kategori Ketahanan Korosi Relatif [45]

<i>Relative Corrosion Resistance</i>	<i>Mils per year (mpy)</i>	<i>mm/year</i>
<i>Outstanding</i>	< 1	<0.02
<i>Excellent</i>	1-5	0.02-0.1
<i>Good</i>	5-20	0.1-0.5
<i>Fair</i>	20-50	0.5-1
<i>Poor</i>	50-200	1-5
<i>Unacceptable</i>	200+	5+

Meningkatnya ketahanan korosi pada paduan Ti-6Al-7Nb dengan penambahan unsur Ag dan Cu disebabkan oleh struktur mikro yang terbentuk pada paduan tersebut menunjukkan peningkatan lebih banyak fasa  $\beta$  dibandingkan fasa  $\alpha$ . Hal tersebut terkonfirmasi pada hasil XRD intensitas relatif fasa  $\beta$  meningkat seiring dengan meningkatnya komposisi unsur Ag dan Cu sedangkan intensitas fasa



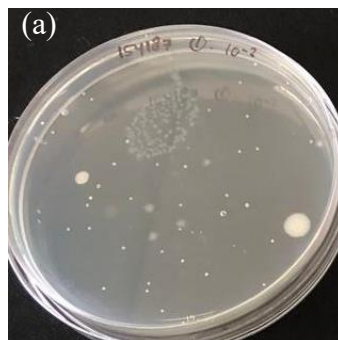
$\alpha$  yang terbentuk semakin menurun. Hasil ini menunjukkan bahwa peningkatan unsur Ag dan Cu memberikan pengaruh terhadap ketahanan korosi. Hal tersebut karena fasa  $\beta$ , Ti<sub>2</sub>Cu, Ti<sub>2</sub>Ag diketahui memiliki ketahanan korosi yang lebih baik dibandingkan fasa  $\alpha$  [13]. Selain itu, peningkatan ketahanan korosi pada Ti-6Al-7Nb akibat penambahan unsur Ag dan Cu disebabkan oleh terbentuknya lebih banyak lapisan oksida yang stabil, sehingga mampu melindungi permukaan logam. Unsur Ti, Cr, Ni, Co, Mn, Cu, Ag, memiliki karakteristik untuk membentuk lapisan oksida padat di permukaan paduan, yang secara efektif mencegah korosi dengan meningkatkan potensial korosi paduan [31]. Pada paduan Ti-6Al-7Nb, unsur Al dan Nb akan membentuk lapisan oksida kuat berupa Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> dan Nb<sub>2</sub>O<sub>5</sub> pada matriks TiO<sub>2</sub> cenderung mengurangi laju korosi elektrokimia dengan signifikan [46]. Kemudian unsur Ag dan Cu membentuk lapisan oksida berupa Ag<sub>2</sub>O dan Cu<sub>2</sub>O yang meningkatkan ketebalan dan kerapatan lapisan pasivasi, mengurangi laju korosi, dan meningkatkan ketahanan korosi dari paduan Ti-6Al-7Nb [31]. Penghalusan struktur *lamellar* fasa  $\alpha$  akibat penambahan unsur Ag dan Cu dapat menyebabkan penurunan nilai laju korosi yang disebabkan oleh peningkatan densitas batas butir. Dengan bertambahnya batas butir, terdapat lebih banyak area permukaan yang dapat membentuk film pasif yang melindungi material [47]. Film pasif ini, yang terbentuk lebih efektif pada material dengan struktur butir yang lebih halus, berfungsi untuk menghambat interaksi antara material dan lingkungan korosif, sehingga mengurangi laju korosi secara keseluruhan. Namun, perlu diketahui bahwa terlalu banyak komposisi Ag dan Cu akan memperburuk ketahanan korosi pada paduan titanium dikarenakan terbentuknya korosi galvanik akibat perbedaan potensial yang tinggi antara fasa  $\alpha$  dan Ti<sub>2</sub>Ag/Ti<sub>2</sub>Cu [13, 32]

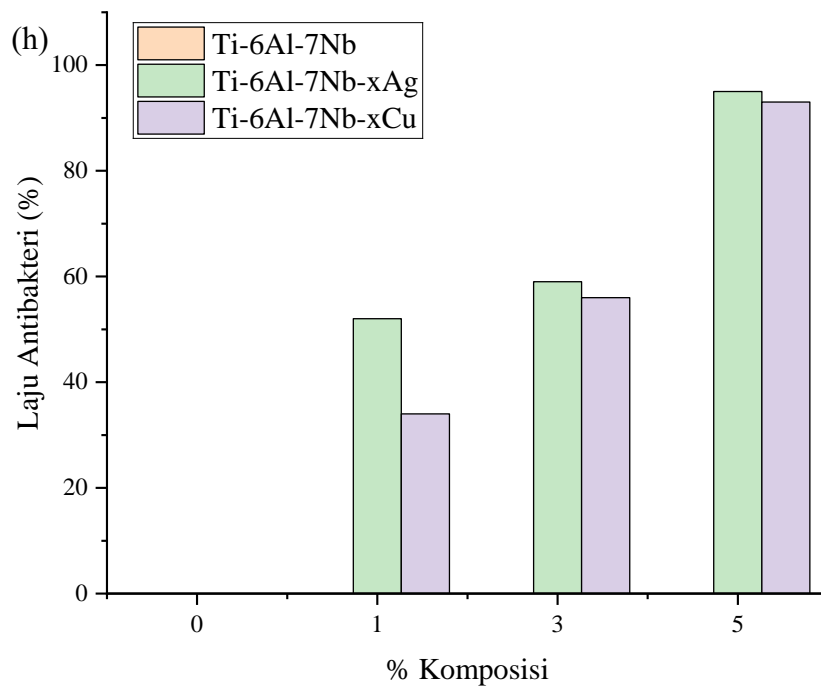
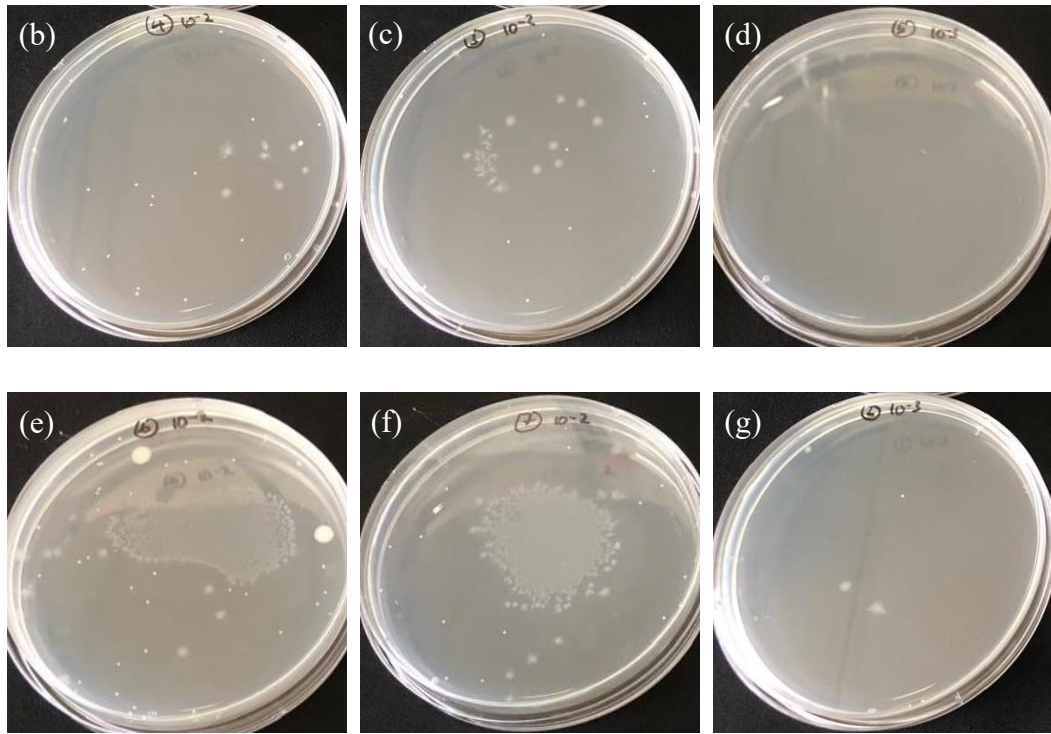
#### 4.6 Hasil Pengujian Antibakteri

Pengujian antibakteri dilakukan menggunakan metode *total plate count* dengan menggunakan bakteri gram positif A29213 (*Staphylococcus aureus*) dalam keadaan steril. Pengujian antibakteri dilakukan untuk mengetahui pengaruh unsur antibakteri Ag dan Cu terhadap peningkatan laju antibakteri pada paduan Ti-6Al-7Nb. Hasil pengujian antibakteri dapat dilihat pada Tabel 4.9.

