

**PENGARUH VARIASI WAKTU DAN TEMPERATUR AGING
TERHADAP SIFAT MEKANIK DAN STRUKTUR MIKRO
*SHAPE MEMORY ALLOY NiTi***

SKRIPSI

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



Oleh:

Afgan Puji Laksono
3334180011

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

LEMBAR PENGESAHAN

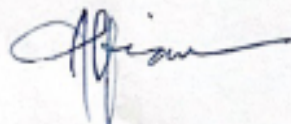
**PENGARUH VARIASI WAKTU DAN TEMPERATUR *AGING*
TERHADAP SIFAT MEKANIK DAN STRUKTUR MIKRO
SHAPE MEMORY ALLOY NiTi**

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



Yeni Muriani Zulaida, S.T., M.T.
NIP. 197401032005012001

LEMBAR PERSETUJUAN

PENGARUH VARIASI WAKTU DAN TEMPERATUR *AGING*
TERHADAP SIFAT MEKANIK DAN STRUKTUR MIKRO
SHAPE MEMORY ALLOY NiTi
SKRIPSI

Disusun dan diajukan oleh :

Afgan Puji Laksono

3334180011

Telah disidangkan di depan dewan penguji pada tanggal 04 Januari 2024

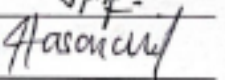
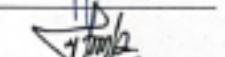
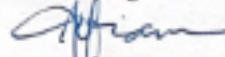
Susunan Dewan Penguji

Penguji I : Prof. Alfirano, S.T., M.T., Ph.D.

Penguji II : Yeni Muriani Zulaida, S.T., M.T.

Penguji III : Dr. Indah Uswatun Hasanah, S.Si., M.T

Tanda Tangan



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

Mengetahui,

Ketua Jurusan Teknik Metalurgi



Abdul Aziz, S.T., M.T., Ph.D.
NIP. 198003072005011002

LEMBAR PERNYATAAN

Dengan ini saya sebagai penulis Skripsi berikut:

Judul : Pengaruh Variasi Waktu dan Temperatur *Aging* Terhadap
Sifat Mekanik dan Struktur Mikro *Shape Memory Alloy*
NiTi

Nama Mahasiswa : Afgan Puji Laksono

NIM : 3334180011

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, 28 Maret 2024



Afgan Puji Laksono
NIM. 3334180011

ABSTRAK

Cardiovascular adalah penyumbatan sistem pembuluh darah pada tubuh yang menimbulkan penyakit seperti serangan jantung dan *stroke*. Penyumbatan disebabkan oleh kurangnya aktivitas fisik seperti olahraga, merokok, dan pola hidup yang kurang sehat. Salah satu metode untuk mengatasinya yaitu pemasangan *stent*. *Stent* umumnya terbuat dari material NiTi. Namun, permasalahan lain yang timbul adalah terjadinya *restenosis*. *Restenosis* yaitu menutupnya kembali saluran pembuluh darah yang telah diberi tindakan *angioplasty*. Oleh sebab itu diperlukan penelitian lebih lanjut untuk mengoptimalkan sifat mekanik yang dimiliki oleh NiTi. *Artificial aging* merupakan metode yang paling efektif dalam meningkatkan kemampuan superelastis pada NiTi, karena dalam NiTi struktur martensit bersifat lunak. Penelitian diawali dengan preparasi spesimen sesuai standar uji tarik, kemudian dilanjutkan dengan perlakuan panas *solution treatment* dan *aging*. Lalu, dilakukan pengujian tarik, struktur mikro, uji kekerasan, dan uji XRD. Nilai kuat tarik tertinggi dimiliki spesimen NT sebesar 628 MPa. Lalu mengalami penurunan pada spesimen 305 sebesar 426 dan 411 pada spesimen 301 dengan *yield strength* masing-masing sebesar 408 MPa dan 402 MPa. Semakin lama waktu tahan maka tingkat kekerasan semakin menurun, terbukti kekerasan tertinggi dimiliki oleh spesimen 301 sebesar 518 HV dan terendah dimiliki spesimen 355 sebesar 369 HV. Mayoritas struktur yang terbentuk pada spesimen yang diberi *treatment* adalah martensit dan austenit. Namun, terdapat kehadiran struktur lainnya seperti α *acicular*, dan fasa β . Kemudian, untuk rata-rata ukuran butir terbesar dimiliki spesimen 351 sebesar 283,46 μm dan terendah ada pada spesimen 301 sebesar 30,50 μm . Presipitat Ni_4Ti_3 hadir dalam spesimen 301, 303, 305, 351, 401, 403, dan 405. Ukuran butir mempengaruhi sifat mekanik yang dimiliki material, semakin kecil ukuran butir maka kekuatan dan kekerasan material akan meningkat, begitupun sebaliknya.

Kata Kunci: *shape memory alloy* NiTi, *stent*, *restenosis*, perlakuan panas, ukuran butir.

KATA PENGANTAR

Puji syukur kehadirat Allah SWT atas segala rahmat dan karunia-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan penulisan skripsi ini yang berjudul *Pengaruh Variasi Waktu dan Temperatur Aging Terhadap Sifat Mekanik dan Struktur Mikro Shape Memory Alloy NiTi* Pada kesempatan ini dengan rasa hormat, penulis mengucapkan rasa syukur dan terima kasih kepada:

1. Bapak Abdul Aziz, S.T., M.T., Ph.D. selaku ketua jurusan Teknik Metalurgi FT. Untirta;
2. Bapak Prof. Alfirano, S.T., M.T., Ph.D. selaku pembimbing pertama yang membimbing penulis dalam penelitian hingga penyelesaian Skripsi ini;
3. Ibu Yeni Muriani Zulaida, S.T., M.T. selaku pembimbing kedua yang membimbing penulis dalam penelitian hingga penyelesaian Skripsi ini;
4. Ibu Dr. Indah Uswatun Hasanah, S.Si., M.T, selaku penguji dalam sidang skripsi yang telah memberikan kritik serta saran yang membangun bagi penulis;
5. Orang tua serta saudara kandung yang senantiasa memberikan *support* baik moril maupun materil pada saya:

Penulis menyadari masih terdapat kekurangan dalam penyusunan sehingga mengharapkan saran dan masukan dari pembaca agar skripsi ini menjadi lebih baik. Besar harapan skripsi ini dapat bermanfaat bagi pembaca sebagai ilmu baru maupun sebagai acuan penelitan selanjutnya. Atas perhatiannya, penulis mengucapkan terima kasih.

Cilegon, 28 Maret 2024



Afgan Puji Laksono
3334180011

DAFTAR ISI

	Halaman
LEMBAR PENGESAHAN	ii
LEMBAR PERSETUJUAN	iii
LEMBAR PERNYATAAN	iv
ABSTRAK	v
KATA PENGANTAR.....	vi
DAFTAR ISI.....	vii
DAFTAR TABEL	x
DAFTAR GAMBAR.....	xi
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Identifikasi Masalah.....	6
1.3 Tujuan	6
1.4 Ruang Lingkup Penelitian	6
1.5 Sistematika Penulisan	7
BAB II TINJAUAN PUSTAKA.....	9
2.1 Biomaterial.....	9
2.2 <i>Shape Memory Alloy</i> NiTi	12
2.3 Penyakit Jantung Koroner.....	18
2.4 Pengaruh Perlakuan Panas Terhadap Paduan NiTi.....	22

2.5 Mekanisme Superelastis	33
BAB III METODE PENELITIAN.....	35
3.1 Diagram Alir Penelitian	35
3.2 Alat dan Bahan.....	37
3.2.1 Alat-alat yang Digunakan	37
3.2.3 Bahan	37
3.3 Prosedur Penelitian	38
3.3.1 Preparasi Spesimen	38
3.3.2 Perlakuan Panas	39
3.3.3 Pengujian Tarik.....	40
3.3.4 Pengujian Pengamatan Metalografi	40
3.3.5 Pengujian Kekerasan.....	41
3.3.6 Pengujian XRD (<i>X-Ray Diffraction</i>).....	41
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN.....	42
4.1 Data Hasil Penelitian	44
4.1.1 Data Karakterisasi Awal	44
4.1.2 Data Hasil Metalografi.....	44
4.1.3 Data Hasil Pengujian Tarik.....	50
4.1.4 Data Hasil Pengujian Kekerasan.....	53
4.1.5 Data Hasil Pengujian XRD (<i>X-Ray Diffraction</i>).....	55

4.2 Pembahasan	57
4.2.1 Pengaruh Perlakuan Panas Terhadap Struktur Mikro	57
4.2.2 Pengaruh Temperatur dan Waktu Terhadap Sifat Mekanik Paduan NiTi	60
4.2.3 Pengaruh Temperatur dan Waktu Terhadap Kekerasan	61
4.2.4 Pengaruh Temperatur dan Waktu Terhadap Presipitat Paduan NiTi	63
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN	65
5.1 Kesimpulan	65
5.2 Saran	66
DAFTAR PUSTAKA	67
LAMPIRAN A CONTOH PERHITUNGAN	72
LAMPIRAN B DATA HASIL PENELITIAN	81
LAMPIRAN C GAMBAR ALAT DAN BAHAN	85
C.1 Gambar Alat dan Bahan	86

DAFTAR TABEL

Tabel	Halaman
Tabel 2.1 Jenis Biomaterial dan Aplikasi.....	10
Tabel 2.2 Kondisi lingkungan tubuh manusia.....	11
Tabel 2.3 Perbedaan fasa dari <i>shape memory alloy</i> NiTi, sistem kristal, parameter kisi, dan sudut interaksial.....	16
Tabel 2.4 <i>Mechanical Properties</i> NiTi.....	18
Tabel 4.1 Kode Spesimen.....	42
Tabel 4.2 Komposisi Spesimen.....	43
Tabel 4.3 Ukuran Butir Struktur Mikro.....	49
Tabel 4.4 Data Hasil Pengujian Tarik.....	50
Tabel 4.5 Data Hasil Pengujian Kekerasan.....	54
Tabel B.1 Komposisi Spesimen.....	82
Tabel B.2 Rata-rata Ukuran Butir.....	82
Tabel B.3 Hasil Uji Tarik.....	82
Tabel B.4 Rata-rata Nilai Kekerasan.....	83

DAFTAR GAMBAR

Gambar	Halaman
Gambar 2.1 Mekanisme <i>Shape Memory Effect</i>	14
Gambar 2.2 Aplikasi NiTi Sebagai <i>Stent</i>	15
Gambar 2.3 Penyumbatan Arteri Koroner.....	19
Gambar 2.4 Pengaruh Temperatur dan waktu <i>aging</i> terhadap pembentukan presipitat.....	23
Gambar 2.5 Diagram Fasa NiTi	24
Gambar 2.6 Hasil XRD Paduan NiTi Kondisi <i>Solution Annealing</i> dan <i>Aging</i> ...	25
Gambar 2.7 Hasil XRD Material <i>As-Received</i> Ti-50.7at.%Ni.....	26
Gambar 2.8 Hasil Uji XRD Terhadap NiTi.....	27
Gambar 2.9 Struktur Martensit <i>Aging Treatment</i> (a) 500°C dan (b) 550°C	28
Gambar 2.10 Struktur Martensit <i>Aging Treatment</i> 600°C	29
Gambar 2.11 Struktur Mikro NiTi (a) <i>As-received</i> dan (b) <i>Annealing</i> Pada Temperatur 600°C Selama 1 Jam dengan Pendinginan Cepat	30
Gambar 2.12 Struktur Mikro NiTi Spesimen <i>Annealing</i> Pada Temperatur 600°C Selama 1 Jam dengan Pendinginan Cepat dan Penuaan Selama 30 Menit (a) Temperatur 400°C dan (b) Temperatur 450°C	30
Gambar 2.13 Nilai Kekerasan Proses <i>Aging</i>	32
Gambar 2.14 Pengaruh Waktu <i>Aging</i> Terhadap Kekerasan NiTi	33
Gambar 2.15 Mekanisme Superelastis Material.....	34
Gambar 3.1 Diagram Alir Penelitian.....	36
Gambar 3.2 Skema Spesimen Uji Tarik ASTM E8.....	38
Gambar 3.3 Skema Perlakuan Panas	39
Gambar 4.1 Diagram Struktur Mikro Paduan NiTi Spesimen (a) 301, (b) 303, dan (c) 305 Perbesaran 200.....	45
Gambar 4.2 Struktur Mikro Paduan NiTi Spesimen (a) 351, (b) 353, dan (c) 355 Perbesaran 200x	47

Gambar 4.3 Struktur Mikro Paduan NiTi Spesimen (a) 401, (b) 403, dan (c) 405 Perbesaran 200x	48
Gambar 4.4 Struktur Mikro Paduan NiTi Spesimen <i>Non Treatment</i>	49
Gambar 4.5 Pengaruh Temperatur dan Waktu Perlakuan Panas Terhadap <i>Tensile Strength</i> Spesimen NiTi	52
Gambar 4.6 Pengaruh Temperatur dan Waktu Perlakuan Panas Terhadap <i>Yield Strength</i> Spesimen NiTi	52
Gambar 4.7 Pengaruh Temperatur dan Waktu Perlakuan Panas Terhadap Elongasi Spesimen NiTi.....	53
Gambar 4.8 Grafik Nilai Kekerasan Rata-Rata NiTi	54
Gambar 4.9 Pola XRD Pada Temperatur 300°C	56
Gambar 4.10 Pola XRD Pada Temperatur 350°C	56
Gambar 4.11 Pola XRD Pada Temperatur 400°C	58
Gambar B.1 Hasil Uji XRD Spesimen Temperatur 300°C	83
Gambar B.2 Hasil Uji XRD Spesimen Temperatur 350°C	84
Gambar B.3 Hasil Uji XRD Spesimen Temperatur 400°C	84
Gambar C.1 Silika Ampul.....	86
Gambar C.2 <i>Muffle Furnace</i>	86
Gambar C.3 <i>Wire Cut</i>	87
Gambar C.4 Ember.....	88
Gambar C.5 Alat Uji Tarik.....	88
Gambar C.6 Amplas	89
Gambar C.7 Mikroskop Optik.....	90
Gambar C.8 Vickers Hardness	91
Gambar C.9 Mesin <i>Grinding & Polishing</i>	92
Gambar C.10 <i>Dryer</i>	92
Gambar C.11 Tang Krusibel	93
Gambar C.12 Alat Uji <i>X-Ray Diffraction</i>	93
Gambar C.13 Gelas Beaker 500 ml.....	94
Gambar C.14 Etanol 96%.....	94
Gambar C.15 HNO ₃	95

Gambar C.16 HF	95
Gambar C.17 Masker	96
Gambar C.18 <i>Micropolish Diamond</i>	96
Gambar C.19 Sarung Tangan Latex	97

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Cardiovascular disease merupakan penyakit mematikan nomor satu di dunia. *Cardiovascular* adalah penyumbatan sistem pembuluh darah pada tubuh yang menimbulkan penyakit seperti serangan jantung dan *stroke*. Penyumbatan tersebut disebabkan oleh kurangnya aktivitas fisik seperti olahraga, merokok, dan pola hidup yang kurang sehat. Pada umumnya serangan jantung terjadi karena penumpukan lemak di dinding bagian dalam pembuluh darah yang memasok aliran darah menuju ke jantung dan otak. Sedangkan *stroke* dapat disebabkan oleh pendarahan dari pembuluh darah di otak atau akibat pembekuan darah yang ada di otak (World Health Organization, 2021). *World Health Organization* (WHO) memperkirakan bahwa sekitar 17,9 juta orang meninggal dunia per tahun disebabkan oleh *cardiovascular disease*. Berdasarkan data tersebut, 85% disebabkan oleh serangan jantung dan *stroke*. Serangan jantung yang disebabkan oleh penyumbatan pembuluh darah dalam tubuh harus segera ditangani dengan beberapa cara, salah satunya dengan operasi pembedahan. Beberapa operasi yang diterapkan dalam penanganan penyakit ini diantaranya yaitu *coronary artery bypass*, *balloon angioplasty*, perbaikan dan penggantian katup jantung, dan transplantasi jantung (World Health Organization, 2021). *Balloon angioplasty* merupakan perangkat yang memiliki bentuk kecil seperti balon, yang kemudian dimasukkan ke dalam arteri untuk membuka penyumbatan. *Angioplasty* digunakan

sebagai terapi yang bertujuan untuk menormalisasi pembuluh darah arteri yang menyempit akibat penumpukan lemak. *Angioplasty* juga disebut PTCA (*Percutaneous Transluminal Coronary Angioplasty*). Keterbatasan yang dimiliki oleh metode *angioplasty* yaitu dapat terjadinya *abrupt vessel closure* atau penutupan pembuluh darah mendadak yang terjadi karena diseksi arteri koroner yang merupakan kondisi dimana robeknya dinding pembuluh arteri koroner. Cara lain yang dapat digunakan untuk pengobatan *cardiovascular disease* adalah dengan pemasangan *stent*. Material dari *stent* tersebut merupakan biomaterial yang harus memiliki sifat biokompatibel (Oktaviono, 2019). Biomaterial merupakan suatu bahan yang dalam aplikasinya terhubung secara langsung pada sistem biologis manusia. Material yang akan digunakan harus memenuhi beberapa syarat seperti tidak memiliki efek *toxic* pada tubuh, memiliki *corrosion resistance* yang baik, dan memiliki kekuatan serta ketangguhan yang baik (Sutowo et al., 2014). Pada saat ini, sebagian besar *stent* terbuat dari material *stainless steel* seri 316L. *Stainless steel* terdiri dari besi sebagai material utama dan memiliki kandungan 5% nikel, dimana alergi terhadap bahan tersebut bisa memicu terjadinya restenosis (Nasution, 2012). Material lain yang pada saat ini sering sebagai bahan baku pembuatan *stent* adalah NiTi. Paduan NiTi terdiri dari campuran antara nikel dan titanium yang sangat elastis, serta memiliki keunggulan *stent* dapat diperkecil hingga 10% dari ukuran asli, dan dapat kembali ke ukuran semula saat dikembangkan di dalam arteri koroner (Oktaviono, 2019). Pada pengaplikasiannya, material yang digunakan sebagai bahan baku pembuatan *stent* tidak sepenuhnya biokompatibel, dimana dalam beberapa kasus terjadi fenomena menutupnya kembali atau runtuhnya arteri

(*restenosis*) yang tinggi dan adanya pembekuan darah dalam *thrombosis* (pembuluh darah). Selain *restenosis*, terdapat juga beberapa kegagalan pada *stent*, seperti *stent dislodgment*, *stent fracture*, dan *spiral dissection*. Menurut Oktaviono (2019), terdapat tiga tantangan utama pada era penggunaan *stent* pada tindakan revaskularisasi penyakit jantung koroner, diantaranya adalah tantangan teknis untuk menciptakan *stent* yang efektif dan aman ketika melewati bagian arteri koroner yang bersifat kaku dan berkelok dengan tingkat stenosis yang sangat berat, dan kemampuan untuk mencegah reaksi *hyperplasia intima* terhadap benda asing yang dapat menjadi pemicu dari *restenosis*. Secara teknis, sebuah *stent* harus memiliki beberapa syarat pada saat akan digunakan, seperti *high radial strength*, *low elastic radial recoil*, *good flexibility*, *low stent profile*, *good trackability*, dan *minimal foreshortening/longitudinal recoil* (Oktaviono, 2019). Berdasarkan hal tersebut, material NiTi memiliki beberapa kriteria yang telah disebutkan sebelumnya. Perlakuan *aging* diperlukan karena memiliki pengaruh terhadap pembentukan presipitat dalam paduan NiTi. Khususnya presipitat Ni₄Ti₃ yang berpengaruh terhadap tingkat kestabilan dari kemampuan *shape memory* dan sifat mekanik superelastis paduan NiTi (Hornbuckle et al, 2015). Menurut penelitian yang dilakukan oleh Oncel et al, 2017 menginformasikan bahwa *aging* merupakan metode yang paling efektif untuk meningkatkan sifat mekanik baik itu superelastis dan kemampuan *shape memory* dari paduan NiTi dengan kandungan Ni yang > 50,5%. Oleh karena itu, diperlukan penelitian lebih lanjut untuk mengoptimalkan sifat mekanik dan mengetahui pengaruh proses pembentukan presipitat Ni₄Ti₃ terhadap sifat mekanik paduan NiTi. *Solution treatment* dilakukan dengan

menggunakan media pendingin berupa air. Penggunaan media pendingin bertujuan untuk mempercepat pembentukan fasa martensit, karena semakin cepat laju pendinginan maka fasa martensit yang terbentuk akan semakin cepat dan semakin banyak. Pada material baja, sifat martensit yang diperoleh adalah keras. Namun, pada *shape memory alloy*, sifat martensit adalah lunak (Ramadhani et al., 2020). *Solution treatment* bertujuan untuk menghilangkan tegangan sisa dan memproduksi fasa tunggal dalam paduan NiTi (Sadrnezhad et al, 1997). Setelah melakukan *solution treatment*, selanjutnya dilakukan proses *aging* untuk meningkatkan kekerasan spesimen hingga mencapai kekerasan tertentu. Berdasarkan penelitian yang dilakukan oleh Hastuti et al (2016) melaporkan bahwa perlakuan *aging* yang dilakukan selama satu jam hanya menghasilkan fasa austenit pada material. Hasil tersebut menyampaikan bahwa dengan perlakuan *aging* selama satu jam tidak cukup untuk menghasilkan presipitat pada material.