**Tabel 4.9** Hasil Pengujian Antibakteri

Sampel	Faktor Pengenceran	Jumlah Koloni	Rata-rata	Laju Anti Bakteri (%)
Non Ag/Cu	$10^{-2}$	54 44	49	0
Ag1	$10^{-2}$	21 26	23,5	52
Ag3	$10^{-2}$	22 18	20	59
Ag5	$10^{-2}$	2 3	2,5	95
Cu1	$10^{-2}$	36 29	32,5	34
Cu3	$10^{-2}$	24 19	21,5	56
Cu5	$10^{-2}$	4 3	3,5	93



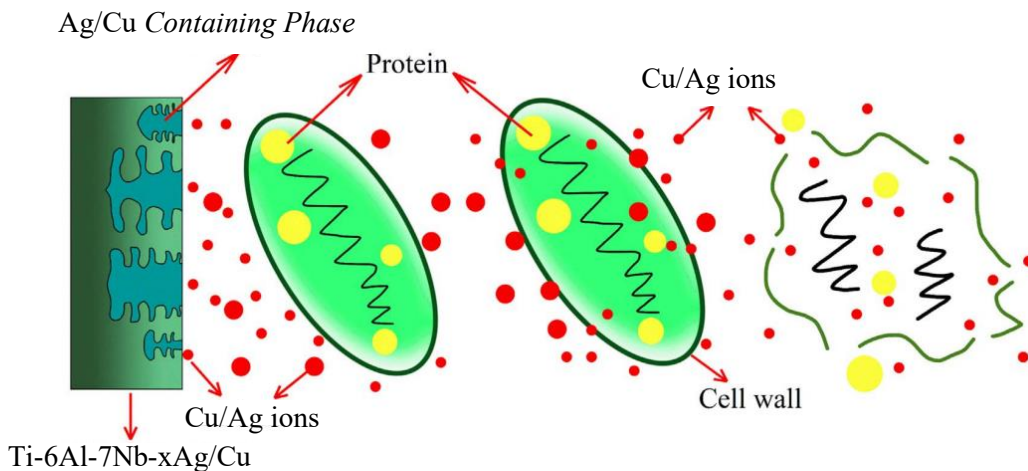


**Gambar 4.8** Representatif Hasil Uji Antibakteri *As Cast* Paduan Ti-6Al-7Nb  
 (a) Non Ag/Cu (b) Ag 1% (c) Ag 3% (d) Ag 5% (e) Cu 1% (f) Cu 3% (g) Cu 5%  
 (h) Diagram Batang Pengaruh Komposisi Ag dan Cu terhadap Laju Antibakteri Paduan Ti-6Al-7Nb

Representatif koloni bakteri setelah diinkubasi selama 24 jam pada media *nutrient agar* dengan faktor pengenceran  $10^{-2}$  menggunakan bakteri *Staphylococcus aureus* yang di kultur pada permukaan paduan Ti-6Al-7Nb, baik dengan dan tanpa penambahan unsur Ag dan Cu (1%, 3%, dan 5%), serta hasil perhitungan laju antibakteri ditunjukkan pada Gambar 4.8. Pengenceran dilakukan untuk mengurangi jumlah mikroorganisme dalam sampel sehingga memungkinkan pengamatan dan identifikasi jumlah mikroorganisme secara spesifik. Perubahan jumlah koloni bakteri pada hasil uji antibakteri terlihat jelas pada Tabel 4.9. Data yang dihasilkan menunjukkan bahwa paduan Ti-6Al-7Nb tanpa penambahan unsur Ag dan Cu memiliki jumlah koloni paling banyak pada permukaan paduan, yang mengindikasikan bahwa paduan tersebut tidak memiliki aktivitas antibakteri. Sedangkan paduan Ti-6Al-7Nb dengan penambahan unsur Ag dan Cu menunjukkan penurunan jumlah koloni pada permukaan paduan, yang mengindikasikan paduan tersebut memiliki aktivitas antibakteri seiring dengan peningkatan komposisi unsur antibakteri Ag dan Cu sebesar 1%, 3%, dan 5%. Hal ini sesuai dengan penelitian yang dilakukan oleh Bao *et al*, (2022).

Sebagai sampel kontrol, paduan Ti-6Al-7Nb tanpa penambahan unsur antibakteri Ag dan Cu menunjukkan laju antibakteri 0%. Namun, seiring dengan peningkatan unsur Ag sebesar 1%, 3%, dan 5%, menunjukkan peningkatan terhadap nilai laju antibakteri, yaitu masing-masing sebesar 52%, 59%, dan 95%. Selain itu, dengan penambahan komposisi unsur Cu yang sama, menunjukkan laju antibakteri sebesar 34%, 56%, dan 93%. Diketahui ketika nilai laju antibakteri adalah 90% - 99%, ini menunjukkan sifat antibakteri dan jika laju antibakteri  $> 99\%$  menunjukkan sifat antibakteri yang kuat [13]. Oleh karena itu diantara variasi

komposisi Ag dan Cu (1%, 3%, dan 5%) yang digunakan, hanya pada komposisi 5% Ag dan 5% Cu yang menunjukkan sifat antibakteri, namun belum mencapai sifat antibakteri yang kuat. Berdasarkan penelitian terdahulu, peningkatan kadar unsur Ag dan Cu dapat meningkatkan laju antibakteri. Namun, umumnya untuk menghasilkan paduan dengan tingkat aktivitas antibakteri lebih dari 99%, kandungan Ag dan Cu harus lebih dari 10% [8, 13, 48, 49]



**Gambar 4.9** Mekanisme Sifat Antibakteri Paduan Ti-6Al-7Nb-xAg/Cu [13]

Dalam mekanisme antibakteri, logam memiliki kemampuan membunuh bakteri karena lepasnya ion-ion logam antibakteri yang bersifat toksik untuk bakteri ke sekitarnya dengan merangsang produksi spesies oksigen reaktif (*Reactive Oxygen Species/ROS*) [2]. Ion  $\text{Cu}^{2+}$  dan  $\text{Ag}^+$  berinteraksi dengan membran sel bakteri yang bermuatan negatif. Kation  $\text{Cu}^{2+}$  dan  $\text{Ag}^+$  memiliki afinitas tinggi terhadap gugus fosfat dan protein pada membran sel yang menyebabkan inaktivasi protein dan gangguan fungsi genetik membuat bakteri tidak mampu bertahan hidup, sehingga mengakibatkan kematian sel. Semakin tinggi konsentrasi ion logam, semakin kuat sifat antibakterinya. Namun, tingginya konsentrasi ion logam juga bisa menyebabkan toksisitas bagi sel-sel lain, termasuk sel manusia. Oleh karena

itu, dalam pengembangan paduan logam dengan sifat antibakteri, penting untuk memilih elemen antibakteri yang memiliki nilai MIC (*Minimum Inhibitory Concentration*) yang rendah. MIC adalah konsentrasi terendah dari suatu zat yang diperlukan untuk menghambat pertumbuhan bakteri tanpa membunuhnya. Selain itu, juga penting untuk memilih elemen dengan LD50 (*Lethal Dose 50*) yang tinggi. LD50 adalah jumlah dosis dari suatu zat yang diperlukan untuk membunuh 50% dari populasi organisme yang diuji. Unsur dengan nilai MIC rendah dan LD50 tinggi akan memastikan bahwa paduan logam efektif dalam menghambat pertumbuhan bakteri, dan memiliki tingkat keamanan toksisitas yang rendah terhadap sel-sel hidup lainnya [2].