Kemudian, seiring dengan meningkatnya waktu *aging* hingga lima jam mengakibatkan jumlah fasa austenit berkurang. Hal tersebut dikarenakan fasa austenit sudah mengalami transformasi menjadi fasa R dan martensit. Oleh karena itu, dapat disimpulkan bahwa peningkatan waktu *aging* hingga lima jam akan memicu terjadinya transformasi fasa sebanyak dua tahap yaitu B2 austenit → fasa R → B19' martensit. Selain itu, Hastuti et al (2016) juga melaporkan bahwa berdasarkan hasil uji tarik yang dilakukan pada temperatur kamar menghasilkan nilai regangan sisa sebesar 2,29% pada spesimen yang diberi perlakuan *aging* selama satu jam, 0,12% pada spesimen dengan perlakuan *aging* selama tiga jam, dan 0,37% pada spesimen yang diberi perlakuan *aging* selama lima jam. Kemudian,

penelitian berikutnya yang dilakukan oleh Jiang (2013) menginformasikan bahwa hasil uji tarik terhadap spesimen yang diberi perlakuan *aging* dengan rentang temperatur 300-600°C dan waktu yang digunakan selama 2 jam menghasilkan nilai *yield strength* tertinggi dimiliki oleh spesimen 450°C sebesar 1.9 Gpa. Kemudian, untuk spesimen 600°C memiliki nilai *yield strength* terendah sebesar 1.7 Gpa dan spesimen dengan nilai *yield strength* menengah yaitu spesimen 300°C dengan nilai sebesar 1.8 Gpa. Penelitian lain yang dilakukan oleh Hastuti et al (2016) melaporkan bahwa proses *aging* atau perlakuan *aging* dengan temperatur rendah dan menengah (300-500°C) akan menghasilkan fasa R, yang merupakan fasa premartensit dalam struktur mikro (Hastuti et al., 2016). Sedangkan proses *aging* pada temperatur 600°C akan menurunkan temperatur Af sampai dibawah temperatur ruang, sehingga fasa B2 austenit ditemukan sebagai satu-satunya fasa yang stabil pada temperatur ruang. Penelitian lain yang dilakukan oleh Vojtech D (2010) menginformasikan bahwa paduan *shape memory* memiliki tiga fasa yang terbentuk, diantaranya ada fasa B2 austenit yang terbentuk pada temperatur tinggi, lalu fasa yang kedua adalah B19 martensit yang terbentuk pada temperatur rendah. Sedangkan fasa yang ketiga adalah fasa R yang terbentuk pada temperatur menengah. Lalu, penelitian yang dilakukan oleh Pinem (2017) melaporkan bahwa tingkat kekerasan dari spesimen mengalami penurunan seiring dengan meningkatnya temperatur *aging*. Hal tersebut disebabkan oleh struktur martensit yang mengalami perbesaran selama proses *aging*, sehingga perbesaran tersebut memperkecil celah yang dapat menimbulkan adanya dislokasi. Kekerasan terbesar yang diperoleh dari penelitian sebelumnya adalah 400 HV dengan temperatur *aging*

sebesar 500°C (Pinem, 2017). Selain untuk meningkatkan kekerasan, perlakuan *aging* juga digunakan untuk memperoleh presipitat Ni₄Ti₃ yang memiliki pengaruh terhadap transformasi dan sifat mekanik superelastis dari paduan *shape memory* karena presipitat ini koheren dengan matriks (Mitwally & Farag, 2009).

1.2 Identifikasi Masalah

Penelitian ini dilakukan dengan dasar masalah yang timbul sebagai berikut:

1. Bagaimana pengaruh variasi waktu *aging* terhadap struktur mikro, presipitat Ni₄Ti₃, dan sifat mekanik kekerasan NiTi?
2. Bagaimana pengaruh variasi temperatur *aging* terhadap struktur mikro, presipitat Ni₄Ti₃, dan sifat mekanik kekerasan NiTi?

1.3 Tujuan

Tujuan dilakukannya penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Mengamati dan mempelajari pengaruh variasi waktu *aging* terhadap struktur mikro, presipitat Ni₄Ti₃, dan nilai kekerasan yang dihasilkan.
2. Mengamati dan mempelajari pengaruh variasi temperatur *aging* terhadap struktur mikro, presipitat Ni₄Ti₃, dan nilai kekerasan yang dihasilkan.

1.4 Ruang Lingkup Penelitian

Adapun ruang lingkup pada penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Penelitian dilakukan di Laboratorium Metalurgi Fakultas Teknik, Universitas Sultan Ageng Tirtayasa, Cilegon.

2. Sampel yang digunakan adalah paduan NiTi.
3. Melakukan perlakuan panas *solution treatment* dengan media pendingin berupa air. Kemudian dilanjutkan dengan perlakuan panas *aging treatment* dengan variasi temperatur sebesar 300°C, 350°C, dan 400°C. Sedangkan untuk variasi waktu yang digunakan adalah 1, 3, dan 5 jam.
4. Karakterisasi yang dilakukan dalam penelitian ini mencakup pengamatan terhadap struktur mikro (*optical microscope* *biomaterial*, analisa *X-Ray Diffraction*, dan pengujian kekerasan metode *Vickers*, serta pengujian tarik.

1.5 Sistematika Penulisan

Adapun sistematika penulisan skripsi ini terdiri dari 5 bab yaitu antara lain. Bab I Pendahuluan berisi penjelasan mengenai latar belakang dilakukannya penelitian, identifikasi masalah, tujuan penelitian, dan batasan masalah yang berisi ruang lingkup masalah yang dibatasi peneliti, serta sistematika penulisan sebagai sistematika yang digunakan dalam menyusun skripsi.

Bab II Tinjauan Pustaka berisi mengenai uraian teori dasar yang mendukung penelitian terkait *shape memory alloy* NiTi.

Bab III menjelaskan mengenai diagram alir penelitian, alat dan bahan, dan prosedur penelitian dari preparasi hingga proses karakterisasi

Bab IV Hasil dan Pembahasan berisi hasil penelitian terhadap pengaruh variasi waktu dan temperatur *aging* terhadap sifat mekanik dan struktur mikro *shape memory alloy* NiTi.

Bagian terakhir dari isi yaitu Bab V Kesimpulan dan Saran berisi kesimpulan untuk penelitian ini dan saran untuk penelitian ke depannya.

Daftar Pustaka berisi referensi-referensi yang digunakan selama penyusunan skripsi

Lampiran berisi hasil pengujian, perhitungan, dan gambar alat serta bahan yang digunakan dalam penelitian.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Biomaterial

Biomaterial merupakan suatu bahan yang dalam aplikasinya terhubung secara langsung pada sistem biologis manusia. Material yang akan digunakan harus memenuhi beberapa syarat seperti tidak memiliki efek *toxic* pada tubuh, memiliki *corrosion resistance* yang baik, dan memiliki kekuatan serta ketangguhan yang baik. Penggunaan biomaterial bertujuan untuk mengganti bagian tubuh yang mengalami kerusakan. Salah satu contoh penggunaan biomaterial pada tubuh manusia adalah untuk *stent* jantung (Sutowo et al., 2014).

Pada tahun 1968, penggunaan biomaterial mengalami perkembangan yang cukup pesat, sehingga diperoleh logam-logam lainnya seperti titanium yang dapat digunakan sebagai salah satu biomaterial (Niinomi, 2019). Menurut Hermawan, biomaterial dapat juga didefinisikan sebagai material sintetik yang digunakan untuk memproduksi berbagai macam alat kesehatan dan dalam pengaplikasiannya terdapat interaksi dengan sistem biologi. Biomaterial digunakan sebagai bahan baku pembuatan implan dan *devais (surgical implants and devices)* yang ditujukan untuk mengganti bagian atau fungsi dari bagian tubuh manusia secara aman dan ekonomis (Hermawan, 2019). Pada umumnya, biomaterial dikategorikan menjadi biomaterial organik dan biomaterial nonorganik. Contoh biomaterial organik adalah polimer, kemudian untuk contoh biomaterial non-organik adalah logam dan keramik. Material tersebut memiliki ikatan yang berbeda satu sama lain. Pada

material polimer terdapat ikatan van der waals dan ikatan hidrogen. Sedangkan pada logam dan keramik memiliki ikatan ion dan ikatan kovalen. Biomaterial melingkupi semua jenis material mulai dari logam, keramik, polimer hingga komposit (Hermawan, 2019).

Tabel 2.1 Jenis Biomaterial dan Aplikasi (Hermawan, 2019).

Material	Keunggulan	Kelemahan	Aplikasi
Logam: Ni-Ti, Co-Cr, <i>stainless steel</i>	Kuat, tangguh, ulet	Non bioaktif	Implant ortopedik, implant gigi, dan <i>stent</i> .
Keramik: Zirconia, bioglass, alumina,	Bioaktif dan inert	Getas	Implant ortopedik dan implant gigi.
Polimer: Nilon, poliaktid, polietilen, polyester	Bioaktif dan elastis	Getas	Graft pembuluh darah, benang jahit, dan soket sendi buatan.
Komposit: Amalgam, semen tulang yang diperkuat dengan fiber	Dibuat secara khusus	Relatif sulit untuk dibuat	Semen tulang dan resin gigi

Adapun beberapa syarat yang harus dipenuhi dalam pemilihan material yang akan digunakan sebagai implan, diantaranya sebagai berikut:

1. *Biocompatible*, material yang akan digunakan harus mampu menyesuaikan dengan tubuh makhluk hidup agar material yang digunakan tidak menimbulkan efek tertentu seperti alergi dan lainnya.
2. Tahan terhadap korosi, degradasi, dan keausan, agar dapat bertahan lama ketika diaplikasikan pada tubuh manusia, karena tubuh manusia memiliki keadaan lingkungan yang korosif, oleh karena itu dibutuhkan material dengan kelebihan seperti yang telah disampaikan sebelumnya.

3. Memiliki *mechanical properties* yang sama dengan bagian tubuh manusia yang akan digantikan. Hal ini bertujuan agar ketika implan tersebut bekerja dan mengalami pembebanan, maka implan tersebut dapat memenuhi fungsinya sebagai pengganti dari sendi tulang yang rusak tersebut.

Tabel 2.2 Kondisi lingkungan tubuh manusia (Hermawan, 2019).

Parameter	Nilai	Dampak
Suhu tubuh	37°C	Reaksi kimia berlangsung lebih cepat daripada suhu ruangan.
pH		Meskipun cairan tubuh merupakan <i>buffered solution</i> , pH dalam tubuh dapat turun ke 5,2 di sekitar implant.
a. Darah	7,15-7,35	
b. Cairan antar sel	7,0	
c. Sel	6,8	
Oksigen terlarut		
a. Darah arteri	100 mmHg	
b. Darah vena	40 mmHg	Lingkungan korosif
c. Matriks antar sel	2 ~ 40 mmHg	
Ion khlorida		
a. Serum	113 mEq/l	Lingkungan korosif
b. Cairan interstisi	117 mEq/l	
Beban mekanik		
a. Tulang kanelus	0 – 4 MPa	Dapat menyebabkan patah dan
b. Tulang kortikal	0 ~ 40 MPa	korosi tegangan (<i>stress corrosion cracking</i>)
c. Dinding arteri	0,2 – 1 MPa	
d. Miokardium	0 – 0,02 MPa	
e. Otot (max)	40 MPa	
f. Tendon (max)	400 MPa	
Beban dinamik		
a. Kontraksi miokardium	5 x 10 ⁶ – 4 x 10 ⁷ /tahun	Mampu menimbulkan patah lelah
b. Pergerakan sendi jari	10 ⁵ – 10 ⁶ /tahun	
c. Ambulasi	2 x 10 ⁶ /tahun	

Material yang akan digunakan sebagai implan logam harus memiliki sifat non-magnetik dan memiliki rapat masa yang tinggi agar kompatibel dengan

teknologi *Magnetic Resonance Imaging* (MRI), serta mampu terdeteksi oleh alat *X-ray*. Pada umumnya, beban yang diterapkan terhadap implan dapat berupa beban statik ataupun dinamik, sehingga implan tersebut harus memiliki kekuatan dan keuletan yang optimal. Hal ini yang menjadi alasan utama mengapa logam lebih unggul dibandingkan polimer dan keramik. Implan logam harus memiliki karakteristik spesifik dan aplikasi yang juga spesifik pula. Contohnya adalah penggunaan *stent* dan *stent graft* untuk memperlancar/membuka penyempitan pembuluh darah dengan bantuan kateter. Dalam hal ini, dibutuhkan sifat mekanik keuletan untuk ekspansi juga kekakuan untuk mempertahankan agar pembuluh darah tidak menyempit kembali. Pada umumnya, logam yang digunakan sebagai aplikasi ortopedik harus memiliki sifat mekanik ketangguhan, elastisitas, kekakuan, kekuatan dan ketahanan patah yang tinggi. Dalam aplikasi kardiologi, diperlukan logam yang kuat dan kaku, bahkan yang memiliki sifat ingat bentuk (*shape memory effect*) untuk hasil klinis yang lebih baik (Hermawan, 2019).

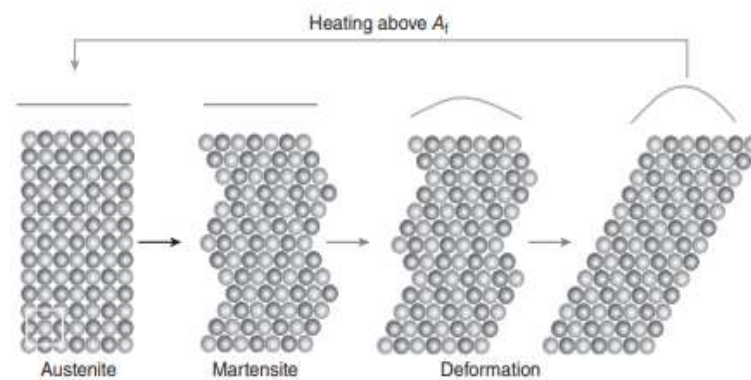
2.2 *Shape Memory Alloy NiTi*

Shape memory alloy NiTi adalah salah satu material logam fungsional yang banyak digunakan dalam bidang tertentu, contohnya sebagai termostat pembuat kopi hingga bingkai kacamata. Selain itu, *shape memory alloy* NiTi juga digunakan sebagai aplikasi di dunia kedokteran yang berkembang pesat, khususnya dalam produksi perangkat medis seperti *stent* dan perangkat filtrasi (Morgan, 2004). Hal tersebut dikarenakan *shape memory alloy* NiTi memiliki kemampuan *shape memory effect* dan superelastis, sehingga membuat material ini sangat cocok untuk

digunakan dalam dunia medis. *Shape memory effect* merupakan kemampuan untuk kembali ke bentuk asli pada saat diberikan suatu pembebanan. Kemampuan *shape memory effect* dapat dipulihkan ke bentuk aslinya dengan cara pemanasan. Sementara itu, pada kemampuan superelastis dapat diberikan beban atau diregangkan, tetapi akan kembali ke bentuk aslinya ketika beban tersebut dilepaskan (Nakahata, 2011). Selain memiliki kemampuan *shape memory effect* dan superelastis, material NiTi juga memiliki ketahanan terhadap temperatur tinggi dikarenakan titik leleh dari NiTi adalah 1300°C , *low density*, *high fatigue strength*, dan bersifat non magnetik. NiTi juga memiliki sifat mudah dibentuk, sehingga sangat cocok diproduksi dalam berbagai bentuk seperti kabel, tabung, dan lembaran. Paduan NiTi juga memiliki ketahanan terhadap korosi yang tinggi, sehingga pada permukaannya akan secara alami terbentuk lapisan coklat TiO_2 tanpa NiO_2 (Barras & Myers, 2000).

Shape memory effect dan superelastis pada umumnya memiliki muasal yang sama, yang diketahui sebagai transformasi martensit. Transformasi martensit merupakan golongan tertentu dalam transformasi fasa. Transformasi martensit termasuk ke dalam *diffusionless transformation*, yang ditandai dengan perpindahan atom yang terkoordinasi dengan baik. Produk yang dihasilkan dari proses transformasi martensit dikenal dengan fasa martensit, kemudian pada temperatur tinggi dikenal dengan fasa induk (austenit) (Nakahata, 2011). Mekanisme *shape memory effect* dan perubahan struktur kisi dapat dilihat pada gambar 2.1. Dalam hal ini, material *shape memory alloy* berada dalam fase martensit pada temperatur kamar dan temperatur transformasi martensitnya lebih tinggi daripada temperatur

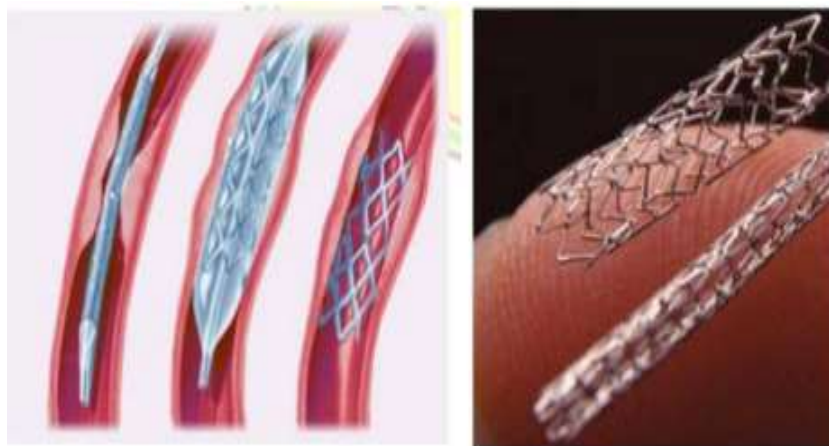
kamar. *Shape memory alloy* dapat dengan mudah berubah bentuk apabila diberi tegangan karena fase martensit dapat dengan mudah bertransformasi *detwinning martensite*. Namun, apabila *shape memory alloy* dipanaskan hingga temperatur di atas A_f , maka fasa martensit akan bertransformasi kembali menjadi austenit dan material tersebut akan memperoleh kembali bentuk semula. Pada pendinginan yang dilakukan terhadap temperatur kamar, material bertransformasi kembali menjadi martensit, tetapi bentuknya tidak mengalami transformasi karena adanya fasa tunggal. Tingkat pemulihan dari *shape memory alloy* dapat mencapai 8%.



Gambar 2.1 Mekanisme *Shape Memory Effect* (Yamauchi et al, 2011).

Perubahan tersebut dapat dilihat secara mikroskopis yang terjadi selama transformasi fasa. *Shape memory effect* material umumnya berada dalam keadaan martensit pada temperatur pengujian. Pada saat gaya eksternal diterapkan, martensit berubah menjadi *martensite detwinned*. Setelah gaya atau beban eksternal yang diberikan dihilangkan, material tetap dalam keadaan *martensite detwinned*. Apabila material dipanaskan di atas *austenite finish temperature* (A_f), terjadi transformasi secara terbalik dari martensit yang diinduksi *detwinned*/deformasi ke fasa induk dan bentuk aslinya diperoleh kembali. Ini adalah mekanisme *shape memory effect*

(SME). Dalam kasus *shape memory effect*, pemanasan di atas suhu transformasi austenit merupakan suatu ketentuan untuk memulihkan bentuk aslinya (Wadood, 2016). Dalam aplikasinya, *shape memory alloy* digunakan dalam berbagai bidang yaitu otomotif, kedirgantaraan, dan medis (Kapoor, 2017). *Shape memory alloy* NiTi ditemukan oleh William J. Buehler dan rekan kerjanya pada tahun 1963 di Naval Ordnance Lab (NOL), itulah sebabnya *shape memory alloy* NiTi lebih dikenal sebagai "NiTiNOL" di mana "NiTi" adalah singkatan dari nikel-titanium dan "NOL" singkatan dari Naval Ordnance Lab (NOL). NiTiNOL pertama kali digunakan dalam aplikasi ortodontik pada tahun 1976, kemudian pada akhir 1980 NiTiNOL mulai digunakan sebagai perangkat medis secara komersial (Kapoor, 2017). Material lainnya yang termasuk ke dalam *shape memory alloy*, diantaranya yaitu AgCd, AuCd, CuAlNi, CuSn, InTl, NiAl, FePt, FePd, MnCu, dan FeMnSi (Petrini & Migliavacca, 2011). NiTi merupakan kelompok material intermetalik berbasis titanium yang terdiri dari komposisi nikel dan titanium yang hampir sama. NiTi memiliki kemampuan untuk kembali ke bentuk aslinya (*shape memory*) dan sifat superelastis karena transformasi termoelastik martensit.



Gambar 2.2 Aplikasi NiTi Sebagai *Stent* (Nasution, 2012).

Dalam paduan NiTi, kemampuan *shape memory effect* dan superelastisitas disebabkan oleh transformasi termoelastik martensit dari fasa austenit induk dengan struktur B2 ke transformasi fasa martensit monoklinik (M) atau rombohedral (R). Transformasi termoelastik martensit merupakan hasil dari struktur kisi kristal yang mengakomodasi energi minimum pada suhu tertentu (Mihálcz, 2001). Tabel 2.1 menunjukkan fasa yang berbeda dari *shape memory alloy* NiTi yang ditinjau dari sistem kristal, parameter kisi, dan sudut interaksial (Wadood, 2016).

Tabel 2.3 Perbedaan fasa dari *shape memory alloy* NiTi, sistem kristal, parameter kisi, dan sudut interaksial (Wadood, 2016).

NiTi	Sistem kristal	Parameter kisi	Sudut interaxial
Austenite	B2, ordered BCC	$a = b = c$	$a = \beta = \gamma$
Martensite (M)	Monoklinik	$a \neq b \neq c$	$a = \gamma \neq \beta$
Martensite (R)	Rhombohedral	$a = b = c$	$a = \beta = \gamma \neq 90^\circ$

Dalam paduan *shape memory alloy* NiTi, transformasi yang bersifat *reversible* antara fasa austenit dan martensit dapat mengakibatkan peningkatan kemampuan material untuk aplikasi tertentu (Hastuti et al., 2016). *Shape memory alloy* pada umumnya memiliki transformasi martensit yang berbeda daripada transformasi martensit lainnya. Pada keadaan *single crystal*, pergeseran atom terjadi sepanjang bidang tertentu yang disebut dengan “*Habit Plane*” sehingga pergeseran tersebut mengakibatkan terbentuknya antarmuka antara fasa austenit dan martensit. Bidang *habit plane* juga dikenal sebagai bidang invarian kisi, karena tidak terjadi perubahan selama proses transformasi berlangsung. Transformasi martensit pada *shape memory alloy* dapat terjadi melalui dua mekanisme yang berbeda. Mekanisme yang pertama adalah melalui slip, yaitu keadaan dimana atom akan

bergerak dengan satu atau lebih ruangan atom. Kemudian mekanisme yang kedua terjadi pada kondisi *twinning*, yaitu keadaan dimana atom akan bergerak melalui sebagian kecil dari ruangan atom. Kedua mekanisme ini dapat membantu pembentukan martensit dengan sedikit atau tanpa ada perubahan volume pada material (Lagoudas, 2008).

Pada material NiTi memiliki dua fasa utama, yaitu fasa austenit induk (B2) dengan struktur kristal BCC. Sedangkan, fasa martensit yang terbentuk pada material NiTi dapat memiliki struktur kristal yang berbeda. Hal tersebut sangat bergantung pada komposisi atau paduan yang ditambahkan. Martensit yang terbentuk dalam *shape memory alloy* NiTi umumnya memiliki struktur monoklinik (B19'). Lalu, penambahan paduan seperti Cu dan Pd akan mengakibatkan struktur martensit berubah dari monoklinik menjadi ortorombik (B19). Selain itu, penambahan paduan juga dapat membentuk fasa R dengan struktur rombohedral. Fasa R dikenal sebagai fasa antara austenit dan martensit. Istilah "fasa R" itu sendiri berhubungan dengan struktur rombohedral kristal yang terbentuk. Fasa ini umumnya menghilang dengan perlakuan panas pada suhu tinggi dan dengan demikian keberadaannya dikaitkan dengan kondisi tertentu (Lagoudas, 2008).

Sifat mekanik NiTi tergantung pada keadaan fasa pada suhu tertentu. Sifat mekanik yang umum dari NiTi martensit dan austenitik disajikan pada Tabel 2.4 Adapun kekurangan dari material NiTi, diantaranya yaitu sekitar 8% regangan dapat dipulihkan dengan menghilangkan deformasi dari material dan melakukan pemanasan pada material tersebut. Kemudian untuk regangan yang melampaui batas kemampuan NiTi akan tetap sebagai deformasi plastis permanen. Suhu

pengoperasian untuk *shape memory alloy* tidak boleh terlalu jauh dari rentang transformasi, atau karakteristik *shape memory* dapat berubah. Selain itu, batas deformasi yang ditentukan oleh desain khusus (sudut tajam, dll.) dan toleransi regangan intrinsik bahan NiTi juga perlu diperhatikan (Mihálcz, 2001).

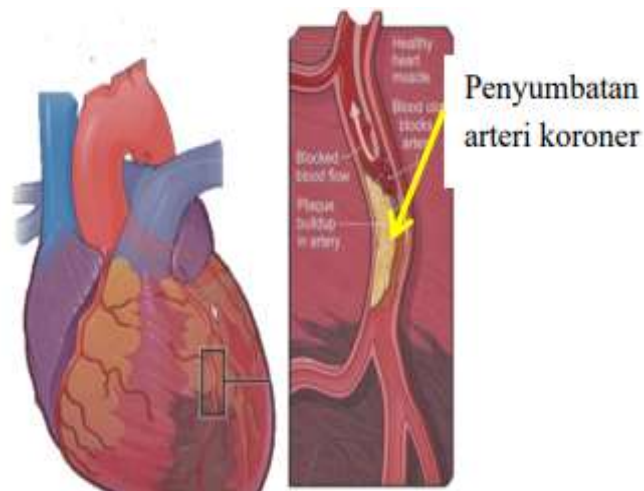
Tabel 2.4 Sifat mekanik logam dan paduan yang digunakan dalam aplikasi *stent* (Zheng and Yang, 2020).

<i>Metal</i>	<i>Yield Strength (MPa)</i>	<i>Tensile Strength (MPa)</i>	<i>Elastic Modulus (Gpa)</i>	<i>Elongation (%)</i>	<i>Density (g/cm³)</i>
316 L <i>Stainless steel (annealed)</i>	331	586	190	50	7.9
Tantalum	138	207	185	40	16.6
Titanium	485	760	110	10	4.5
Nitinol	192-690 (Aust) and 70-140 (Mart)	892	83 (Aust) and 28-41 (Mart)	125 (annealed)	6.7
Cobalt-chromium	448-648	921-1220	201	>10	9.2
Platinum (annealed)	15-165	-	164	30-40	21.45
Pure iron	120-150	180-210	211	-	7.87
Mg Alloy (WE43)	162	250	44	17	1.84

2.3 Penyakit Jantung Koroner

Jantung adalah organ yang berada di rongga toraks diantara paru-paru. Sistem *cardiovascular* bertujuan untuk membawa nutrisi dan oksigen, untuk disalurkan ke seluruh tubuh. Panjang jantung berkisar antara 12 cm, memiliki lebar 9 cm, dan ketebalan 6 cm. Jantung memiliki massa rata-rata 250 gram pada perempuan dan 300 gram untuk laki-laki. Jantung memiliki fungsi sebagai pompa darah yang

mengandung oksigen ke seluruh bagian tubuh. Pada umumnya, detak jantung manusia berdetak 100.000 kali per hari. Selama jantung tersebut berdetak, jantung akan memompa > 4.300 galon darah ke seluruh tubuh. Dinding jantung terdiri dari tiga lapisan, diantaranya ada *epicardium*, *miocardium*, dan *endocardium* (Oktaviono, 2019). Penyakit jantung koroner (PJK) adalah bentuk interaksi antara faktor genetik, gaya hidup, dan faktor lingkungan. Menurut Suryawan (2016), penyakit jantung koroner merupakan salah satu penyakit yang banyak menyebabkan kematian (Suryawan, 2016). PJK disebabkan penyumbatan arteri koroner, sehingga aliran darah tidak mampu mengalir dengan baik dan akibatnya jantung harus bekerja lebih keras dari biasanya (Suryawan, 2016). Menurut Harselia (2018), penyakit jantung koroner menjadi ancaman serius bagi masyarakat karena merupakan salah satu penyakit dengan mortalitas dan morbiditas yang tinggi di dunia (Harselia, 2018).



Gambar 2.3 Penyumbatan Arteri Koroner (Oktaviono, 2019).

Penumpukan plak pada arteri koroner dikenal dengan *aterosklerosis* (Harselia, 2018). Menurut Oktaviono (2019), seiring dengan bertambahnya umur

manusia akan terjadi penumpukan lemak. Penumpukan lemak tersebut dapat mengakibatkan kerusakan pada dinding pembuluh darah. Zat lainnya yang melalui aliran darah, diantaranya seperti sel inflamasi, lemak protein, dan kalsium yang menempel pada dinding arteri jantung. Lemak dan zat tersebut akan berkumpul dan menjadi plak (Oktaviono, 2019). Seiring berjalanya waktu, plak yang menumpuk tersebut akan semakin membesar. Hal tersebut dapat menyebabkan iritasi dan jantung tidak dapat berfungsi dengan baik. Selain itu, plak juga dapat mengakibatkan penyempitan arteri serta terjadinya pecah bekuan darah. Pecahnya bekuan darah dapat menghentikan aliran darah ke otot jantung, sehingga terjadi sindrom koroner akut (Oktaviono, 2019). Berdasarkan riset kesehatan dasar (Ri, 2013), penyakit jantung memiliki ciri seperti nyeri dada pada saat sedang melakukan aktivitas berat ataupun ringan. Pemeriksaan lebih lanjut dengan menggunakan alat angiografi dan elektrokardiogram (EKG) diperlukan untuk memvalidasi adanya penyakit jantung koroner. Berikut ini merupakan beberapa faktor yang menyebabkan terjadinya PJK, diantaranya (Oktaviono, 2019):

1. *Hiperlipidemia* (Kadar kolesterol tinggi, khususnya *Low-Density Lipoprotein/*LDL).

Tekanan darah, kolesterol total, dan kolesterol LDL merupakan salah satu penyebab yang paling efektif untuk memicu terjadinya PJK. Pada wilayah Eropa Barat, serangan jantung 45% disebabkan karena dislidemia. Individu yang memiliki kadar kolesterol HDL yang rendah berpotensi meningkatnya risiko PJK.

2. Tekanan Darah Tinggi

Faktor lain yang dapat menjadi pemicu terjadinya PJK adalah tekanan darah tinggi. Terdapat beberapa mekanisme patofisiologi yang menunjukkan hubungan antara hipertensi dengan PJK. Hipertensi dapat menyebabkan kegagalan fungsi endotel, sehingga akan memperburuk proses *aterosklerosis* dan menyebabkan keadaan plak *aterosklerosis* menjadi lebih tidak stabil. Komplikasi ini akan menyebabkan terjadinya penurunan aliran darah cadangan pembuluh darah koroner, sehingga meningkatkan kebutuhan oksigen miokard. Berdasarkan sudut pandang klinis, harus dilakukan evaluasi lengkap mengenai *aterosklerosis*, kerusakan dari pembuluh darah, dan adanya keterlibatan arteri koroner terhadap pasien yang menderita hipertensi. Hal tersebut dilakukan karena pasien yang menderita hipertensi dan mengalami infark miokard memiliki angka kematian yang lebih tinggi.

2. *Diabetes Mellitus*

Intertoleransi pada glukosa merupakan salah satu faktor terjadinya kelainan pada pembuluh darah. Pria yang menderita diabetes memiliki potensi terjadinya PJK sebesar 50% dibandingkan individu yang normal. Sedangkan pada wanita, risikonya akan meningkat 2x lipat lebih tinggi daripada pria. Penyakit ini dapat menjadi pemicu munculnya penyakit lain seperti obesitas, tekanan darah tinggi, dan tingginya kadar kolesterol.

3. Merokok

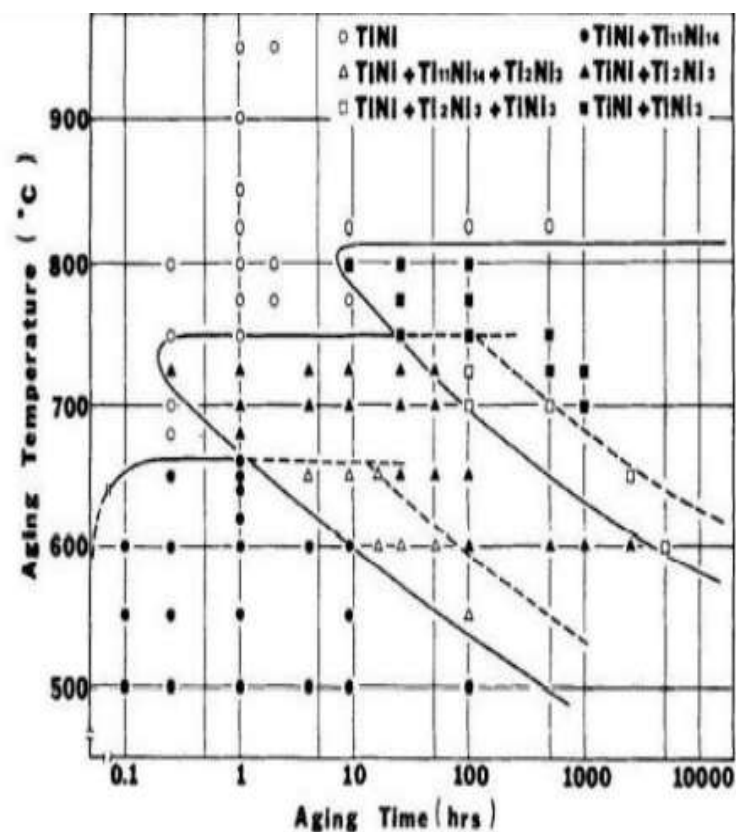
Merokok menjadi faktor yang dapat memicu terjadinya PJK, karena

asap dari rokok tersebut dapat menurunkan kadar kolesterol HDL. Kemudian merokok juga dapat meningkatkan tekanan darah dan menyebabkan kerusakan pada jaringan jantung. Karbon monoksida yang terkandung dalam asap rokok akan menyerap oksigen, sehingga menyebabkan berkurangnya oksigen yang dibawa oleh sel darah merah menuju ke jantung.