Diketahui bahwa unsur Ag memiliki nilai MIC sebesar 74,7  $\mu\text{M}$  terhadap bakteri *Staphylococcus aureus* dan nilai LD50 sebesar 4,29  $\mu\text{M}$  terhadap sel L929 (sel hewan). Sedangkan unsur Cu memiliki nilai MIC sebesar 7000  $\mu\text{M}$  terhadap bakteri *Staphylococcus aureus* dan nilai LD50 sebesar 41,5  $\mu\text{M}$  terhadap sel L929 [2]. Unsur Ag memiliki nilai MIC yang jauh lebih rendah dibandingkan dengan Cu. Hal tersebut menunjukkan bahwa Ag lebih efektif dalam menghambat pertumbuhan bakteri pada komposisi yang lebih rendah dibandingkan Cu. Oleh karena itu, pada hasil uji antibakteri, dengan komposisi yang sama (1%, 3%, dan 5%), menunjukkan bahwa unsur Ag memiliki kemampuan menghambat bakteri lebih baik dibandingkan Cu.

## BAB V

### KESIMPULAN DAN SARAN

#### 5.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil penelitian dan pembahasan yang telah dilakukan, didapatkan beberapa kesimpulan berikut:

1. Diantara variasi penambahan Ag dan Cu (1%, 3%, dan 5%), hanya pada penambahan komposisi 5% Ag dan 5% Cu yang menunjukkan sifat antibakteri karena mencapai nilai laju antibakteri  $> 90\%$ . Namun, belum mencapai sifat antibakteri yang kuat ( $> 99\%$ ).
2. Peningkatan komposisi Ag dan Cu sebesar 1%, 3%, dan 5% menghasilkan penurunan nilai laju korosi dengan nilai laju korosi terendah terdapat pada paduan Ti-6Al-7Nb dengan penambahan 5% Ag dan 5% Cu, yaitu sebesar  $0,00759 \text{ mpy}$  dan  $0,03562 \text{ mpy}$ .
3. Peningkatan komposisi Ag dan Cu sebesar 1%, 3%, dan 5% menghasilkan penurunan nilai modulus elastisitas dengan nilai modulus elastisitas terendah terdapat pada paduan Ti-6Al-7Nb dengan penambahan 5% Ag dan 5% Cu, yaitu sebesar 82 Gpa dan 83 Gpa.
4. Penambahan unsur Ag dan Cu sebesar 1%, 3%, dan 5% terhadap struktur mikro paduan Ti-6Al-7Nb menghasilkan bentuk struktur *widmanstätten* dengan pola *basketweave* yang terdiri dari batas butir  $\beta$  *prior* dan  $\alpha$  *lamellar*. Peningkatan komposisi Ag dan Cu mengakibatkan struktur

*lamellar* yang lebih halus dan peningkatan kestabilan fasa  $\beta$  yang ditunjukkan pada hasil pengujian XRD

## 5.2 Saran

Adapun saran untuk penelitian selanjutnya dengan topik serupa yaitu sebagai berikut:

1. Melakukan homogenisasi setelah melakukan peleburan menggunakan *tube furnace* untuk mendapatkan komposisi yang lebih seragam.
2. Melakukan perlakuan panas *solution treatment* untuk mencapai kestabilan fasa  $\beta$  yang lebih optimal guna menghasilkan nilai modulus elastisitas yang lebih rendah dan mencapai nilai laju antibakteri yang kuat.
3. Melakukan pengujian XRD setelah uji korosi untuk menentukan intensitas fasa dari lapisan pasif yang terbentuk.
4. Melakukan pengujian kekerasan untuk mengevaluasi sifat mekanik lainnya selain modulus elastisitas.



## DAFTAR PUSTAKA

- [1] N. Xue *et al.*, “Bone Tissue Engineering in the Treatment of Bone Defects,” *Pharmaceuticals*, vol. 15, no. 7, p. 879, Jul. 2022, doi: 10.3390/ph15070879.
- [2] E. Zhang, X. Zhao, J. Hu, R. Wang, S. Fu, and G. Qin, “Antibacterial metals and alloys for potential biomedical implants,” *Bioact Mater*, vol. 6, no. 8, pp. 2569–2612, Aug. 2021, doi: 10.1016/j.bioactmat.2021.01.030.
- [3] Ş. Culfa and S. M. Toker, “Interaction of Ti-6Al-7Nb alloy with simulated body fluid; a preliminary biocompatibility investigation,” *Frontiers in Life Sciences and Related Technologies*, vol. 4, no. 3, pp. 111–117, Dec. 2023, doi: 10.51753/flsrt.1294479.
- [4] M. Fellah *et al.*, “Tribological behavior of Ti-6Al-4V and Ti-6Al-7Nb Alloys for Total Hip Prosthesis,” *Advances in Tribology*, vol. 2014, pp. 1–13, 2014, doi: 10.1155/2014/451387.
- [5] H. P. Felgueiras, “Special Issue ‘Antimicrobial Biomaterials: Recent Progress,’” *Int J Mol Sci*, vol. 25, no. 13, p. 7153, Jun. 2024, doi: 10.3390/ijms25137153.
- [6] Y. Zhuang, L. Ren, S. Zhang, X. Wei, K. Yang, and K. Dai, “Antibacterial effect of a copper-containing titanium alloy against implant-associated infection induced by methicillin-resistant *Staphylococcus aureus*,” *Acta Biomater*, vol. 119, pp. 472–484, Jan. 2021, doi: 10.1016/j.actbio.2020.10.026.
- [7] L. Ren *et al.*, “Antibacterial properties of Ti-6Al-4V-xCu alloys,” *J Mater Sci Technol*, vol. 30, no. 7, pp. 699–705, 2014, doi: 10.1016/j.jmst.2013.12.014.
- [8] X. Bao *et al.*, “ $\beta$  duplex phase Ti–Zr–Nb–Ag alloys with impressive mechanical properties, excellent antibacterial and good biocompatibility,” *Journal of Materials Research and Technology*, vol. 19, pp. 5008–5016, Jul. 2022, doi: 10.1016/j.jmrt.2022.07.007.
- [9] J. Dias Corpa Tardelli, B. Monteiro de Barros Ciribelli Alves, M. Lima da Costa Valente, and A. Cândido dos Reis, “Influence of the modulus of elasticity of dental implants on the distribution of stresses in the alveolar

- bone by the finite element method: A systematic review,” *J Oral Maxillofac Surg Med Pathol*, vol. 35, no. 5, pp. 383–389, Sep. 2023, doi: 10.1016/j.ajoms.2023.02.008.
- [10] N. Eliaz, “Corrosion of Metallic Biomaterials: A Review,” *Materials*, vol. 12, no. 3, p. 407, Jan. 2019, doi: 10.3390/ma12030407.
- [11] M. Kikuchi, M. Takahashi, and O. Okuno, “Elastic moduli of cast Ti–Au, Ti–Ag, and Ti–Cu alloys,” *Dental Materials*, vol. 22, no. 7, pp. 641–646, Jul. 2006, doi: 10.1016/j.dental.2005.05.015.
- [12] D. Cai *et al.*, “Effect of Ag content on the microstructure and antibacterial activity of biomedical titanium alloy Ti-13Nb-13Zr-xAg (x = 7,10 wt%),” *Mater Lett*, vol. 354, p. 135389, Jan. 2024, doi: 10.1016/j.matlet.2023.135389.
- [13] Y. Yuan, Z. Ke, L. Zhang, Y. Jiang, and Z. He, “Mechanical, corrosion and antibacterial properties of Ti-13Nb-13Zr-based alloys with various Cu contents,” *Mater Res Express*, vol. 8, no. 11, Nov. 2021, doi: 10.1088/2053-1591/ac2f74.
- [14] N. Randi Pratama and D. Hadi Prajitno, “Corrosion Behavior of Ternary Zr-25Ti-5Sn Alloy Doped with Ge as Biomaterials Implant in Simulation Body Fluid Solution,” *International Journal of Mechanical Engineering Technologies and Applications*, vol. 2722–3213, no. 04, pp. 59–67, 2020, Accessed: Jul. 10, 2024. [Online]. Available: <https://mechta.ub.ac.id/index.php/mechta/article/view/26/9#:~:text=The%20results%20of%20corrosion%20testing,values%20of%201%2D5%20mpy>.
- [15] K. S. Ødegaard, J. Torgersen, and C. W. Elverum, “Structural and biomedical properties of common additively manufactured biomaterials: A concise review,” Dec. 01, 2020, *MDPI AG*. doi: 10.3390/met10121677.
- [16] F. D. Al-Shalawi *et al.*, “Biomaterials as Implants in the Orthopedic Field for Regenerative Medicine: Metal versus Synthetic Polymers,” Jun. 01, 2023, *MDPI*. doi: 10.3390/polym15122601.
- [17] N. Filip *et al.*, “Biomaterials in Orthopedic Devices: Current Issues and Future Perspectives,” Oct. 01, 2022, *MDPI*. doi: 10.3390/coatings12101544.

- [18] A. Bharadwaj, "An Overview on Biomaterials and Its Applications in Medical Science," *IOP Conf Ser Mater Sci Eng*, vol. 1116, no. 1, p. 012178, Apr. 2021, doi: 10.1088/1757-899x/1116/1/012178.
- [19] J. Quinn, R. Mcfadden, C.-W. Chan, and L. Carson, "iScience Titanium for Orthopedic Applications: An Overview of Surface Modification to Improve Biocompatibility and Prevent Bacterial Biofilm Formation," *iScience*, vol. 23, p. 101745, 2020, doi: 10.1016/j.isci.
- [20] C. Oldani and A. Dominguez, "Titanium as a Biomaterial for Implants," in *Recent Advances in Arthroplasty*, InTech, 2012. doi: 10.5772/27413.
- [21] E. Marin and A. Lanzutti, "Biomedical Applications of Titanium Alloys: A Comprehensive Review," Jan. 01, 2024, *Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI)*. doi: 10.3390/ma17010114.
- [22] J. C. W. Gerd Lütjering, *Titanium*, 2nd ed. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2007. doi: 10.1007/978-3-540-73036-1.
- [23] J. Disegi, *Implant Materials. Titanium-6% Aluminum-7% Niobium*. Second Edition About the Cover. Synthes, 2008. Accessed: Jul. 10, 2024. [Online]. Available: <https://www.scribd.com/document/235706163/ImplantMaterials-Titanium-6-Aluminum-7-Niobium>
- [24] ASTM F1295-22, "Standard Specification for Wrought Titanium-6Aluminum-7Niobium Alloy for Surgical Implant Applications {UNS R56700} 1", doi: 10.1520/F129.
- [25] Y. Zhang, D. Sun, J. Cheng, J. K. H. Tsoi, and J. Chen, "Mechanical and biological properties of Ti-(0–25 wt%)Nb alloys for biomedical implants application," *Regen Biomater*, vol. 7, no. 1, pp. 119–127, Feb. 2020, doi: 10.1093/rb/rbz042.
- [26] M. Shakir Hashim, "Corrosion and Structure Characterization of Anodized Ti-6Al-7Nb Alloy," *Eng. & Tech. Journal*, vol. 32, no. 3, 2014, [Online]. Available: <https://www.researchgate.net/publication/340527521>
- [27] C. Sutowo, F. Rokmanto, M. Waluyo K, and Alfirano, "Pengaruh Variasi Temperatur Solution Treatment Terhadap Struktur Mikro Dan Kekuatan Paduan Ti-6al-6nb Untuk Aplikasi Biomedis," *Jurnal Universitas*

*Muhammadiyah Jakarta*, Nov. 2017, Accessed: Jun. 08, 2024. [Online]. Available: [jurnal.umj.ac.id/index.php/semnastek](http://jurnal.umj.ac.id/index.php/semnastek)

- [28] S. C. J. van Dun *et al.*, “Influence of surface characteristics of implant materials on MRSA biofilm formation and effects of antimicrobial treatment,” *Front Microbiol*, vol. 14, 2023, doi: 10.3389/fmicb.2023.1145210.
- [29] B. Sun, X. L. Meng, Z. Y. Gao, and W. Cai, “Martensite structure and mechanical property of Ti-Nb-Ag shape memory alloys for biomedical applications,” *Vacuum*, vol. 156, pp. 181–186, Oct. 2018, doi: 10.1016/j.vacuum.2018.07.029.
- [30] C. Pu *et al.*, “Effect of Ag addition on the microstructure and corrosion properties of Sn–9Zn lead-free solder,” *Journal of Materials Research and Technology*, vol. 27, pp. 6400–6411, Nov. 2023, doi: 10.1016/j.jmrt.2023.11.123.
- [31] J. Liu, Y. Zhao, R. Hu, M. Zhang, and Y. Ding, “Effects of Cu and Ag Elements on Corrosion Resistance of Dual-Phase Fe-Based Medium-Entropy Alloys,” *Materials*, vol. 16, no. 8, p. 3243, Apr. 2023, doi: 10.3390/ma16083243.
- [32] M. Chen *et al.*, “Effect of nano/micro-Ag compound particles on the bio-corrosion, antibacterial properties and cell biocompatibility of Ti-Ag alloys,” *Materials Science and Engineering: C*, vol. 75, pp. 906–917, Jun. 2017, doi: 10.1016/j.msec.2017.02.142.
- [33] F. Sasmita, C. Claudia, G. Wibisono, T. Z. S. Tarigan, H. Judawisastra, and T. A. Priambodo, “Penentuan Modulus Elastisitas Logam Dengan Metode Ultrasonik Pulsa Gema,” *Jurnal Teknologi Bahan dan Barang Teknik*, vol. 8, no. 1, p. 27, Dec. 2019, doi: 10.37209/jtbtt.v8i1.115.
- [34] Y. Marsumi and A. W. Pramono, “Influence of Niobium or Molybdenum in Titanium Alloy for Permanent Implant Application,” *Adv Mat Res*, vol. 900, pp. 53–63, Feb. 2014, doi: 10.4028/www.scientific.net/AMR.900.53.
- [35] C. Zhong *et al.*, “Laser metal deposition of Ti6Al4V-A brief review,” *Applied Sciences (Switzerland)*, vol. 10, no. 3, Feb. 2020, doi: 10.3390/app10030764.

- [36] Aoki T, Okafor IC, Watanabe I, Hattori M, Oda Y, Okabe T. Mechanical properties of cast Ti-6Al-4V-XCu alloys. *J Oral Rehabil*. 2004 Nov;31(11):1109-14. doi: 10.1111/j.1365-2842.2004.01347.x. PMID: 15525390.
- [37] M. K. Han, M. J. Hwang, D. H. Won, Y. S. Kim, H. J. Song, and Y. J. Park, "Massive transformation in titanium-silver alloys and its effect on their mechanical properties and corrosion behavior," *Materials*, vol. 7, no. 9, pp. 6194–6206, 2014, doi: 10.3390/ma7096194.
- [38] P. Christianto and H. Purwaningsih, "Analisa Rietveld terhadap Transformasi Fasa ( $\alpha \rightarrow \beta$ ) pada Solid Solution Ti-3 at.% Al pada Proses Mechanical Alloying dengan Variasi Milling Time," *JURNAL Teknik Pomits*, vol. Vol. 2, no. No. 1, 2013, Accessed: Jun. 30, 2024. [Online]. Available: <https://ejurnal.its.ac.id/index.php/teknik/article/view/2284>
- [39] R. Yamanoglu, F. Khoshnaw, I. Daoud, and E. Efendi, "Effect of silver content on the wear and mechanical properties of powder metallurgical ti-5al-2.5fe-xag alloys," *Journal of Mining and Metallurgy, Section B: Metallurgy*, vol. 56, no. 1, pp. 119–125, 2020, doi: 10.2298/JMMB190319056Y.
- [40] B. Ekmekci, "Residual stresses and white layer in electric discharge machining (EDM)," *Appl Surf Sci*, vol. 253, no. 23, pp. 9234–9240, Sep. 2007, doi: 10.1016/j.apsusc.2007.05.078.
- [41] M. Fahrur Rozy, A. Hadi Djaelani, and M. Agus Chiron, "Pemanfaat Frekuensi Bunyi Material Sebagai Dasar Pengujian Modulus Elastisitas Pada Pengujian Tanpa Merusak (Non Destructive Test)," *Jurnal ROTOR*, vol. 6, no. 1, 2013. <<https://jurnal.unej.ac.id/index.php/RTR/article/view/1163>>.
- [42] J. Black and G. Hastings, *Handbook of Biomaterial Properties*, vol. First Edition. Springer US, 1998. doi: 10.1007/978-1-4615-5801-9.
- [43] R. Chaim and M. Hefetz, "Effect of grain size on elastic modulus and hardness of nanocrystalline ZrO<sub>2</sub>-3 wt% Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ceramic," *J Mater Sci*, vol. 39, no. 9, pp. 3057–3061, May 2004, doi: 10.1023/B:JMSC.0000025832.93840.b0.