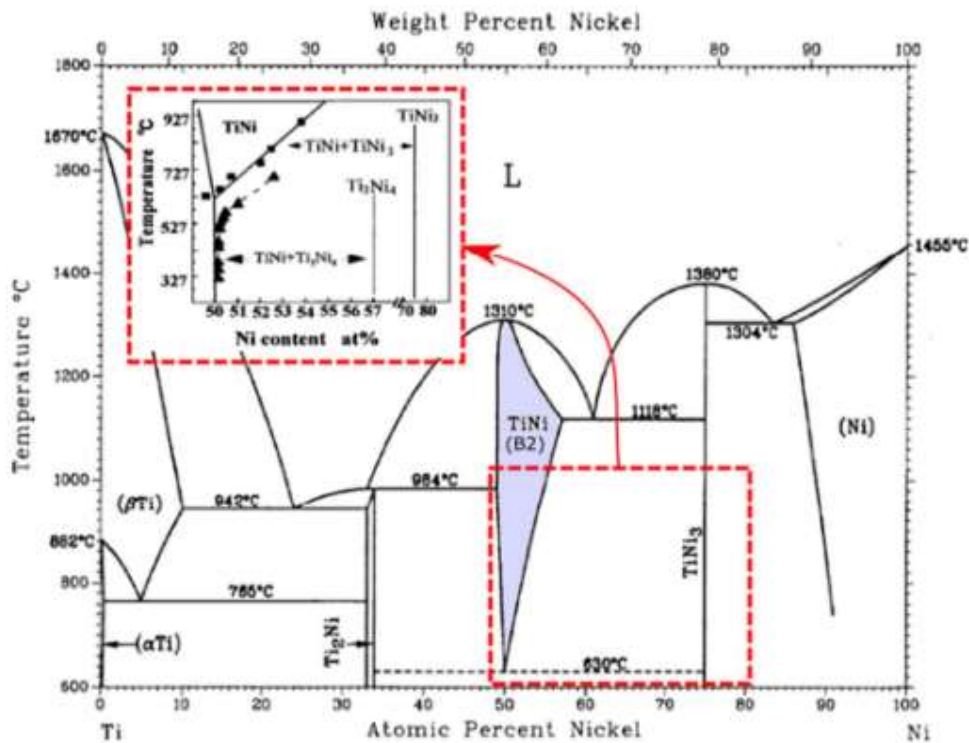
2.4 Pengaruh Perlakuan Panas Terhadap Paduan NiTi

Perlakuan panas *solution treatment* dan *aging* sangat memiliki pengaruh pada paduan NiTi. Menurut (Jiang, 2013), perlakuan *solution treatment* digunakan dengan tujuan untuk menghilangkan atau melarutkan presipitat Ti_2Ni . Selain itu, *solution treatment* juga digunakan untuk menghilangkan cacat/dislokasi yang terdapat pada paduan NiTi ketika dilakukan selama 2 jam. Sedangkan menurut (Gusev, 2012) melaporkan bahwa perlakuan *solution treatment* yang diberikan pada paduan NiTi akan mengurangi keberadaan presipitat Ti_2Ni , dimana hal tersebut dapat mengakibatkan resistansi dari transformasi fasa akan berkurang. Resistansi yang lebih kecil dapat memiliki manfaat untuk meningkatkan efek *shape memory* yang dimiliki oleh paduan NiTi. Penelitian yang dilakukan oleh (Panjaitan dkk, 2000) melaporkan bahwa perlakuan panas *solution treatment* yang digunakan terhadap paduan NiTi akan memicu pembentukan fasa martensit yang dapat berupa pelat/lamellar. Pada paduan NiTi, kemampuan superelastis tersebut dapat ditingkatkan dengan menggunakan proses *aging*, karena paduan ini akan membentuk presipitat selama *aging*. Terdapat tiga jenis presipitat yang akan

terbentuk selama proses *aging* dilakukan yaitu Ni_4Ti_3 , Ni_3Ti_2 dan Ni_3Ti (Povoden-Karadeniz et al., 2013). Berdasarkan penelitian Oncel (2017) juga diketahui bahwa perlakuan *aging* merupakan metode yang paling efektif untuk meningkatkan sifat mekanik superelastis dan *shape memory effect* paduan NiTi yang memiliki kandungan nikel $>50,5$ at%. Presipitat yang akan terbentuk secara berturut-turut diantaranya adalah $\text{Ti}_{11}\text{Ni}_{14}$ - Ti_2Ni_3 - TiNi_3 . Dalam penelitian tersebut disampaikan juga bahwa $\text{Ti}_{11}\text{Ni}_{14}$ dapat dipastikan sebagai presipitat Ni_4Ti_3 (Otsuka & Ren, 2005). Hal tersebut dibuktikan dengan adanya diagram TTT yang menginformasikan hubungan temperatur dan waktu *aging* terhadap presipitat yang terbentuk, seperti yang disampaikan pada gambar 2.4.



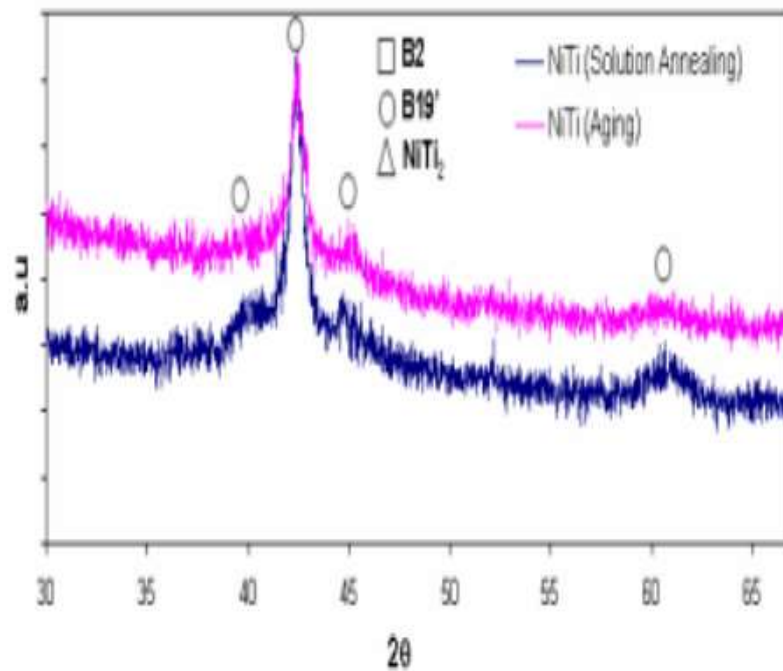
Gambar 2.4 Pengaruh Temperatur dan waktu *aging* terhadap pembentukan presipitat (Oncel & Acma, 2017).



Gambar 2.5 Diagram Fasa NiTi (Tarquino, 2018).

Berdasarkan diagram tersebut juga disampaikan dalam penelitian yang dilakukan oleh Tarquino (2018) menginformasikan bahwa presipitat Ni_4Ti_3 memiliki peluang terbentuk pada spesimen dengan kandungan nikel $>50,5$ at%. Namun, hanya presipitat Ni_4Ti_3 yang memiliki pengaruh terhadap transformasi dan sifat mekanik superelastis dari paduan *shape memory* karena presipitat ini koheren dengan matriks. Oleh karena itu *aging* dilakukan bertujuan untuk memperoleh presipitat Ni_4Ti_3 (Mitwally & Farag, 2009). *Shape memory alloy* NiTi disebut juga sebagai paduan *near equatOMIC composition*. Istilah tersebut digunakan karena paduan NiTi memiliki komposisi atom yang hampir sama. Paduan ini diketahui memiliki kombinasi antara sifat superelastis dan *shape memory effect* yang baik, selain itu juga memiliki ketahanan korosi yang cukup baik (Hastuti et al., 2016).

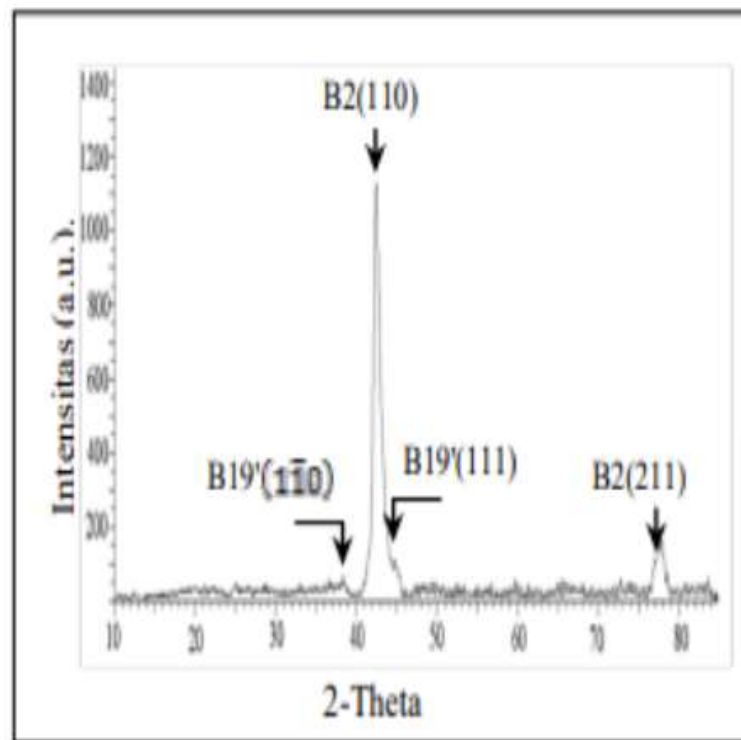
Menurut Mabruhi (2016), pola XRD yang diperoleh dari perlakuan panas *solution annealing* dan *aging* diperlihatkan pada Gambar 2.6 berikut.



Gambar 2.6 Hasil XRD Paduan NiTi Kondisi *Solution Annealing* dan *Aging* (Mabruhi et al., 2016).

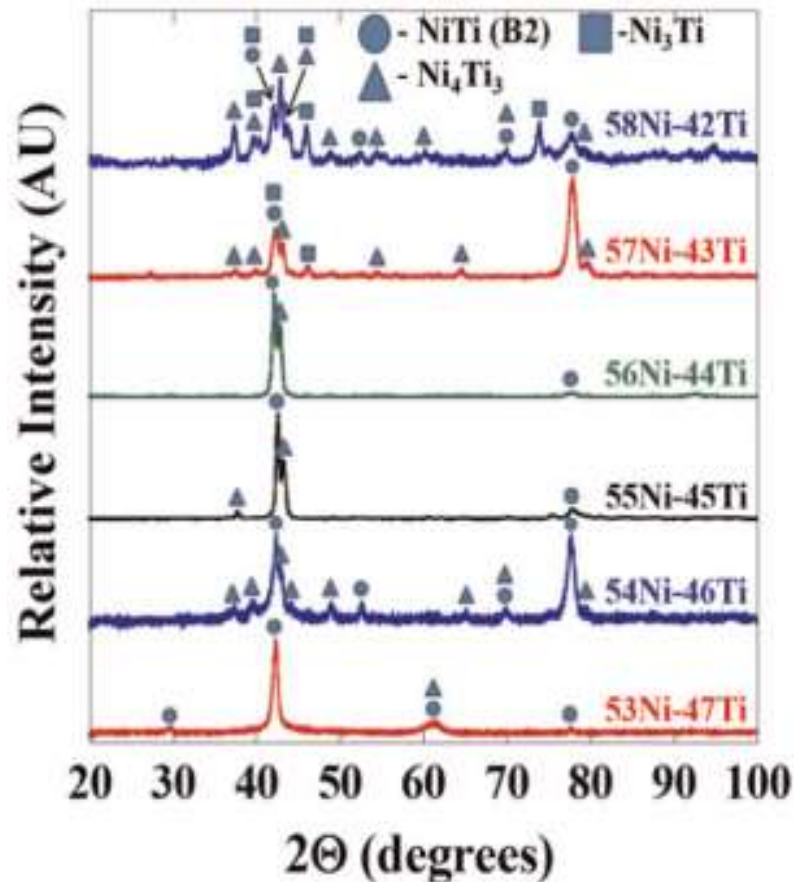
Berdasarkan gambar 2.6 dapat dilihat bahwa paduan NiTi dengan perlakuan *solution annealing* menunjukkan *peak* difraksi untuk fasa B19' (martensit) dan B2 (austenit). Sedangkan untuk perlakuan *aging* yang dilakukan pada temperatur 400°C selama 30 menit menunjukkan penurunan terhadap intensitas *peak* difraksi dari fasa B19'. Hal ini membuktikan bahwa sebagian dari *shape memory effect* terdiri dari dua jenis, yaitu SME satu arah dan SME dua arah. *Shape memory effect* satu arah memiliki hubungan terhadap perubahan bentuk dari paduan yang hanya terjadi pada saat proses pemanasan dilakukan (transformasi martensit – austenit). Kemudian pada *shape memory effect* dua arah memiliki hubungan dengan

perubahan bentuk paduan yang dapat terjadi pada saat proses pemanasan (transformasi martensit – austenit) dan pada saat proses pendinginan (transformasi austenit – martensit) (Mabruri et al., 2016).



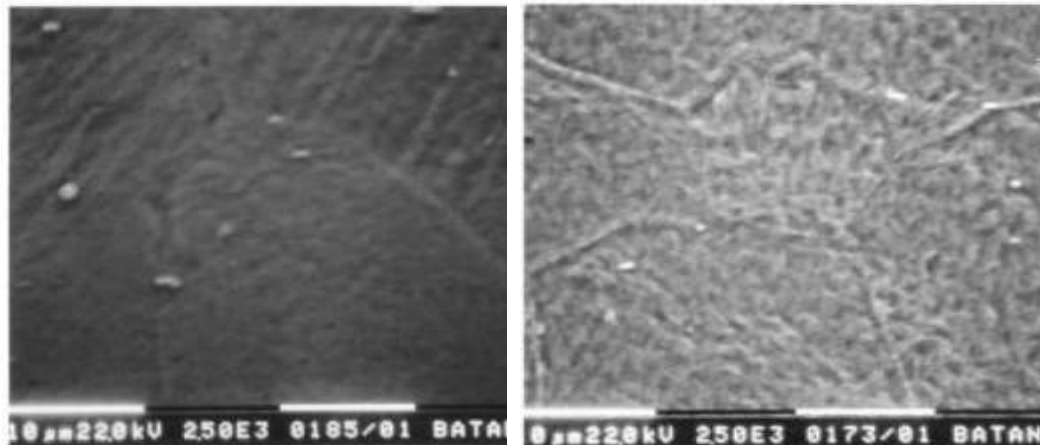
Gambar 2.7 Hasil XRD Material *As-Received* Ti-50.7at.%Ni (Hastuti et al., 2016).

Berdasarkan gambar 2.7 dapat diketahui bahwa terdapat fasa B2 austenit dan fasa B19' martensit pada material *as-received*. Pelebaran *peak* pada gambar 2.7 disebabkan karena adanya penghalusan kristal dan cacat akibat *cold working*. Munculnya diskolasi ini menyebabkan terhalangnya transformasi martensit menjadi austenit. Hal ini mengakibatkan struktur martensit tetap ada dalam struktur mikro material pada temperatur yang lebih tinggi dibandingkan temperatur yang seharusnya dapat memicu keberadaan martensit (Hastuti et al., 2016).



Gambar 2.8 Hasil Uji XRD Terhadap NiTi (Hornbuckle et al, 2015).

Penelitian yang dilakukan oleh Hornbuckle et al (2015) melaporkan hasil penelitian dengan kondisi spesimen telah mengalami perlakuan *solution annealing* menghasilkan data seperti yang disajikan dalam Gambar 2.8 menginformasikan bahwa masing-masing spesimen terdiri dari fasa B2 dengan berbagai presipitat yang terdiri dari unsur Ni. Hasil uji XRD yang ditampilkan pada Gambar 2.8 menunjukkan bahwa pada paduan yang memiliki kandungan 53Ni-56Ni terdiri dari dua buah fasa yaitu fasa B2 NiTi dan fasa Ni₄Ti₃. Kemudian, pada spesimen yang memiliki kandungan Ni yang lebih tinggi yaitu 57NiTi dan 58NiTi terdiri dari dua buah fasa pula yang dikenal dengan Ni₃Ti dan Ni₃Ti₂.



(a)

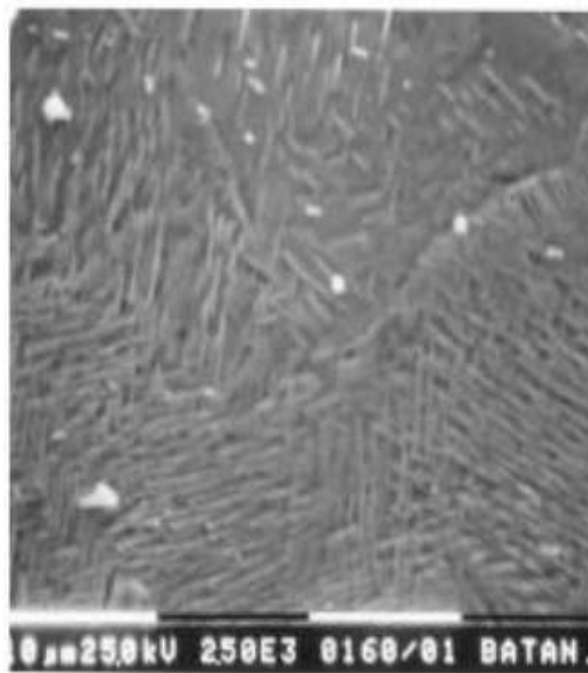
(b)

Gambar 2.9 Struktur Martensit *Aging Treatment* (a) 500°C dan (b) 550°C (Pinem, 2017).

Penggunaan temperatur perlakuan panas memiliki pengaruh terhadap larut atau tidaknya fasa yang terdapat pada paduan NiTi. Dalam penelitian ini, temperatur yang digunakan tidak dalam bidang fasa tunggal apabila diamati dalam diagram fasa NiTi, sehingga menyebabkan adanya fasa yang tidak larut dalam paduan saat proses perlakuan panas dilakukan. Pengamatan lebih lanjut dilakukan dengan menggunakan SEM (*Scanning Electron Microscope*). Menurut penelitian (Pinem, 2017), struktur mikro yang terbentuk dari proses *aging treatment* pada temperatur 500°C selama 10 jam akan menghasilkan adanya pelat lamellar yang terputus-putus dan cenderung membentuk struktur lamellar. Kemudian hasil yang sama juga diperoleh dari proses *aging treatment* dengan temperatur 550°C. Hasil SEM tersebut dapat dilihat pada Gambar 2.9.

Pengamatan juga dilakukan terhadap spesimen yang diberikan perlakuan sama seperti lainnya, tetapi dengan temperatur sebesar 600°C. Pada hasil

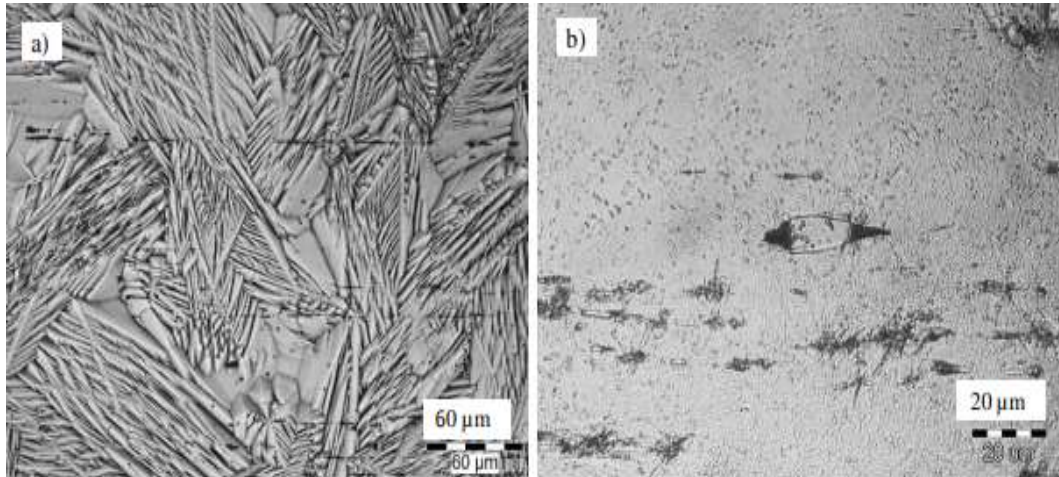
pengamatan tersebut terlihat bahwa pelat lamellar terbentuk secara penuh dan terdapat bagian pelat lamellar yang mengalami diskontinu pada batas butir. Selain itu, adanya diskontinu pada pelat lamellar juga tidak hanya dihasilkan kedepan melalui migrasi batas butir, tetapi juga ke arah samping. Hasil pengamatan tersebut dapat dilihat pada Gambar 2.10.