- [44] M. Pourbaix, *Atlas of Electrochemical Equilibria in-Aqueous Solutions*, 2nd English Ed. Houston: NACE International, National Association of Corrosion Engineers, 1974. Accessed: Jul. 10, 2024. [Online]. Available: <http://sunlight.caltech.edu/aic/pourbaix.pdf>
- [45] M. G. Fontana, *Corrosion engineering*, Third. New York: McGraw-Hill Book Company, 1987. Doi: 10.4236/ojapps.2022.125044
- [46] K. Aniołek *et al.*, “Mechanical properties, corrosion resistance and bioactivity of oxide layers formed by isothermal oxidation of ti-6al-7nb alloy,” *Coatings*, vol. 11, no. 5, May 2021, doi: 10.3390/coatings11050505.
- [47] K. D. Ralston and N. Birbilis, “Effect of Grain Size on Corrosion: A Review,” *CORROSION*, vol. 66, no. 7, pp. 075005-075005–13, Jul. 2010, doi: 10.5006/1.3462912.
- [48] D. Cai *et al.*, “A novel biomedical titanium alloy with high antibacterial property and low elastic modulus,” *J Mater Sci Technol*, vol. 81, pp. 13–25, Aug. 2021, doi: 10.1016/j.jmst.2021.01.015.
- [49] X. Mao *et al.*, “The Influence of Copper Content on the Elastic Modulus and Antibacterial Properties of Ti-13Nb-13Zr-xCu Alloy,” *Metals (Basel)*, vol. 12, no. 7, p. 1132, Jul. 2022, doi: 10.3390/met12071132.

**LAMPIRAN A**  
**CONTOH PERHITUNGAN**

## LAMPIRAN A. Contoh Perhitungan

### 1. Perhitungan Bahan Baku

**Diketahui:** Kemurnian masing-masing bahan baku unsur Ti, Al, Nb, Ag, dan Cu adalah 99% dan masing-masing sampel memiliki massa 20 gram.

#### Perhitungan bahan baku Ti-6Al-7Nb:

$$\text{Nb: } \frac{7}{100} \times 20 = 1,4 \text{ gram}$$

$$\text{Al: } \frac{6}{100} \times 20 = 1,2 \text{ gram}$$

$$\text{Ti: } 20 - (1,4 + 1,2) = 17,4 \text{ gram}$$

#### Perhitungan bahan baku Ti-6Al-7Nb-1Ag:

$$\text{Ag: } \frac{1}{100} \times 20 = 0,2 \text{ gram}$$

$$\text{Nb: } \frac{7}{100} \times 20 = 1,4 \text{ gram}$$

$$\text{Al: } \frac{6}{100} \times 20 = 1,2 \text{ gram}$$

$$\text{Ti: } 20 - (1,4 + 1,2 + 0,2) = 17,2 \text{ gram}$$

#### Perhitungan bahan baku Ti-6Al-7Nb-3Ag:

$$\text{Ag: } \frac{3}{100} \times 20 = 0,6 \text{ gram}$$

$$\text{Nb: } \frac{7}{100} \times 20 = 1,4 \text{ gram}$$

$$\text{Al: } \frac{6}{100} \times 20 = 1,2 \text{ gram}$$

$$\text{Ti: } 20 - (1,4 + 1,2 + 0,6) = 16,8 \text{ gram}$$

#### Perhitungan bahan baku Ti-6Al-7Nb-5Ag:

$$\text{Ag: } \frac{5}{100} \times 20 = 1 \text{ gram}$$

$$\text{Nb: } \frac{7}{100} \times 20 = 1,4 \text{ gram}$$



$$\text{Al: } \frac{6}{100} \times 20 = 1,2 \text{ gram}$$

$$\text{Ti: } 20 - (1,4 + 1,2 + 1) = 16,4 \text{ gram}$$

**Perhitungan bahan baku Ti-6Al-7Nb-1Cu:**

$$\text{Cu: } \frac{1}{100} \times 20 = 0,2 \text{ gram}$$

$$\text{Nb: } \frac{7}{100} \times 20 = 1,4 \text{ gram}$$

$$\text{Al: } \frac{6}{100} \times 20 = 1,2 \text{ gram}$$

$$\text{Ti: } 20 - (1,4 + 1,2 + 0,2) = 17,2 \text{ gram}$$

**Perhitungan bahan baku Ti-6Al-7Nb-3Cu:**

$$\text{Cu: } \frac{3}{100} \times 20 = 0,6 \text{ gram}$$

$$\text{Nb: } \frac{7}{100} \times 20 = 1,4 \text{ gram}$$

$$\text{Al: } \frac{6}{100} \times 20 = 1,2 \text{ gram}$$

$$\text{Ti: } 20 - (1,4 + 1,2 + 0,6) = 16,8 \text{ gram}$$

**Perhitungan bahan baku Ti-6Al-7Nb-5Cu:**

$$\text{Cu: } \frac{5}{100} \times 20 = 1 \text{ gram}$$

$$\text{Nb: } \frac{7}{100} \times 20 = 1,4 \text{ gram}$$

$$\text{Al: } \frac{6}{100} \times 20 = 1,2 \text{ gram}$$

## 2. Perhitungan Modulus Elastisitas

**Tabel A.1** Data Kecepatan Gelombang Longitudinal

Titik	VL (Longitudinal Velocity)(m/s)						
	Non-Ag/Cu	1Ag	3Ag	5Ag	1Cu	3Cu	5Cu
1	6592	6099	5967	5691	6088	5908	5844
2	6333	6058	5955	5739	5998	5951	5610
3	6793	6032	5815	5680	5959	6027	5764
Rata-rata	6573	6063	5912	5703	6015	5962	5739

Menghitung nilai modulus elastisitas setiap sampel menggunakan data kecepatan gelombang longitudinal dengan persamaan berikut:

$$E = \frac{(V_L^2 \rho (1 + \sigma)(1 - 2\sigma))}{1 - \sigma} \quad (\text{A.1})$$

Dengan *poisson ratio* dan densitas diketahui melalui literatur masing masing adalah 0,36 dan 4250 Kg/m<sup>3</sup>

### Sampel Ti-6Al-7Nb

$$E = \frac{(6573^2)(4250) (1 + 0,36)(1 - 2(0,36))}{1 - 0,36}$$

$$E = 1,09242E^{+11} \text{ N/m}^2 = 109 \text{ Gpa}$$

### Sampel Ti-6Al-7Nb-1Ag

$$E = \frac{(6063^2)(4250) (1 + 0,36)(1 - 2(0,36))}{1 - 0,36}$$

$$E = 9,3E^{+10} \text{ N/m}^2 = 93 \text{ Gpa}$$

### Sampel Ti-6Al-7Nb-3Ag

$$E = \frac{(5912^2)(4250) (1 + 0,36)(1 - 2(0,36))}{1 - 0,36}$$

$$E = 8,8E^{+10} \text{ N/m}^2 = 88 \text{ Gpa}$$

**Sampel Ti-6Al-7Nb-5Ag**

$$E = \frac{(5703^2)(4250) (1 + 0,36)(1 - 2(0,36))}{1 - 0,36}$$

$$E = 8,2E^{+10} \text{ N/m}^2 = 82 \text{ Gpa}$$

**Sampel Ti-6Al-7Nb-1Cu**

$$E = \frac{(6015^2)(4250) (1 + 0,36)(1 - 2(0,36))}{1 - 0,36}$$

$$E = 9,1E^{+10} \text{ N/m}^2 = 91 \text{ Gpa}$$

**Sampel Ti-6Al-7Nb-3Cu**

$$E = \frac{(5962^2)(4250) (1 + 0,36)(1 - 2(0,36))}{1 - 0,36}$$

$$E = 9,0E^{+10} \text{ N/m}^2 = 90 \text{ Gpa}$$

**Sampel Ti-6Al-7Nb-5Cu**

$$E = \frac{(5739^2)(4250) (1 + 0,36)(1 - 2(0,36))}{1 - 0,36}$$

$$E = 8,3E^{+10} \text{ N/m}^2 = 83 \text{ Gpa}$$

**3. Perhitungan Laju Antibakteri****Tabel A.2** Data Jumlah Koloni Bakteri

Sampel	Faktor Pengenceran	Jumlah Koloni	Rata-rata
Non Ag/Cu	$10^{-2}$	54	49
		44	
Ag1	$10^{-2}$	21	23,5
		26	
Ag3	$10^{-2}$	22	20
		18	
Ag5	$10^{-2}$	2	2,5
		3	
Cu1	$10^{-2}$	36	32,5

Sampel	Faktor Pengenceran	Jumlah Koloni	Rata-rata
		29	
Cu3	10 <sup>-2</sup>	24	21,5
Cu5	10 <sup>-2</sup>	19	
		4	3,5

Diketahui sampel Ti-6Al-7Nb digunakan sebagai sampel kontrol

**Sampel Ti-6Al-7Nb**

$$R = \frac{49 - 49}{49} \times 100$$

$$R = 0\%$$

**Sampel Ti-6Al-7Nb-1Ag**

$$R = \frac{49 - 23,5}{49} \times 100$$

$$R = 52\%$$

**Sampel Ti-6Al-7Nb-3Ag**

$$R = \frac{49 - 20}{49} \times 100$$

$$R = 59\%$$

**Sampel Ti-6Al-7Nb-5Ag**

$$R = \frac{49 - 2,5}{49} \times 100$$

$$R = 95\%$$

**Sampel Ti-6Al-7Nb-1Cu**

$$R = \frac{49 - 32,5}{49} \times 100$$

$$R = 34\%$$

### Sampel Ti-6Al-7Nb-3Cu

$$R = \frac{49 - 21,5}{49} \times 100$$

$$R = 56\%$$

### Sampel Ti-6Al-7Nb-5Cu

$$R = \frac{49 - 3,5}{49} \times 100$$

$$R = 93\%$$

### 3. Perhitungan Berat *Equivalent*

Tabel A. 3 Parameter Perhitungan Berat *Equivalent*

Sampel	Unsur	$f_i$	$n_i$	$M_i$
Non Ag/Cu	Ti	0,8667	4	47,87
	Al	0,0612	3	26,98
	Nb	0,0721	5	92,91
Ag1	Ti	0,8486	4	47,87
	Al	0,0636	3	26,98
	Nb	0,0717	5	92,91
	Ag	0,0161	1	107,87
Ag3	Ti	0,8269	4	47,87
	Al	0,0643	3	26,98
	Nb	0,0743	5	92,91
	Ag	0,0345	1	107,87
Ag5	Ti	0,8089	4	47,87
	Al	0,0639	3	26,98
	Nb	0,0733	5	92,91
	Ag	0,0539	1	107,87
Cu1	Ti	0,851	4	47,87
	Al	0,0646	3	26,98
	Nb	0,0712	5	92,91
	Cu	0,0132	2	63,55
Cu3	Ti	0,8396	4	47,87
	Al	0,0618	3	26,98
	Nb	0,0694	5	92,91
	Cu	0,0292	2	63,55

Sampel	Unsur	$f_i$	$n_i$	$M_i$
Cu5	Ti	0,8221	4	47,87
	Al	0,0556	3	26,98
	Nb	0,0693	5	92,91
	Cu	0,053	2	63,55

Untuk menghitung berat *equivalent* menggunakan persamaan berikut:

$$EW = \frac{1}{\sum \frac{n_i f_i}{M_i}} \quad (\text{A.2})$$

#### Sampel Ti-6Al-7Nb

$$EW = \frac{1}{\frac{4 \times 0,8667}{47,87} + \frac{3 \times 0,0612}{26,98} + \frac{5 \times 0,721}{92,91}}$$

$$EW = 13,82$$

#### Sampel Ti-6Al-7Nb-1Ag

$$EW = \frac{1}{\frac{4 \times 0,8667}{47,87} + \frac{3 \times 0,0612}{26,98} + \frac{5 \times 0,721}{92,91} + \frac{1 \times 0,0161}{107,87}}$$

$$EW = 14,11$$

#### Sampel Ti-6Al-7Nb-1Cu

$$EW = \frac{1}{\frac{4 \times 0,8667}{47,87} + \frac{3 \times 0,0612}{26,98} + \frac{5 \times 0,721}{92,91} + \frac{2 \times 0,132}{63,55}}$$

$$EW = 14,07$$

#### 4. Perhitungan Intensitas Fasa Relatif

**Tabel A.4** Hasil Pengukuran Panjang Puncak Fasa Tertinggi Pada Paduan Ti-6Al-Nb Hasil Uji XRD

Sampel	Panjang (cm)	
	$\alpha$	$\beta$
Non Ag/Cu	12	1,3
Ag1	11,5	1,6
Ag3	11,3	4,7
Ag5	11,7	5,3
Cu1	11,4	1,7
Cu3	11,1	2,2
cu5	10,9	3,2

Diketahui:

$$\text{Intensitas Relatif Fasa} = \frac{\text{Intensitas } \alpha}{\text{Intensitas } \beta + \text{Intensitas } \alpha} \times 100\%$$

**Sampel Ti-6Al-7Nb**

$$\text{Intensitas Relatif Fasa} = \frac{12}{1,3 + 12} \times 100\%$$

$$\text{Intensitas Relatif Fasa } \alpha = 90,2\%$$

$$\text{Intensitas Relatif Fasa } \beta = 100 - 90,2 = 9,8\%$$

**Sampel Ti-6Al-7Nb-1Ag**

$$\text{Intensitas Relatif Fasa} = \frac{11,5}{1,6 + 11,5} \times 100\%$$

$$\text{Intensitas Relatif Fasa } \alpha = 87,8\%$$

$$\text{Intensitas Relatif Fasa } \beta = 100 - 87,8 = 12,2\%$$

**LAMPIRAN B**  
**DATA PENELITIAN**



## LAMPIRAN B. Data Penelitian

### 1. Hasil Uji Komposisi Menggunakan Metode XRF

#### a. Ti-6Al-7Nb (*Sample Control*)

**Kementerian Perindustrian** REPUBLIK INDONESIA  
**BALAI BESAR STANDARDISASI DAN PELAYANAN JASA INDUSTRI LOGAM DAN MESIN**  
**LABORATORIUM KALIBRASI DAN PENGUJI**  
Jalan Sepuluh No.12 Bandung 40135 Telp: 022-2503171, e-mail: sekretariat\_bblm@kemperin.go.id


**ILAC-MRA**  
**KAN**  
Komite Akreditasi Nasional  
LK - 001 - IDN  
LP - 021 - IDN

Nomor : 0141-49/UJI BBLM/III/2024  
Tanggal : 04 Maret 2024

No Order : U-092\_2024-2  
Halaman : 2 dari 2


**METODE PENGUJIAN** : ASTM E1621-22  
*Testing Method*  
**TEMPERATUR RUANG UJI** : 26 °C  
*Test Room Temperature*  
**KELEMBABAN** : 60 %  
*Humidity*

**HASIL PENGUJIAN**



No	Unsur Kimia	Komposisi (%)
1	Titanium (Ti)	86,32
2	Aluminium (Al)	6,12
3	Niobium (Nb)	7,21
4	Iron (Fe)	0,01
5	Vanadium (V)	0,07
6	Copper (Cu)	0,05
7	Palladium (Pd)	0,04
8	Tin (Sn)	0,04
9	Molybdenum (Mo)	0,03
10	Chromium (Cr)	0,03
11	Manganese (Mn)	0,03
12	Nickel (Ni)	0,02
13	Zirconium (Zr)	0,02
14	Cobalt (Co)	0,01

Catatan : Pengujian dilakukan dengan XRF BRUKER SI TITAN,  
No. Seri : 600N6182.