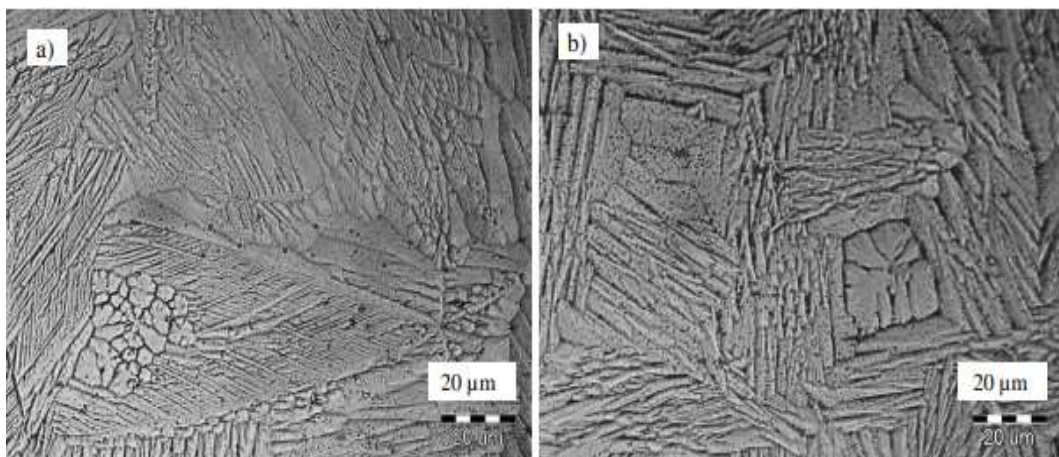
Gambar 2.10 Struktur Martensit *Aging Treatment* 600°C (Pinem, 2017).

Laporan lainnya yang dibuat oleh Losertova et al (2017) menginformasikan bahwa struktur mikro yang diperoleh pada Gambar 2.11 dengan spesimen *as-received* dan *annealing* pada temperatur 600°C selama 1 Jam menunjukkan pada spesimen *as-received* terdiri dari struktur martensit yang kemudian mengalami transformasi atau perubahan saat memasuki temperatur 600°C. Spesimen yang telah melalui proses *annealing* akan dilanjutkan ke proses penuaan (*aging*) dengan menggunakan temperatur sebesar 250 °C, 270 °C, 290 °C, 300 °C, 350 °C, 400 °C,

450 °C, 500 °C yang menghasilkan sejumlah besar presipitat dengan bentuk seperti cakram halus. Lalu, struktur martensit yang dihasilkan oleh proses *annealing* tampak menjadi lebih kasar setelah melalui proses penuaan (*aging*) yang dapat dilihat pada gambar



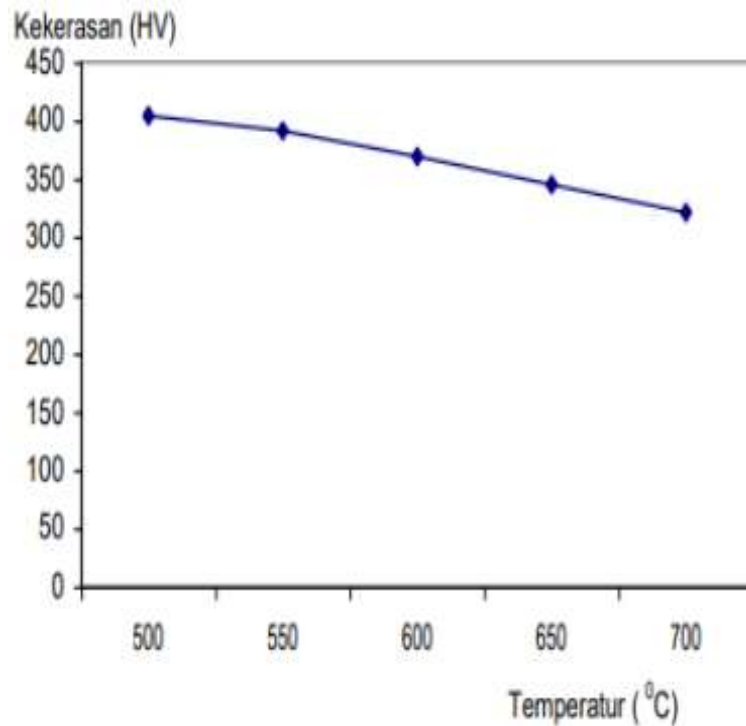
Gambar 2.11 Struktur Mikro NiTi (a) *As-received* dan (b) *Annealing* Pada Temperatur 600°C Selama 1 Jam Pendinginan Cepat (Losertova et al, 2017).



Gambar 2.12 Struktur Mikro NiTi Spesimen *Annealing* Pada Temperatur 600°C Selama 1 Jam dengan Pendinginan Cepat dan Penuaan Selama 30 Menit (a) Temperatur 400°C dan (b) Temperatur 450°C (Losertova et al, 2017).

Penelitian lain yang dilakukan oleh Hastuti et al (2016) melaporkan bahwa proses *aging* dengan temperatur 300°C, 400°C, 500°C, dan 600°C menyebabkan terjadinya transformasi fasa dalam paduan Ti- 50.7at%Ni menjadi dua tahap, yaitu B2 austenit akan berubah menjadi fasa R dan fasa R akan berubah menjadi B19' martensit. *Aging* dengan temperatur rendah dan menengah (300-500°C) akan menghasilkan fasa R, yang merupakan fasa premartensit dalam struktur mikro. Sedangkan proses *aging* pada temperatur 600°C akan menurunkan temperatur Af sampai dibawah temperatur ruang, sehingga fasa B2 austenit ditemukan sebagai satu-satunya fasa yang stabil pada temperatur ruang. Sebelum dilakukan proses *aging treatment*, spesimen akan diberikan *solution treatment*. *Solution treatment* dilakukan dengan tujuan untuk memicu pertumbuhan butir dalam spesimen (Ramadhani et al., 2020) Perlakuan panas yang dilakukan juga bertujuan untuk merubah sifat mekanik dari material *shape memory alloy* NiTi, salah satunya adalah sifat superelastis/*shape memory effect*. Menurut (Ramadhani et al., 2020), semakin cepat laju pendinginan maka fasa martensit yang terbentuk akan semakin cepat dan semakin banyak. Pada material baja, sifat martensit yang diperoleh adalah keras. Namun, pada *shape memory alloy*, sifat martensit adalah lunak. Oleh karena itu, untuk mengetahui mengenai pengaruh dari proses perlakuan panas yang diberikan, maka dilakukan pengujian kekerasan dengan metode *Vickers*. Hasil penelitian yang telah dilakukan oleh (Pinem, 2017) dengan variabel yang digunakan salah satunya adalah temperatur *aging*, diketahui bahwa tingkat kekerasan dari spesimen mengalami penurunan seiring dengan meningkatnya temperatur *aging*. Hal tersebut disebabkan oleh struktur martensit yang mengalami perbesaran selama proses

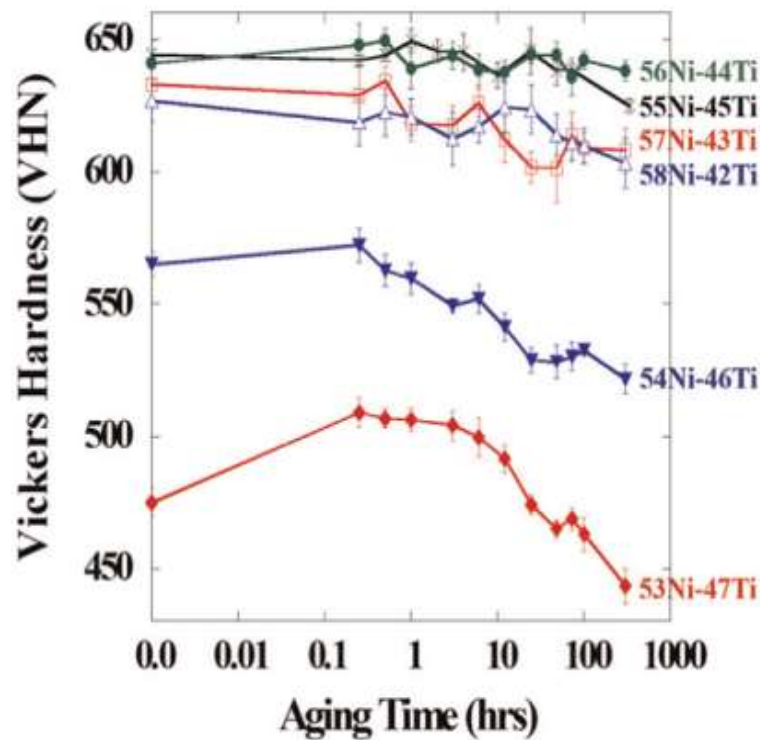
aging, sehingga perbesaran tersebut memperkecil celah yang dapat menimbulkan adanya dislokasi.



Gambar 2.13 Nilai Kekerasan *Aging* (Pinem, 2017).

Berdasarkan Gambar 2.14 diketahui bahwa pada penelitian yang dilakukan oleh Hornbuckle et al (2015) menggunakan perlakuan *aging* pada temperatur 400 °C dengan rentang waktu selama 0-100 jam. Nilai kekerasan yang dihasilkan maksimal yang diperoleh adalah sebesar 644 VHN untuk varian 55NiTi. Sedangkan pada spesimen 56NiTi memiliki kekerasan 641 VHN, dimana dapat dikatakan spesimen 56NiTi memiliki kualitas yang sama dengan spesimen 55NiTi. Namun, seiring dengan bertambahnya waktu yang digunakan mengakibatkan penurunan tingkat kekerasan secara perlahan. Hal tersebut juga berlaku pada varian spesimen lainnya yang mengalami penurunan seiring bertambahnya waktu penuaan. Kondisi

tersebut dikenal juga dengan istilah *over aging*. *Over aging* merupakan suatu kondisi dimana penggunaan waktu yang terlalu lama, sehingga mengakibatkan proses pertumbuhan ukuran butir menjadi tidak koheren (*over aging*).

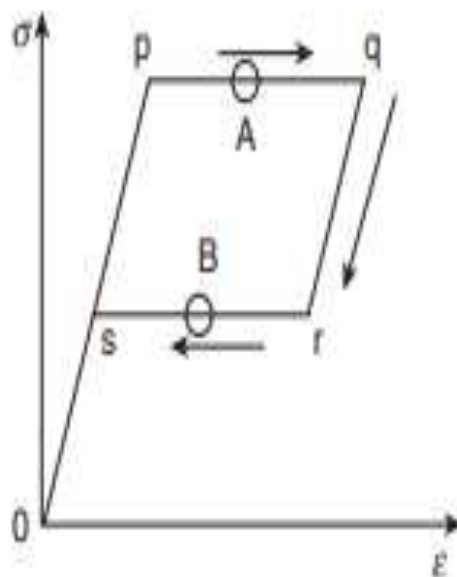


Gambar 2.14 Pengaruh Waktu *Aging* Terhadap Kekerasan NiTi (Hornbuckle et al, 2015).

2.5 Mekanisme Superelastis

Dalam mekanisme *shape memory effect*, material mengalami deformasi Ketika berada dalam fasa martensit, yang mana deformasi tersebut berada dibawah temperatur M_f . Kemudian, dalam mekanisme yang terjadi dalam sifat superelastis, material mengalami deformasi saat temperatur berada di atas A_f . Pada saat material mengalami tegangan, maka strukturnya akan bertransformasi menjadi martensit. Setelah tegangan yang diberikan dilepaskan, sampel bertransformasi kembali

menjadi austenit dan regangannya juga menghilang. Tegangan yang diperlukan untuk menginduksi transformasi meningkat secara linier tergantung dengan suhu. Pada material *shape memory alloy* NiTi, apabila temperatur berada di bawah temperatur A_f maka martensit yang diberikan tegangan tidak mampu bertransformasi kembali menjadi austenit. Oleh sebab itu terdapat regangan sisa yang lenyap saat dilakukan proses pemanasan yang berada di atas temperatur A_f karena adanya *shape memory effect*. Namun, apabila temperatur deformasi terlalu tinggi, maka tegangan transformasi melebihi tegangan luluh material dan paduan akan bertransformasi menjadi plastis. Dengan demikian, untuk meningkatkan sifat mekanik superelastis material, diperlukan suatu perlakuan untuk meningkatkan tegangan luluh austenit, dimana hal tersebut dapat diperoleh dengan *work hardening* ataupun *precipitation hardening*. Mekanisme kemampuan superelastis dalam suatu material ditunjukkan pada Gambar 2.15.



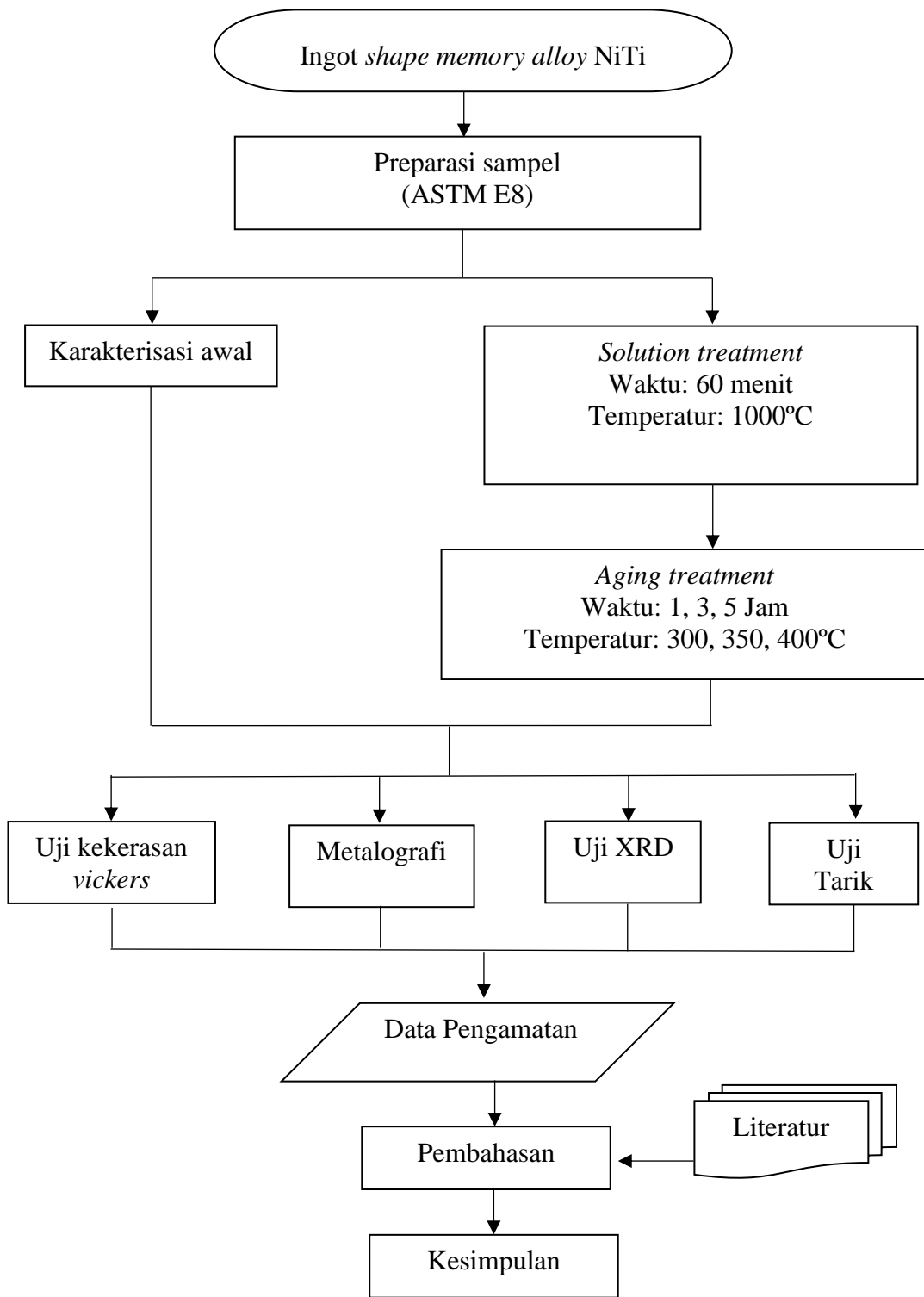
Gambar 2.15 Mekanisme Superelastis Material (Yamauchi et al, 2011).

BAB III

METODE PENELITIAN

3.1 Diagram Alir Penelitian

Dalam penelitian ini menggunakan material NiTi yang dipreparasi menjadi bentuk spesimen uji tarik sesuai dengan standar E8 sebanyak 10 spesimen. Setelah itu, spesimen dilakukan silika ampul untuk menghindari oksidasi yang terjadi pada saat proses perlakuan panas dilakukan. Kemudian, spesimen dimasukkan ke dalam *muffle furnace* untuk proses *solution treatment* dengan temperatur 1000°C selama 60 menit dan dilanjutkan proses pendinginan menggunakan media pendingin air. Setelah melalui *solution treatment*, tahapan selanjutnya adalah perlakuan panas *aging treatment* yang dilakukan dengan variasi temperatur sebesar 300°C, 350°C, dan 400°C dengan variasi waktu selama 1 jam, 3 jam, dan 5 jam. Lalu, dilanjutkan dengan proses pendinginan menggunakan media pendingin air. Proses selanjutnya adalah melakukan pengujian tarik dengan alat *universal tensile test* dan dilanjutkan dengan pengujian kekerasan metode *Vickers* dengan indenter berupa intan yang berbentuk seperti piramida. Kemudian, pengamatan metalografi menggunakan mikroskop optik yang sebelumnya spesimen telah melalui tahap preparasi berupa pemotongan, *mounting*, *grinding and polishing*, serta *etching*. Proses *etching* dilakukan menggunakan larutan yang terbuat dari HNO₃, *hydrofluoric acid*, dan aquades dengan perbandingan 1 : 4 : 5. Lalu, pengujian selanjutnya adalah analisa XRD (*X-Ray Diffraction*).



Gambar 3.1 Diagram Alir Penelitian.

3.2 Alat dan Bahan

3.2.1 Alat-alat yang Digunakan

Adapun alat-alat yang digunakan dalam penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Ampelas *grid* (240, 320, 400, 600, 800, 1000, 1500, dan 2000#).
2. *Dryer*.
3. Ember.
4. Gelas *beaker* 500 ml.
5. Mesin *wire cut*.
6. Mesin *grinding* dan *polishing*.
7. Mesin uji kekerasan *Vickers*.
8. Mesin uji tarik.
9. Mikroskop optik.
10. *Muffle furnace*.
11. Tang krusibel.
12. *X-ray diffraction*

3.2.3 Bahan

Bahan-bahan yang digunakan dalam penelitian ini terdiri dari beberapa macam, diantaranya sebagai berikut:

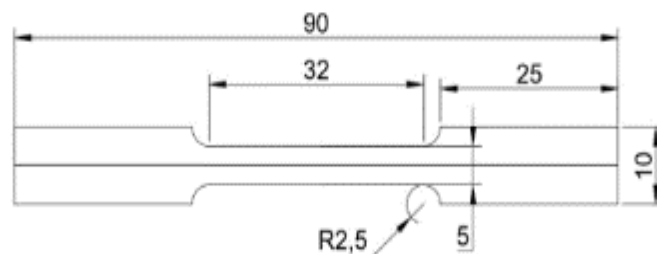
1. Air.
2. Aquades.
3. Etanol.
4. Ingot *shape memory alloy* NiTi.