**Penyelia 2 Laboratorium Penguji 2**  
  
**Bayu Mahardika**  
NIP. 199508172018011001

PERHATIAN : 1. Hasil pengujian/kalibrasi ini hanya untuk contoh/alat yang diuji/dikalibrasi  
2. Dilarang mengutip/menyalin sebagian isi laporan/sertifikat ini

b. Ti-6Al-7Nb-1Ag

Nomor : 0111-49/UJI BBLM/II/2024  
Tanggal : 23 Februari 2024

No Order : U-085\_2024-1  
Halaman : 2 dari 2

**METODE PENGUJIAN** : ASTM E1621-22  
*Testing Method*  
**TEMPERATUR RUANG UJI** : 25,4 °C  
*Test Room Temperature*  
**KELEMBABAN** : 58 %  
*Humidity*

**HASIL PENGUJIAN**



No	Unsur Kimia	Komposisi (%)
1	Titanium (Ti)	84,32
2	Aluminium (Al)	6,36
3	Niobium (Nb)	7,17
4	Silver (Ag)	1,61
5	Chromium (Cr)	0,09
6	Copper (Cu)	0,06
7	Tin (Sn)	0,11
8	Iron (Fe)	0,08
9	Gold (Au)	0,08
10	Nickel (Ni)	0,07
11	Bismuth (Bi)	0,03
12	Zirconium (Zr)	0,02

PERHATIAN : 1. Hasil pengujian/kalibrasi ini hanya untuk contoh/sampel yang diuji/dikalibrasi  
2. Dilarang mengutip/menyalin sebagian isi laporan/sertifikat ini

Catatan : Pengujian dilakukan dengan XRF BRUKER SI TITAN,  
No. Seri : 600N6182.

Penyelia 2 Laboratorium Penguji 2

  
**Bayu Mahardika,**  
NIP. 199508172018011001

c. Ti-6Al-7Nb-3Ag

Nomor : 0026-49/UJI BBLM/II/2024  
Tanggal : 06 Februari 2024

No Order : U-056\_2024  
Halaman : 2 dari 2

**METODE PENGUJIAN** : ASTM E1621-22  
*Testing Method*  
**TEMPERATUR RUANG UJI** : 26 °C  
*Test Room Temperature*  
**KELEMBABAN** : 60 %  
*Humidity*

**HASIL PENGUJIAN**



No	Unsur Kimia	Komposisi (%)
1	Titanium (Ti)	82,42
2	Aluminium (Al)	6,43
3	Niobium (Nb)	7,43
4	Silver (Ag)	3,45
5	Chromium (Cr)	0,10
6	Tin (Sn)	0,10
7	Nickel (Ni)	0,05
8	Copper (Cu)	0,02

Catatan : Pengujian dilakukan dengan XRF BRUKER SI TITAN,  
No. Seri : 600N6182.

 **Penyelia 1 Laboratorium Penguji 2**

**Hakim Ginanjar, S.T.**  
NIP. 199212282018011001

PERHATIAN : 1. Hasil pengujian/kalibrasi ini hanya untuk contoh/alat yang diuji/dikalibrasi  
2. Dilarang mengutip/menyalin sebagian isi laporan/sertifikat ini

d. Ti-6Al-7Nb-5Ag

Nomor : 0014-49/UJI BBLM/1/2024  
Tanggal : 25 Januari 2024

No Order : U-040\_2024  
Halaman : 2 dari 2

**METODE PENGUJIAN** : ASTM E1621-22  
*Testing Method*  
**TEMPERATUR RUANG UJI** : 25 °C  
*Test Room Temperature*  
**KELEMBABAN** : 60 %  
*Humidity*

**HASIL PENGUJIAN**



No	Unsur Kimia	Komposisi (%)
1	Titanium (Ti)	80,52
2	Aluminium (Al)	6,39
3	Niobium (Nb)	7,33
4	Silver (Ag)	5,39
5	Chromium (Cr)	0,16
6	Tin (Sn)	0,12
7	Nickel (Ni)	0,05
8	Copper (Cu)	0,03

Catatan : Pengujian dilakukan dengan XRF BRUKER SI TITAN,  
No. Seri : 600N6182.

 **Penyelia 2 Laboratorium Penguji 2**

**Bayu Mahardika**  
NIP. 199508172018011001

PERHATIAN : 1. Hasil pengujian/kalibrasi ini hanya untuk contoh/alat yang diuji/dikalibrasi  
2. Dilarang mengutip/menyalin sebagian isi laporan/sertifikat ini

e. Ti-6Al-7Nb-1Cu

Nomor : 0140-49/UJI BBLM/III/2024  
Tanggal : 04 Maret 2024

No Order : U-092\_2024-1  
Halaman : 2 dari 2

METODE PENGUJIAN : ASTM E1621-22  
*Testing Method*  
TEMPERATUR RUANG UJI : 26 °C  
*Test Room Temperature*  
KELEMBABAN : 60 %  
*Humidity*

**HASIL PENGUJIAN**



No	Unsur Kimia	Komposisi (%)
1	Titanium (Ti)	84,38
2	Aluminium (Al)	6,46
3	Niobium (Nb)	7,12
4	Copper (Cu)	1,32
5	Tungsten (W)	0,17
6	Vanadium (V)	0,14
7	Iron (Fe)	0,11
8	Palladium (Pd)	0,04
9	Manganese (Mn)	0,03
10	Tin (Sn)	0,02
11	Molybdenum (Mo)	0,02
12	Zirconium (Zr)	0,01
13	Nickel (Ni)	0,01

Catatan : Pengujian dilakukan dengan XRF BRUKER SI TITAN,  
No. Seri : 600N6182.

 **Penyelia 2 Laboratorium Penguji 2**



**Bayu Mahardika.**  
NIP. 199508172018011001

PERHATIAN : 1. Hasil pengujian/kalibrasi ini hanya untuk contoh/alat yang diuji/dikalibrasi  
2. Dilarang mengutip/menyalin sebagian isi laporan/sertifikat ini

f. Ti-6Al-7Nb-3Cu

Nomor : 0112-49/UJI BBLM/II/2024  
Tanggal : 23 Februari 2024

No Order : U-085\_2024-2  
Halaman : 2 dari 2

**METODE PENGUJIAN** : ASTM E1621-22  
*Testing Method*  
**TEMPERATUR RUANG UJI** : 25,4 °C  
*Test Room Temperature*  
**KELEMBABAN** : 58 %  
*Humidity*

**HASIL PENGUJIAN**



No	Unsur Kimia	Komposisi (%)
1	Titanium (Ti)	83,65
2	Aluminium (Al)	6,18
3	Niobium (Nb)	6,94
4	Copper (Cu)	2,92
5	Iron (Fe)	0,08
6	Vanadium (V)	0,06
7	Palladium (Pd)	0,04
8	Tin (Sn)	0,03
9	Tungsten (W)	0,03
10	Molybdenum (Mo)	0,02
11	Manganese (Mn)	0,02
12	Nickel (Ni)	0,01
13	Zirconium (Zr)	0,01
14	Cobalt (Co)	0,01

Catatan : Pengujian dilakukan dengan XRF BRUKER SI TITAN,  
No. Seri : 600N6182.

Penyelia 2 Laboratorium Penguji 2



**Bayu Mahardika.**

NIP. 199508172018011001

PERHATIAN : 1. Hasil pengujian/kalibrasi ini hanya untuk contoh/alat yang diuji/dikalibrasi  
2. Dilarang mengutip/menyalin sebagian isi laporan/sertifikat ini



g. Ti-6Al-7Nb-5Cu

Nomor : 0142-49/UJI BBLM/III/2024  
Tanggal : 04 Maret 2024

No Order : U-092\_2024-3  
Halaman : 2 dari 2

**METODE PENGUJIAN** : ASTM E1621-22  
*Testing Method*  
**TEMPERATUR RUANG UJI** : 26 °C  
*Test Room Temperature*  
**KELEMBABAN** : 60 %  
*Humidity*

**HASIL PENGUJIAN**



No	Unsur Kimia	Komposisi (%)
1	Titanium (Ti)	81,81
2	Aluminium (Al)	5,56
3	Niobium (Nb)	6,93
4	Copper (Cu)	5,30
5	Iron (Fe)	0,13
6	Vanadium (V)	0,07
7	Palladium (Pd)	0,04
8	Manganese (Mn)	0,03
9	Molybdenum (Mo)	0,03
10	Tin (Sn)	0,02
11	Nickel (Ni)	0,02
12	Zirconium (Zr)	0,01
13	Tungsten (W)	0,01
14	Cobalt (Co)	0,01

Catatan : Pengujian dilakukan dengan XRF BRUKER SI TITAN,  
No. Seri : 600N6182.

 **Penyelia 2 Laboratorium Penguji 2**

  
**Bayu Mahardika.**  
NIP. 199508172018011001

PERHATIAN : 1. Hasil pengujian/kalibrasi ini hanya untuk contoh/alat yang diuji/dikalibrasi  
2. Dilarang mengutip/menyalin sebagian isi laporan/sertifikat ini

## 2. Data Hasil Uji Ultrasonik

**Tabel B.1** Hasil Uji Ultrasonik

<b>Sampel</b>	<b>Ketebalan (mm)</b>	<b>Kecepatan Gelombang Longitudinal (m/s)</b>
Ti-6Al-7Nb	9,3	6592
		6333
		6793
Ti-6Al-7Nb-1Ag	10,5	6099
		6058
		6032
Ti-6Al-7Nb-3Ag	10,2	5967
		5955
		5815
Ti-6Al-7Nb-5Ag	9,05	5691
		5739
		5680
Ti-6Al-7Nb-1Cu	8,7	6088
		5998
		5959
Ti-6Al-7Nb-3Cu	10,1	5908
		5951
		6027
Ti-6Al-7Nb-5Cu	10,2	5844
		5610
		5764



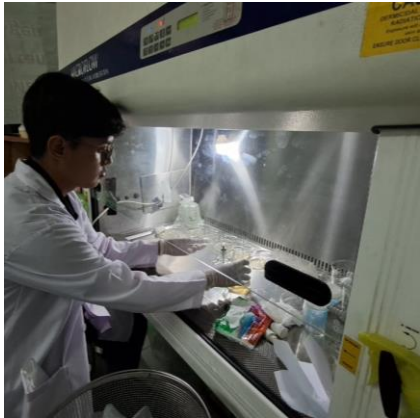
### 3. Data Hasil Pengujian Antibakteri

No. Dek : F-BREN-LB-407.5.134-2 No. Identi : 01 No. Revisi : 00 Tgl Terbit : 5 April 2022 Halaman : 1 dari 2		DEPUTI BIDANG INFRASTRUKTUR RISET DAN INOVASI LABORATORIUM BIOTEKNOLOGI											
		FORMULIR DATA PEMERIKSAAN MICROBA DENGAN METODE ANGIKA LEMPENG TOTAL											
BIRIN LABORATORIUM BIOTEKNOLOGI		Jenis sampel uji Pangan											
No.	Tanggal Pengiriman Sampel	Tanggal Pengujian	Kode Sampel	Metode Pengujian	IP	Hasil Pengamatan		Rate-ratio Jumlah koloni	Hasil Penghitungan Jumlah Sel	Setuan	Tanda tangan		Ket.
						Jumlah koloni					Penguj	Penyelia	
1.	02-05-24	31-05-24	M217-154187-1	PLT	$10^{-1}$	54+44	49		$4,9 \times 10^3 \times 10^5$	CFU/g	DS	BY	*** tercapat
					$10^{-3}$	2+1							Koloni normal
					$10^{-4}$	0+0							Kurangnya dari
2.			M217-154187-2		$10^{-3}$	4+3	3,5		$3,5 \times 10^{3 \times 5}$	CFU/g	DS	BY	tidak pengotot
					$10^{-3}$	0+0							berenduh $10^{-2}$
					$10^{-4}$	0+0							
3.			M217-154187-3		$10^{-3}$	22+18	20		$2,0 \times 10^3$	CFU/g	DS	BY	
					$10^{-3}$	0+0							
					$10^{-4}$	0+0							
4.			M217-154187-4		$10^{-3}$	21+26	23,5		$2,3 \times 10^3$	CFU/g	DS	BY	
					$10^{-3}$	2+3							
					$10^{-4}$	0+0							
5.			M217-154187-5		$10^{-3}$	2+3	2,5		$2,5 \times 10^{3 \times 5}$	CFU/g	DS	BY	
					$10^{-3}$	0+0							
					$10^{-4}$	0+0							

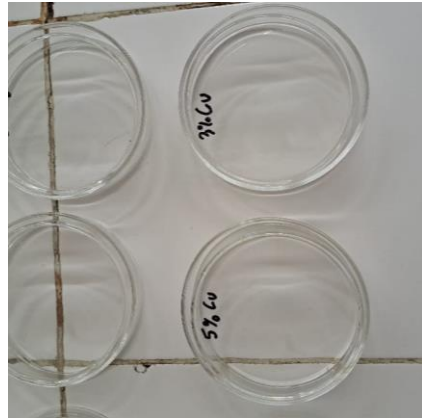
\*Keterangan: I.P. = sektor pengotot



**LAMPIRAN C**  
**GAMBAR ALAT DAN BAHAN**



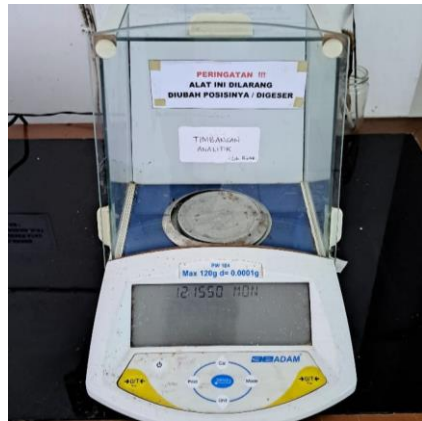
**Gambar C.1** *Laminar Air Flow*



**Gambar C. 2** Cawan Petri



**Gambar C.3** *Bunsen*



**Gambar C. 4** Neraca Digital



**Gambar C. 5** *Single Arc Melting Furnace*



**Gambar C. 6** *Hot Plate*



**Gambar C. 7** XRF Bruker S1 Titan



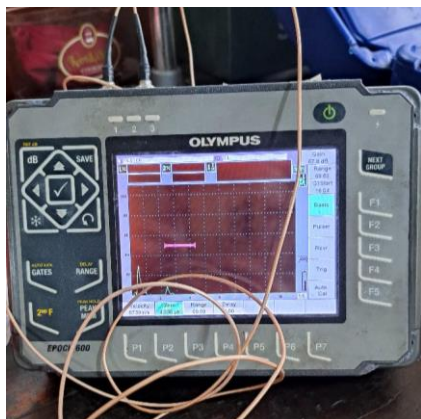
**Gambar C. 8** Inkubator



**Gambar C. 9** Mikropipet



**Gambar C. 10** XRD



**Gambar C. 11** Ultrasonic Flaw Detector



**Gambar C. 12** Jangka Sorong

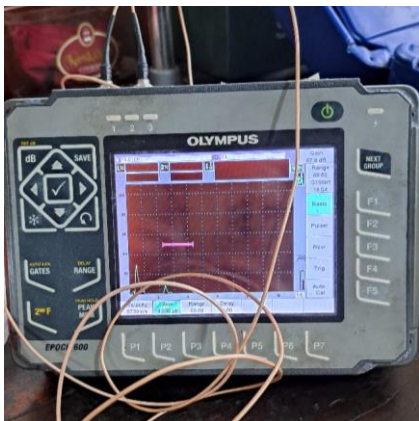




**Gambar C. 13** Probe Lurus 5 MHz  
Diameter 0,25 inci



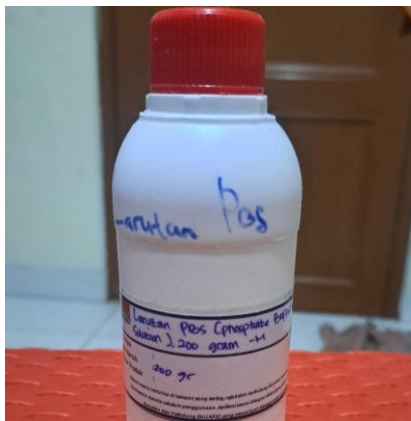
**Gambar C.14** Grinding Machine



**Gambar C. 15** Kroll's Reagent



**Gambar C. 16** Set Alat  
Potensiodimanik



**Gambar C.17** Larutan Phospate Buffer



**Gambar C.18** Isolat Bakteri  
*S.aureus* A29213



**Gambar C.19** Shot Titanium



**Gambar C.20** Aquadest



**Gambar C.21** Shot Tembaga



**Gambar C.22** Shot Aluminum



**Gambar C. 23** Media Nutrient Broth



**Gambar C. 24** Media Agar



**Gambar C.25** *Shot Perak*



**Gambar C.26** *Coupling Agent*



**Gambar C.27** *Wire Niobium*



**Gambar C.28** *Ringer Lactate*



**Gambar C.29** *Gas Argon UHP*