5. HNO₃.
6. *Hydrofluoric acid*.
7. Masker.
8. *Micropolish* diamond.
9. Sarung tangan latex.

3.3 Prosedur Penelitian

3.3.1 Preparasi Spesimen

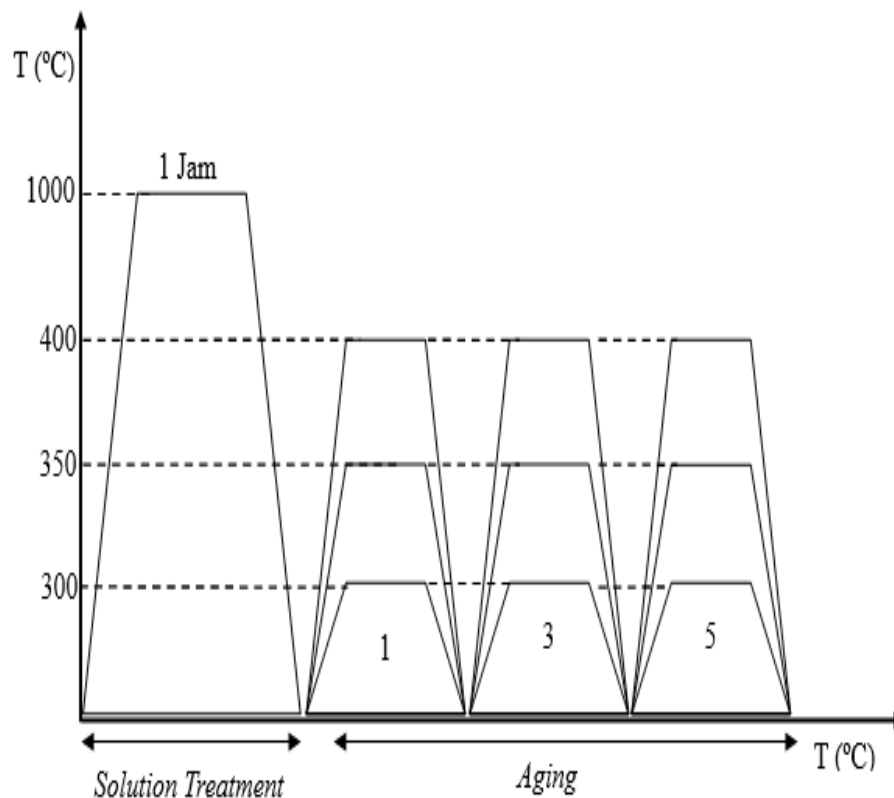
Preparasi spesimen dilakukan di BRIN (Badan Riset Ilmiah Nasional) yang berlokasi di serpong dengan menggunakan alat *wire cut*. Dimensi yang digunakan pada spesimen mengacu pada standar ASTM E8 dengan panjang 9 cm dan lebar sebesar 1 cm. Total spesimen yang diperoleh dari preparasi tersebut adalah 10 spesimen. Kemudian, spesimen tersebut dilakukan proses silika ampul untuk menghindari oksidasi yang terjadi pada saat proses perlakuan panas dilakukan. Proses silika ampul tersebut dilakukan di Bengkel gelas Institut Teknologi Bandung.



Gambar 3.2 Skema Spesimen Uji Tarik ASTM E8.

3.3.2 Perlakuan Panas

Perlakuan panas dilakukan di Laboratorium Metalurgi 1 dengan menggunakan *muffle furnace* untuk proses perlakuan panas. Jumlah spesimen yang digunakan dalam proses perlakuan panas ini adalah 9 buah spesimen. Proses perlakuan panas yang pertama dilakukan menggunakan metode *solution treatment* dengan temperatur sebesar 1000°C dan didinginkan dengan media air. Kemudian, untuk proses perlakuan panas yang kedua dilakukan menggunakan metode *aging* dengan variabel berupa temperatur sebesar 300, 350, dan 400°C serta waktu tahan selama 1, 3, 5 jam. Lalu media pendingin yang digunakan adalah air.



Gambar 3.3 Skema Perlakuan Panas.

3.3.3 Pengujian Tarik

Pengujian tarik dilakukan di PT. Dirgantara dengan dimensi spesimen yang telah disesuaikan dengan standar ASTM E8. Pengujian tersebut dilakukan dengan alat uji tarik universal, dimana ukuran spesimen memiliki panjang sekitar 9 cm. Prosedur pengujian tarik diawali dengan menempatkan spesimen terhadap *grip* yang berada pada alat tersebut. Kemudian, pastikan bahwa spesimen telah tercengkram dengan baik pada *grip*, agar terhindar dari *slip* saat uji tarik dilakukan. Lalu, pengujian tarik dilakukan dengan menekan tombol start dan spesimen akan tertarik ke arah yang berlawanan hingga putus.

3.3.4 Pengujian Pengamatan Metalografi

Pengamatan metalografi dilakukan di Laboratorium Metalurgi UNTIRTA dengan menggunakan alat mikroskop optik. Tahapan ini diawali dengan melakukan preparasi berupa *mounting* bakelit terhadap spesimen yang akan digunakan, kemudian melakukan *grinding* menggunakan kertas ampelas dengan *grid* 240, 320, 400, 600, 800, 1000, 1200, 1500, dan 2000. Lalu, dilakukan *polishing* menggunakan pasta alumina hingga permukaan spesimen tampak berkilau dan dibersihkan menggunakan etanol dan kapas. Setelah itu, spesimen akan dilakukan etsa menggunakan larutan yang terbuat dari HNO₃, HF, dan aquades dengan perbandingan 10 ml : 40 ml : 50 ml. Spesimen akan dimasukkan ke dalam larutan etsa tersebut selama beberapa detik, kemudian dilakukan pengamatan dengan mikroskop optik merk *Olympus* dengan perbesaran tertentu.

3.3.5 Pengujian Kekerasan

Pengujian kekerasan dilakukan menggunakan alat *micro vickers* yang tersedia di Laboratorium Manufaktur UNTIRTA dengan pembebanan sekitar 4 kgf dan jenis indenter yang digunakan adalah intan dengan bentuk piramida. Pengujian kekerasan ini dilakukan terhadap 5 titik yang berbeda untuk memperoleh rata-rata kekerasan yang dimiliki oleh spesimen.

3.3.6 Pengujian XRD (*X-Ray Diffraction*)

Analisa XRD adalah salah satu contoh analisa yang digunakan untuk mengidentifikasi suatu senyawa atau unsur dengan mengamati pembiasan cahaya dari material yang memiliki susunan atom pada kisi kristalnya. Metode difraksi tersebut digunakan untuk mengidentifikasi senyawa pada suatu material dengan membandingkannya dengan data yang berada di database. Informasi yang didapat pada analisa XRD adalah karakterisasi larutan padat, ukuran dan bentuk kristal, orientasi kristal, pengaruh suhu dan lainnya. Spesimen tersebut dimasukkan ke dalam mesin XRD lalu dianalisis dan menghasilkan grafik intensitas serta 2θ pada grafik difraktogram dengan *range* berkisar antara 10-80. Terakhir grafik tersebut dianalisis menggunakan aplikasi penunjang seperti *high score plus* dan *match*.

BAB IV

HASIL DAN PEMBAHASAN

Bab ini berisi tentang data hasil penelitian yang telah dilakukan. Dalam bab ini mencakup hasil karakterisasi, hasil pengujian, dan pembahasan berdasarkan hasil penelitian yang telah diperoleh. Penelitian ini menggunakan spesimen paduan NiTi yang dipreparasi sesuai dengan standar spesimen uji tarik. Spesimen yang telah disiapkan akan melalui *solution treatment* dan *artificial aging* dengan variabel yang digunakan berupa temperatur dan waktu tahan yang berbeda. Spesimen diberi kode sesuai dengan masing-masing variabel yang digunakan. Kode spesimen dapat dilihat pada Tabel 4.1 berikut.

Tabel 4.1 Kode Spesimen.

Kode Spesimen	Temperatur Aging (°C)	Waktu Aging (Jam)
NT	0	0
301	300	1
303	300	3
305	300	5
351	350	1
353	350	3
355	350	5
401	400	1
403	400	3
405	400	5

4.1 Data Hasil Penelitian

4.1.1 Data Karakterisasi Awal

Penelitian ini menggunakan spesimen berupa paduan NiTi yang dikategorikan sebagai biomaterial. Aplikasi dari paduan NiTi umumnya digunakan dalam dunia Kesehatan sebagai implant medis yang dikenal sebagai *balloon expandable stent*. Selain itu, paduan NiTi juga digunakan dalam industri pembuatan pesawat terbang. Paduan NiTi diketahui memiliki dua jenis, yaitu *nickel base* dan *titanium base*. Perbedaan tersebut terdapat pada seberapa besar komposisi dari nikel ataupun titanium yang terkandung dalam spesimen. Namun, pada spesimen yang digunakan untuk penelitian ini, diketahui sebagai paduan NiTi dengan sebagian besar komposisinya adalah material nikel (*nickel base*). Komposisi dari paduan NiTi yang digunakan sebagai spesimen dapat dilihat pada Tabel 4.2.

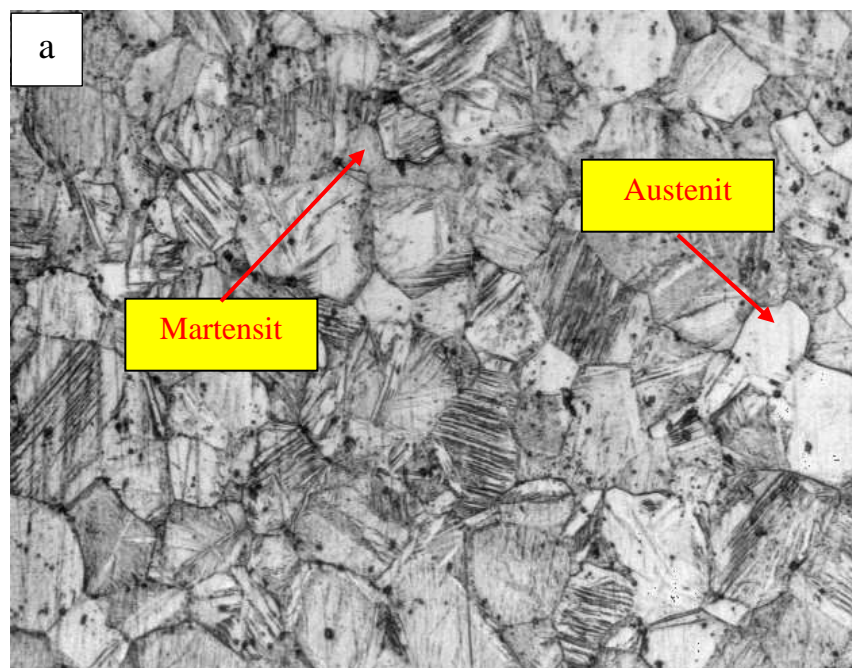
Tabel 4.2 Komposisi Spesimen.

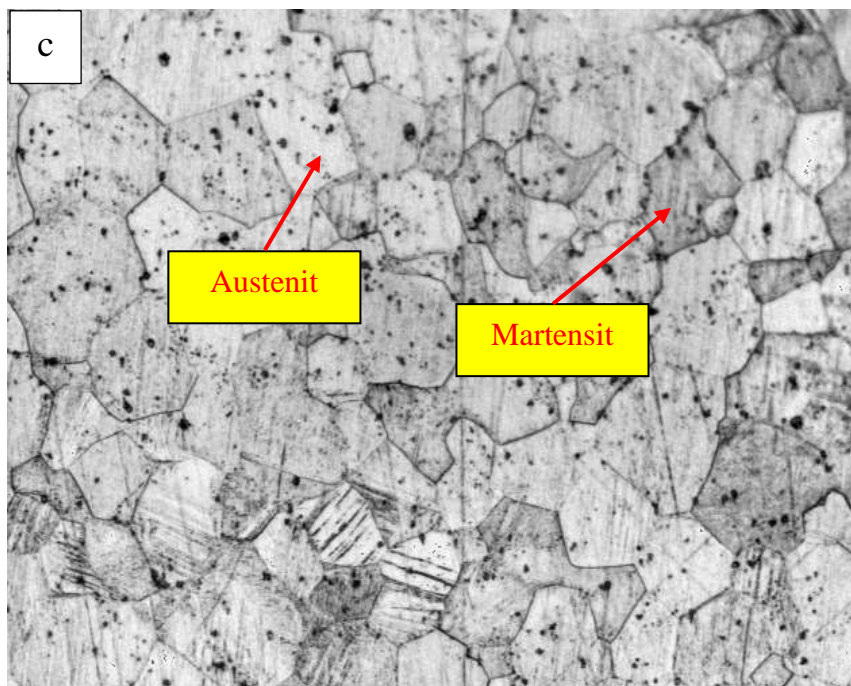
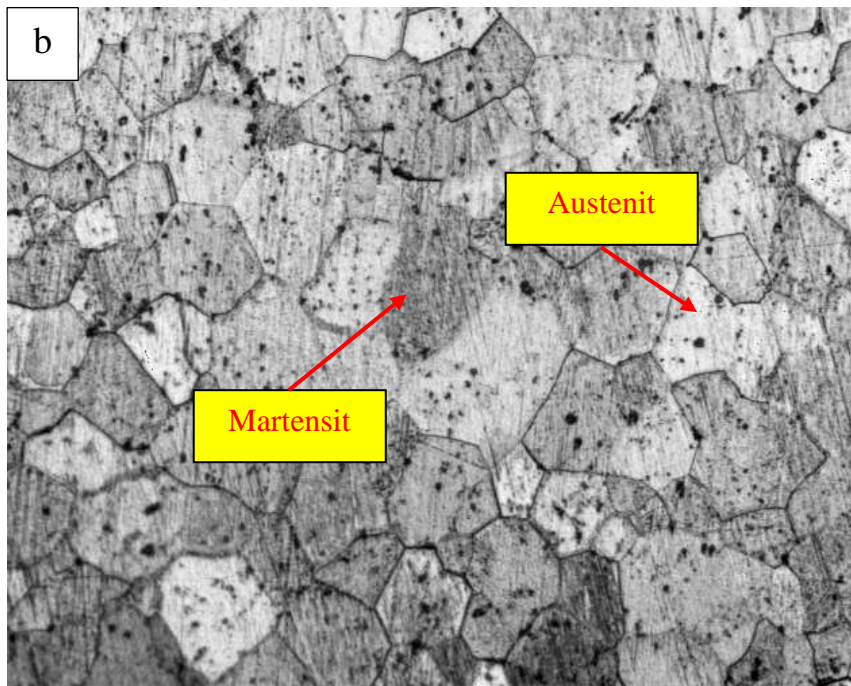
Unsur %										
Ti	Fe	C	O	N	H	Co	Cu	Cr	Nb	Ni
44,6	0,014	0,041	0,03	0,006	0,001	0,074	0,01	<0,01	<0,01	55,2

4.1.2 Data Hasil Metalografi

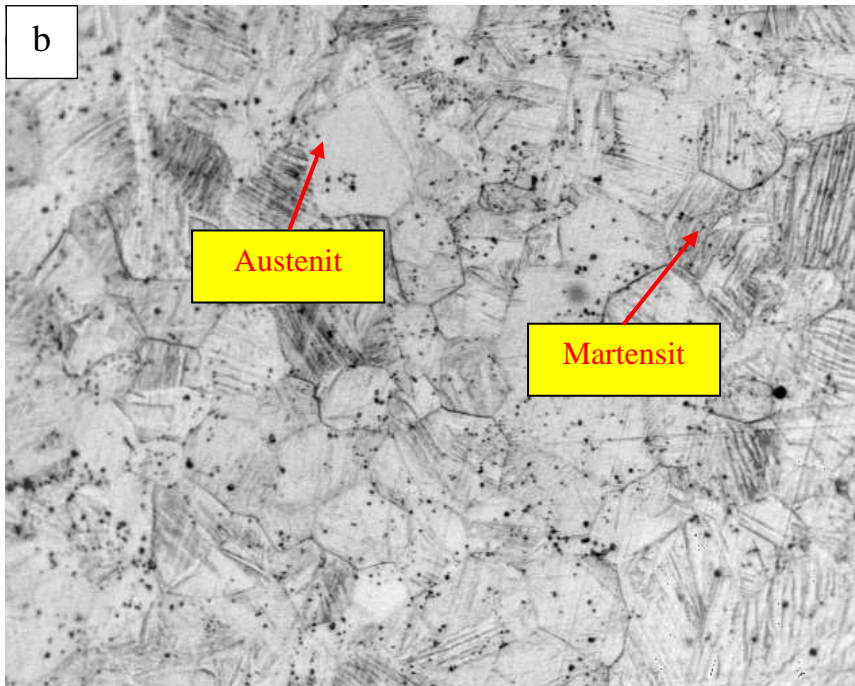
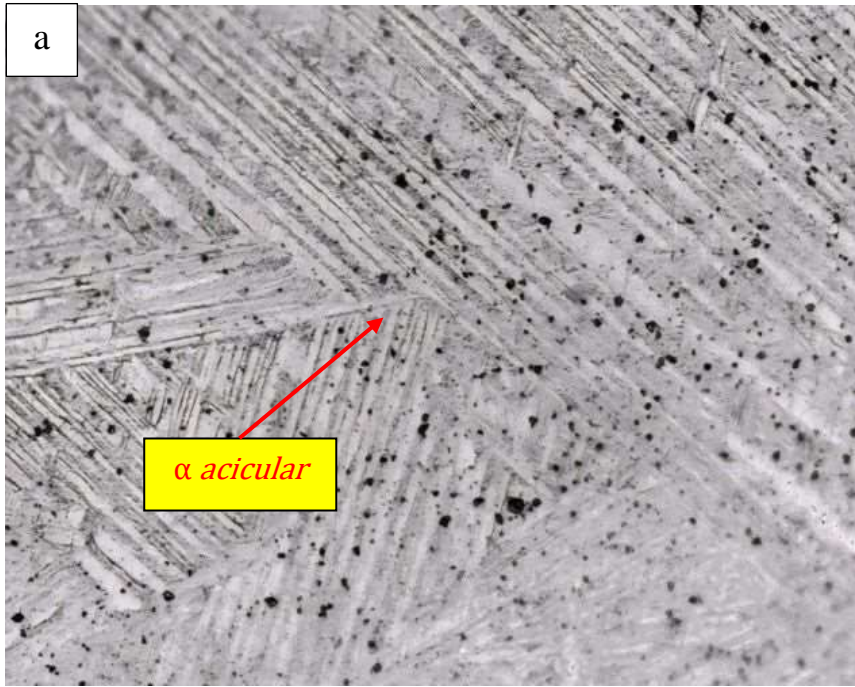
Pengamatan metalografi dilakukan dengan tujuan untuk mengetahui fasa, struktur mikro, dan presipitat yang terbentuk setelah proses *aging* dilakukan. Pengamatan struktur mikro dilakukan pada seluruh spesimen dengan tingkat perbesaran tertentu. Pengamatan metalografi dilakukan menggunakan *optical microscope* di Laboratorium Metalurgi Fakultas Teknik

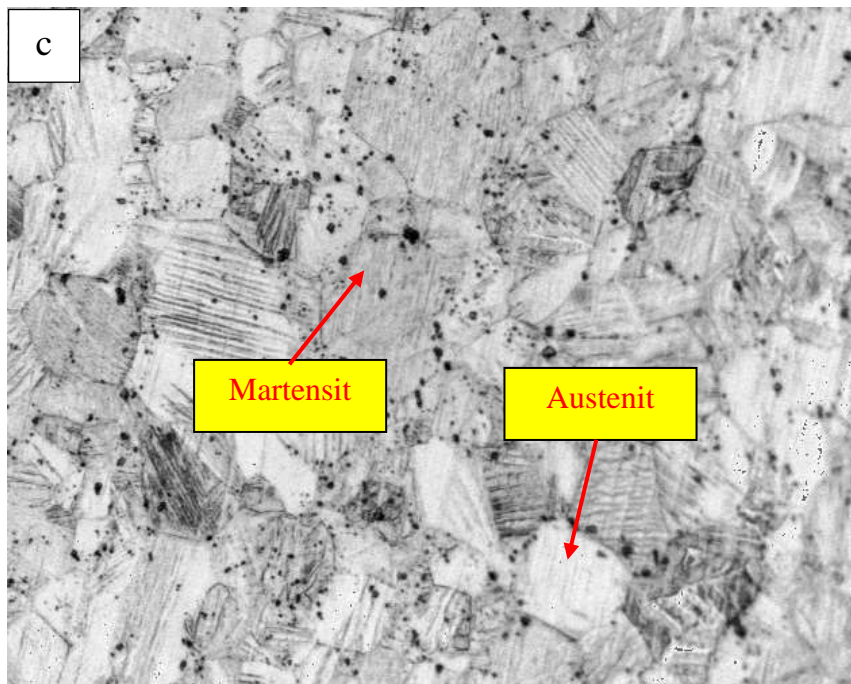
Universitas Sultan Ageng Tirtayasa, Cilegon, Banten. Adapun hasil metalografi dapat dilihat pada Gambar 4.1 hingga 4.3. Pada Gambar 4.1 hingga 4.3 mayoritas masing-masing struktur mikro memiliki morfologi austenit dan martensit yang terbentuk, tetapi dalam beberapa spesimen terdapat perbedaan dengan kemunculan fasa α *circular* dan fasa β . Namun, apabila ditinjau berdasarkan uji XRD yang telah dilakukan maka dapat diketahui bahwa dalam masing-masing Gambar yang disajikan tersebut terdapat beberapa fasa diantaranya ada NiTi (B2) yang dikenal sebagai struktur austenit, NiTi (R) atau disebut juga sebagai struktur premartensit, NiTi yang merupakan struktur martensit, presipitat Ni₄Ti₃ dan presipitat Ti. Ukuran butir rata-rata yang dimiliki oleh spesimen *non-treatment* adalah sebesar 26,73 μm . Sedangkan ukuran butir terendah yang dimiliki oleh spesimen yang diberi perlakuan *aging* yaitu pada spesimen 301 sebesar 30,50 μm . Lalu, ukuran butir tertinggi dimiliki oleh spesimen 351 sebesar 283,46 μm .



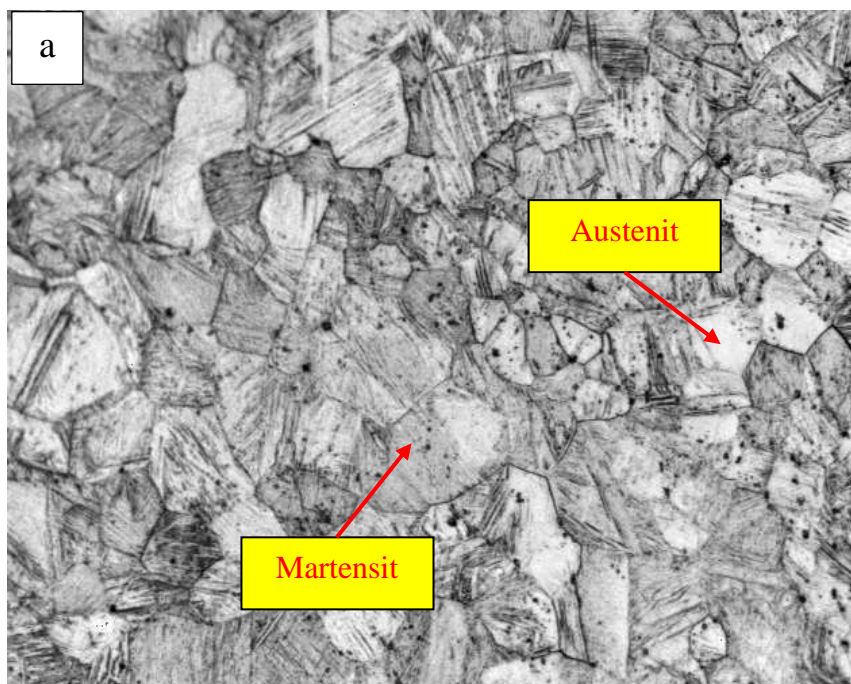


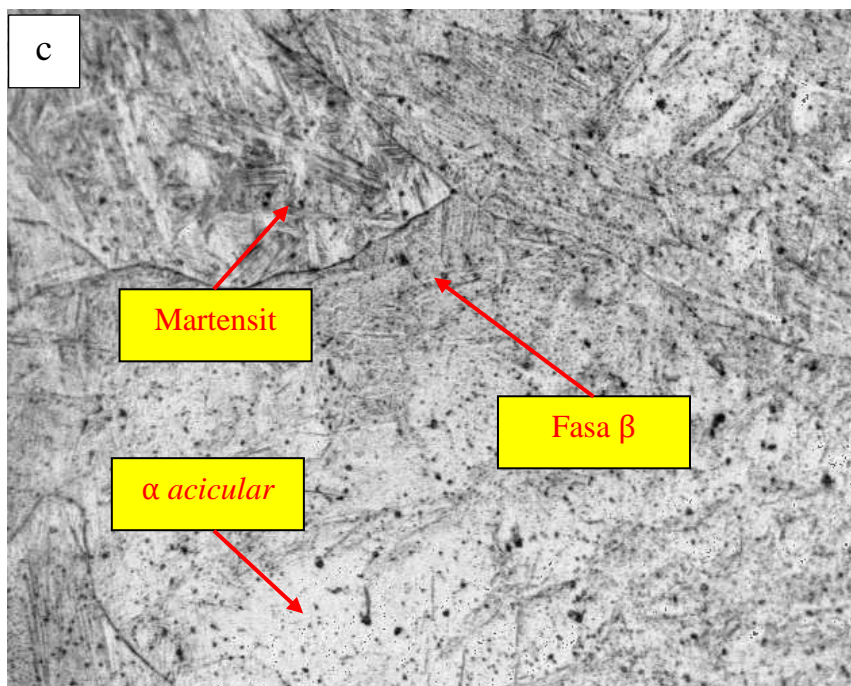
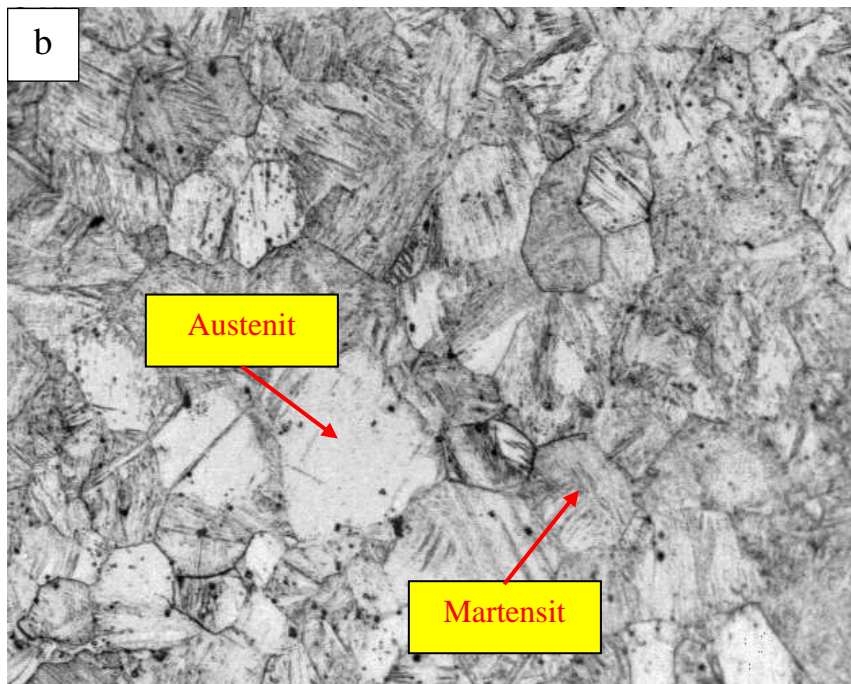
Gambar 4.1 Struktur Mikro Paduan NiTi Spesimen (a) 301, (b) 303, dan (c) 305 Perbesaran 200x.



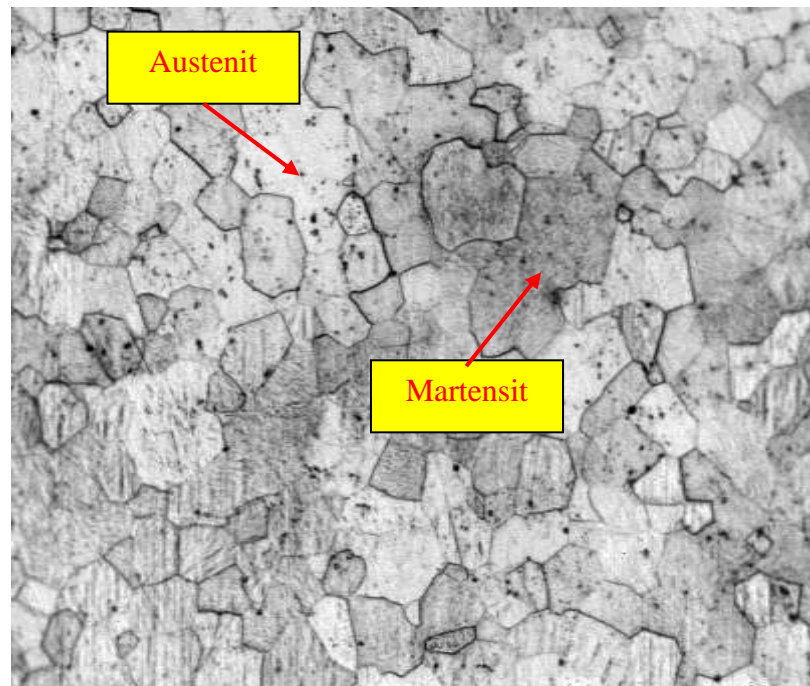


Gambar 4.2 Struktur Mikro Paduan NiTi Spesimen (a) 351, (b) 353, dan (c) 355 Perbesaran 200x.





Gambar 4.3 Struktur Mikro Paduan NiTi Spesimen (a) 401, (b) 403, dan (c) 405 Perbesaran 200x.



Gambar 4.4 Struktur Mikro Paduan NiTi Spesimen *Non Treatment*.

Tabel 4.3 Ukuran Butir Struktur Mikro.

Spesimen	Ukuran Butir Rata-rata
	(μm)
NT	26,73
301	30,50
303	33,63
305	43
351	283,46
353	40,56
355	43,30
401	44,90
403	45,90
405	154,60

Tabel 4.3 di atas menyajikan hasil perhitungan ukuran butir pada seluruh sampel yang telah diberi perlakuan *aging* dengan perbedaan temperatur dan waktu tahan yang diperoleh dari hasil pengamatan struktur mikro menggunakan mikroskop optik. Kemudian hasil dari pengamatan metalografi diolah dengan menggunakan metode *Heyn Intercept Method* standar ASTM E 112.

4.1.3 Data Hasil Pengujian Tarik

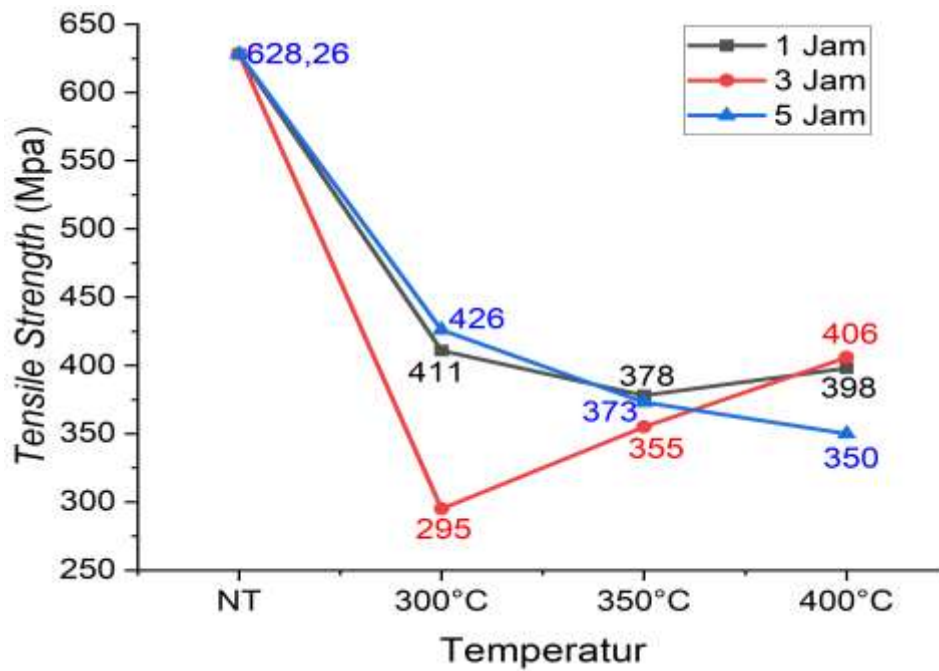
Pengujian tarik dilakukan dengan menggunakan spesimen yang sudah dipreparasi sesuai dengan standar ASTM E8. Spesimen yang telah dipreparasi, lalu akan dilakukan proses *artificial aging* dengan variasi temperatur sebesar 300°C, 350°C, dan 400°C. Variasi lainnya yang digunakan dalam penelitian ini adalah waktu tahan selama 1 jam, 3 jam, dan 5 jam.

Tabel 4.4 Data Hasil Pengujian Tarik.

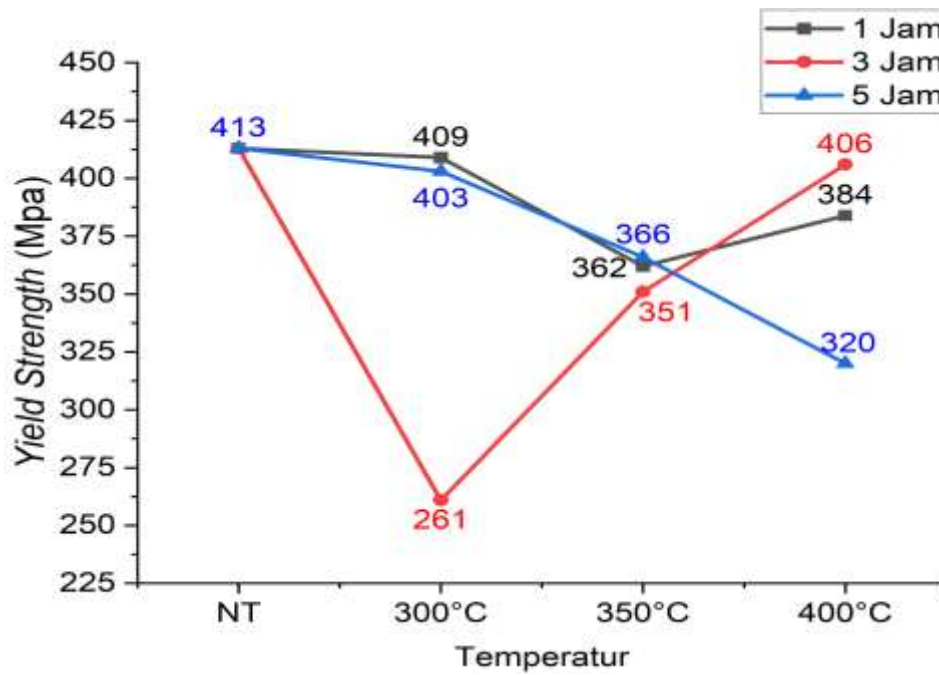
Spesimen	Kekuatan		
	<i>Yield Strength</i> (MPa)	<i>Tensile Strength</i> (MPa)	<i>Elongation (%)</i>
NT	413	628	10.50
301	408	411	1.50
303	261	295	0.92
305	402	426	1.71
351	361	378	1.49
353	351	355	1.85
355	366	373	2.23
401	384	398	2.54
403	406	406	2.41
405	320	350	1.65

Data yang disajikan pada Tabel 4.3 juga disajikan dalam bentuk grafik pengaruh temperatur perlakuan panas dan waktu tahan terhadap sifat mekanik paduan NiTi yang dapat dilihat pada Gambar 4.5 hingga Gambar 4.7. Berdasarkan data yang disajikan dalam Gambar 4.5 mengenai pengaruh temperatur dan waktu terhadap *tensile strength* diketahui bahwa nilai *tensile strength*, mengalami penurunan pada temperatur 350°C dan mengalami peningkatan kembali pada temperatur 400°C. Nilai masing-masing *tensile strength* pada spesimen 351 sebesar 378 Mpa, kemudian untuk spesimen 353 sebesar 355 Mpa, dan pada spesimen 355 sebesar 373 Mpa. Sedangkan peningkatan yang terjadi pada spesimen 401 memiliki nilai sebesar 398 Mpa, lalu untuk spesimen 403 memiliki nilai *tensile strength* sebesar 406 Mpa, dan spesimen 405 sebesar 350 Mpa.

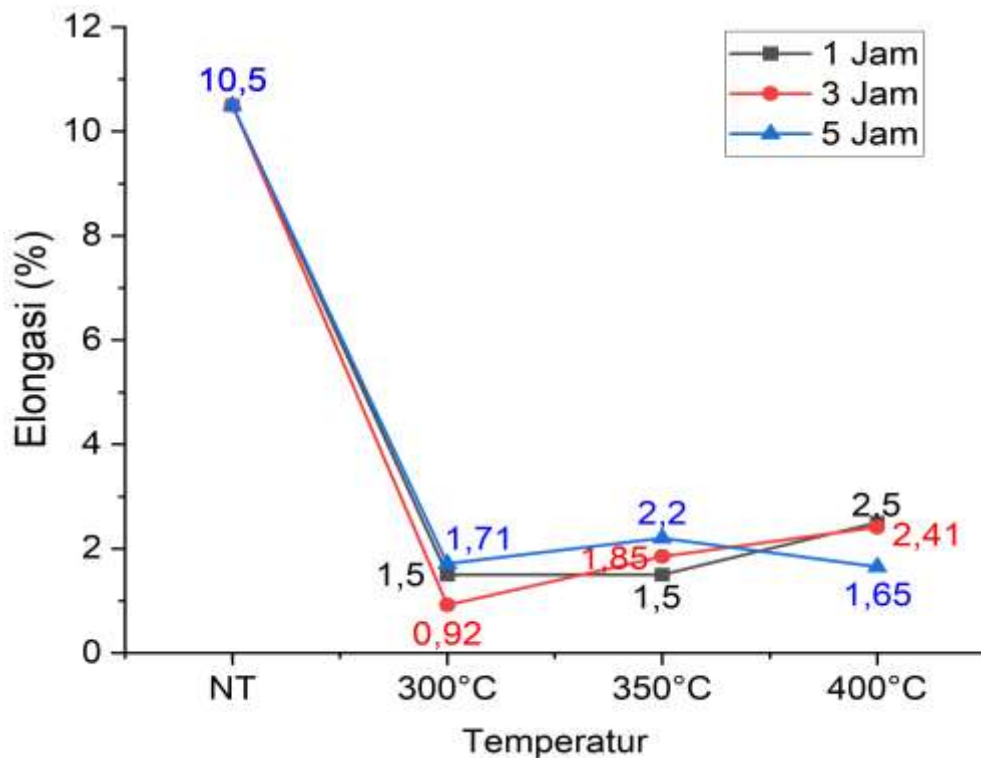
Kemudian, hasil uji tarik yang telah dilakukan juga diperoleh nilai *yield strength* dari seluruh spesimen. Nilai *yield strength* terendah dimiliki oleh spesimen 303 sebesar 261 Mpa. Sedangkan untuk *yield strength* tertinggi dimiliki oleh spesimen NT sebesar 413 Mpa. Selain data *yield strength* dan *tensile strength*, hasil uji tarik yang dilakukan juga memperoleh data mengenai elongasi yang dimiliki oleh spesimen baik sebelum ataupun setelah diberikan perlakuan panas. Elongasi tertinggi yang diperoleh berdasarkan hasil uji tarik dimiliki oleh spesimen NT sebesar 10.50% dan elongasi terendah terdapat pada spesimen 303 dengan elongasi sebesar 0.92%.



Gambar 4.5 Pengaruh Temperatur dan Waktu Perlakuan Panas Terhadap *Tensile Strength* Spesimen NiTi.



Gambar 4.6 Pengaruh Temperatur dan Waktu Perlakuan Panas Terhadap *Yield Strength* Spesimen NiTi.



Gambar 4.7 Pengaruh Temperatur dan Waktu Perlakuan Panas Terhadap Elongasi Spesimen NiTi.

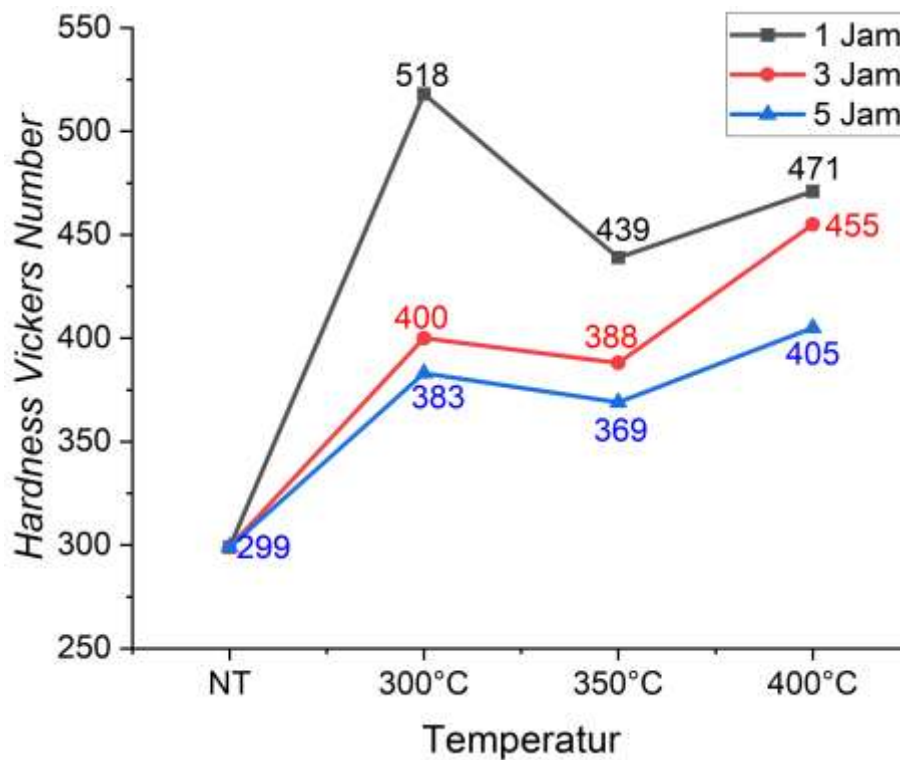
4.1.4 Data Hasil Pengujian Kekerasan

Pengujian kekerasan dilakukan dengan menggunakan metode *Micro Vickers Hardness* terhadap seluruh spesimen yang telah melalui proses *artificial aging* dengan variasi temperatur sebesar 300°C, 350°C, dan 400°C. Variasi lainnya yang digunakan dalam penelitian ini adalah waktu tahan selama 1 jam, 3 jam, dan 5 jam. Pengujian kekerasan dilakukan terhadap lima titik yang berbeda pada permukaan spesimen. Data hasil rata-rata pengujian kekerasan dapat dilihat pada Tabel 4.5.

Tabel 4.5 Data Hasil Pengujian Kekerasan.

Spesimen	Nilai Kekerasan Rata-rata (HV)
NT	299
301	518
303	400
305	383
351	439
353	388
355	369
401	471
403	455
405	405

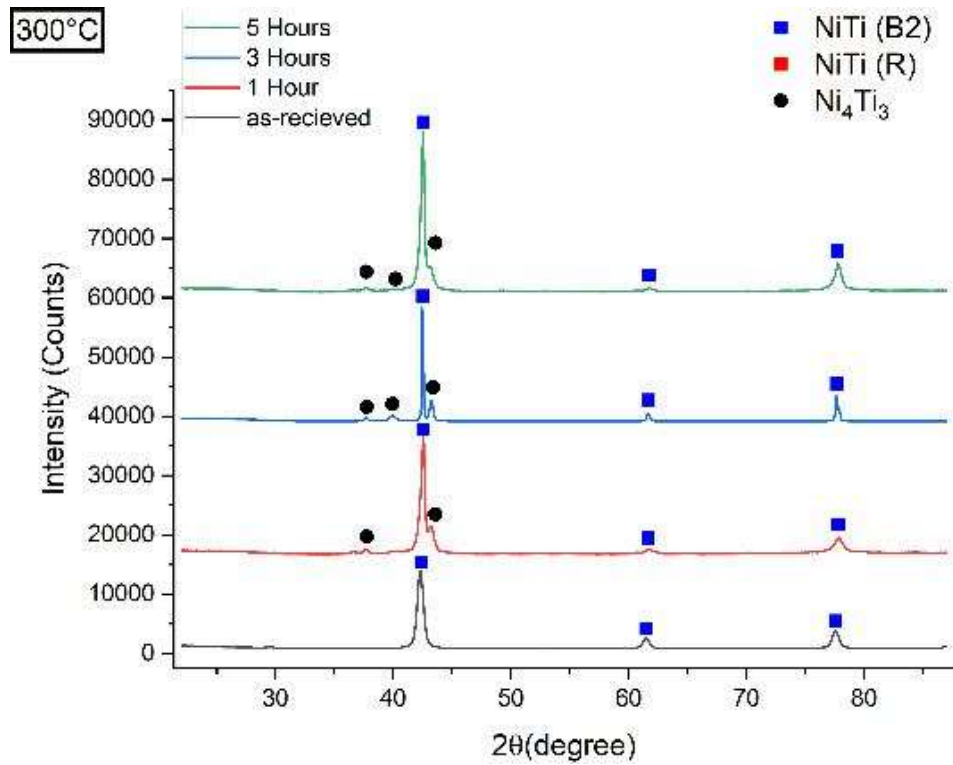
Berdasarkan data tersebut dapat dibuat sebuah grafik yang memperlihatkan hubungan antara temperatur perlakuan panas dengan waktu tahan terhadap sifat mekanik kekerasan spesimen paduan NiTi ditunjukkan pada Gambar 4.8.



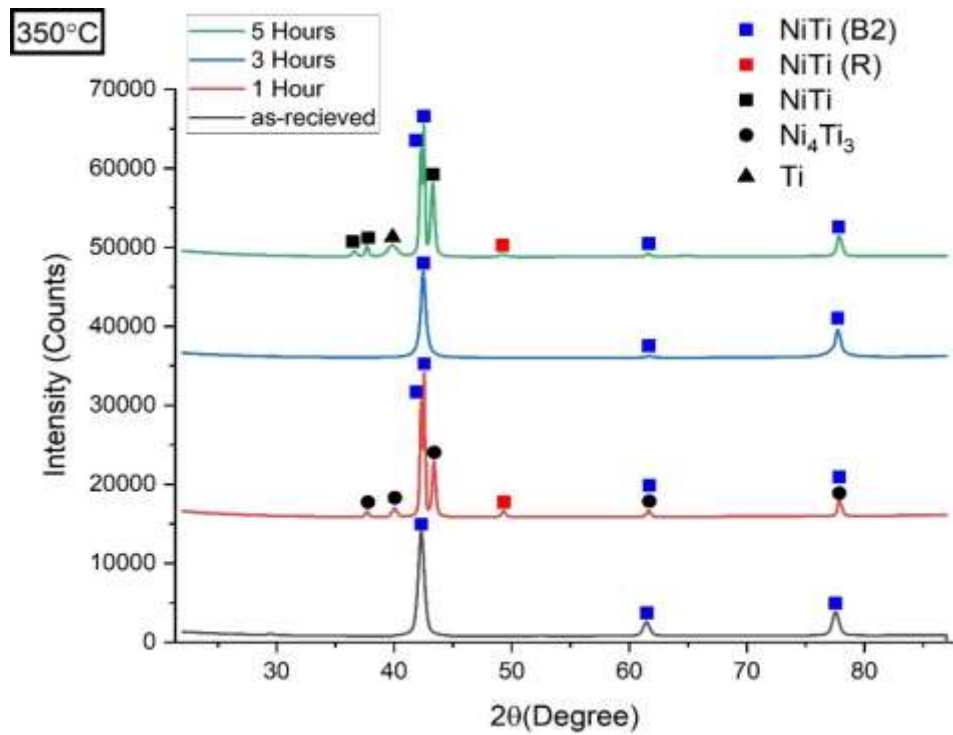
Gambar 4.8 Grafik Nilai Kekerasan Rata-Rata NiTi.

4.1.5 Data Hasil Pengujian XRD (*X-Ray Diffraction*)

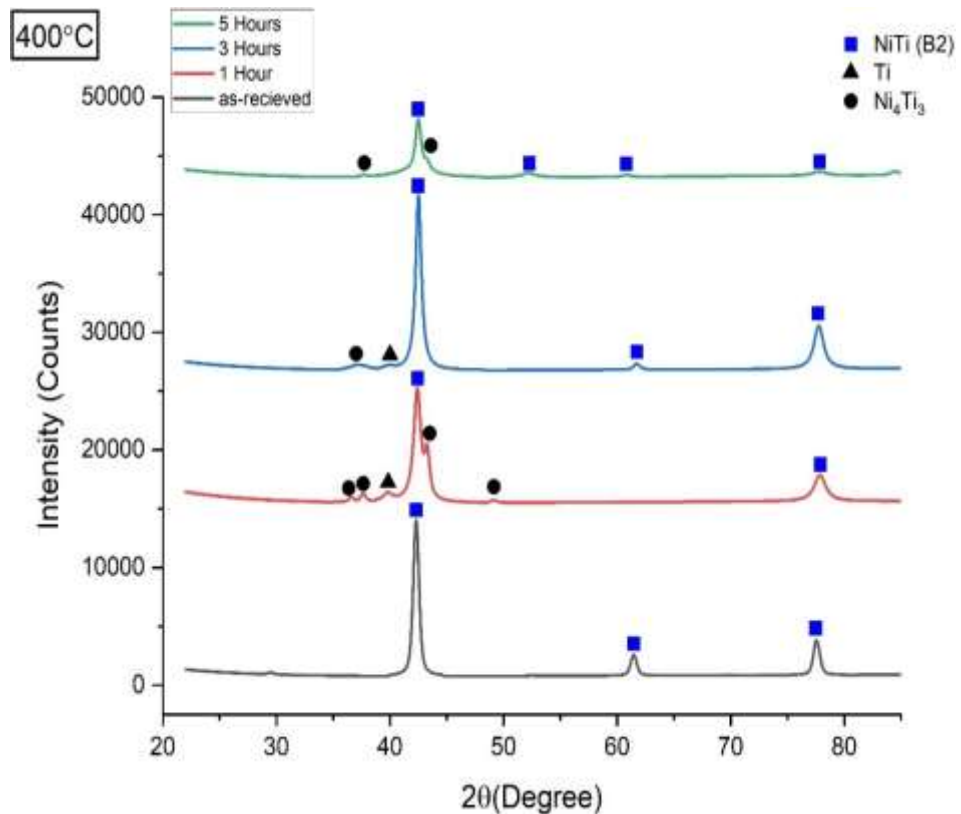
Pengujian XRD dilakukan terhadap permukaan spesimen NiTi dengan kondisi sebelum diberi perlakuan panas dan sesudah diberikan perlakuan panas. Sebelum dilakukan pengujian, permukaan spesimen dipreparasi terlebih dahulu menggunakan ampelas dengan *grid* 300-800. Tujuannya adalah untuk menghaluskan permukaan serta membersihkan permukaan spesimen dari korosi yang timbul dari proses perlakuan panas, sehingga presipitat yang terdapat pada spesimen dapat diketahui. Hasil pengujian XRD tersebut dapat dilihat pada Gambar 4.9 hingga 4.11. Pada Gambar 4.9 hingga 4.11 diketahui bahwa fasa yang terindikasi berdasarkan uji XRD yang telah dilakukan diantaranya adalah NiTi (B2) yang dikenal sebagai struktur austenit, NiTi (R) atau disebut juga sebagai struktur premartensit, NiTi yang merupakan struktur martensit, presipitat Ni₄Ti₃ dan presipitat Ti. Hal ini telah sesuai dengan penelitian yang dilakukan oleh Hornbuckle et al, dimana pada penelitian tersebut juga menghasilkan fasa NiTi (B2), NiTi (R), NiTi, presipitat Ni₄Ti₃, dan presipitat Ti. Perbedaan fasa yang timbul pada masing-masing temperatur diakibatkan oleh temperatur yang digunakan tidak berada dalam fasa tunggal, sehingga tidak cukup untuk melarutkan seluruh fasa yang terkandung dalam spesimen.



Gambar 4.9 Pola XRD Pada Temperatur 300°C.



Gambar 4.10 Pola XRD Pada Temperatur 350°C.



Gambar 4.11 Pola XRD Pada Temperatur 400°C.

4.2 Pembahasan

4.2.1 Pengaruh Perlakuan Panas Terhadap Struktur Mikro

Perlakuan panas *artificial aging* tentunya memiliki dampak terhadap struktur mikro yang terbentuk pada paduan NiTi. Dalam penelitian ini, perlakuan *artificial aging* bertujuan untuk memperoleh struktur martensit karena pada *shape memory alloy* struktur martensit bersifat lunak dan sebaliknya struktur austenit akan menghasilkan sifat kekerasan pada nominal tertentu. Untuk mengetahui struktur mikro yang terbentuk pada spesimen yang telah diberikan berbagai macam perlakuan, maka spesimen tersebut perlu dipreparasi yang termasuk dalam proses metalografi. Preparasi yang

dilakukan diantaranya adalah *cutting*, *mounting*, lalu *grinding* dan *polishing*. Setelah melalui beberapa proses tersebut, tahap selanjutnya adalah melakukan *etching* dengan menggunakan larutan tertentu tetapi pada penelitian ini larutan yang digunakan dikenal dengan “*kroll’s reagent*” yang terdiri dari HNO_3 , H_2O , dan HF . Pengamatan struktur mikro dalam penelitian ini dilakukan dengan perbesaran 200x yang dapat dilihat pada Gambar 4.1 sampai dengan Gambar 4.3.

Pada Gambar 4.1 dapat dilihat hasil pengamatan mikrostruktur terhadap spesimen temperatur 300°C dengan masing-masing waktu tahan yang digunakan menghasilkan mikro struktur martensit dan austenit setelah dilakukan pengamatan secara visual. Namun apabila dibandingkan dengan hasil uji XRD yang telah dilakukan, maka terdapat perbedaan seperti pada spesimen 301 terdapat struktur martensit yang terindikasi. Selain itu juga terdapat fasa NiTi (R) yang diindikasikan sebagai transformasi dari austenit sebagai tahap awal pembentukan struktur martensit. Kemudian, pada spesimen 303 menghasilkan struktur martensit dan austenit dalam Gambar 4.1 bagian (b).

Namun, pada hasil uji XRD yang telah dilakukan pada spesimen 303 terindikasi presipitat Ni_4Ti_3 dan fasa NiTi yang dikenal juga dengan martensit pada spesimen tersebut. Lalu pada spesimen 305 juga memiliki kondisi yang serupa dengan spesimen 303, yaitu struktur yang terdeteksi berdasarkan pengamatan mikroskop optik dan uji XRD berupa struktur martensit dan presipitat Ni_4Ti_3 . Hasil pengamatan selanjutnya yang dilakukan terhadap

spesimen 351 secara visual dapat diindikasikan sebagai struktur martensit dan struktur austenit. Namun, apabila dibandingkan dengan hasil uji XRD yang telah dilakukan maka terdapat perbedaan yang cukup signifikan yaitu pada spesimen tersebut terdapat presipitat Ni_4Ti_3 dan fasa NiTi (R) yang dikenal sebagai struktur premartensit. Kemudian, untuk spesimen 353 pada hasil pengamatan mikroskop optik juga tampak struktur martensit dan austenit yang terindikasikan pada Gambar 4.2 bagian (b). Sedangkan, jika ditinjau dari hasil uji XRD terhadap spesimen 353 maka pada spesimen tersebut juga terdapat fasa NiTi (R) dan fasa NiTi. Selanjutnya, pada hasil pengamatan terhadap spesimen 355 diketahui bahwa terdapat struktur martensit dan austenit apabila diamati visualnya tetapi jika dilihat berdasarkan hasil uji XRD terdapat beberapa temuan lainnya seperti presipitat Ni_4Ti_3 , fasa NiTi (R), dan presipitat dari Ti.

Pengamatan selanjutnya yang telah dilakukan terhadap spesimen 401 dan 403 menghasilkan struktur martensit dan austenit yang dapat diamati secara visual. Namun, apabila dilihat berdasarkan hasil uji XRD yang telah dilakukan maka struktur yang berhasil diamati adalah fasa NiTi (R), presipitat Ni_4Ti_3 , dan presipitat Ti. Kemudian, pengamatan yang dilakukan terhadap spesimen 405 terdiri oleh struktur martensit dan austenit yang berhasil diamati pada mikroskop optik. Sedangkan pada hasil uji XRD menunjukkan adanya struktur premartensit pada spesimen tersebut. Pengamatan terakhir dilakukan terhadap spesimen NT (*Non Treatment*) yang mana pada spesimen tersebut secara visual terdiri dari struktur austenit dan premartensit. Namun,

berdasarkan hasil uji XRD yang dilakukan terhadap spesimen NT hanya menunjukkan keberadaan struktur austenit (B2) saja. Perbedaan hasil pengamatan mikro struktur disebabkan oleh penggunaan temperatur dan waktu yang berbeda. Seiring dengan meningkatnya temperatur dan waktu *aging*, maka mengakibatkan persebaran struktur martensit menjadi lebih banyak dibandingkan struktur austenit yang terbentuk. Perbedaan fasa yang timbul pada masing-masing temperatur dapat disebabkan karena temperatur yang digunakan tidak berada dalam fasa tunggal, sehingga tidak cukup untuk melarutkan semua fasa (Hornbuckle et al, 2015).

4.2.2 Pengaruh Temperatur dan Waktu Terhadap Sifat Mekanik Paduan NiTi

Pada Gambar 4.5 hingga 4.7 menunjukkan hubungan antara temperatur terhadap *tensile strength*, *yield strength*, dan elongasi yang diperoleh pada waktu tahan 1, 3, dan 5 jam. Berdasarkan data yang diperoleh setelah dilakukannya pengujian tarik terhadap spesimen, semakin meningkat temperatur dan waktu tahan yang digunakan maka mempengaruhi nilai *ultimate tensile strength*, *yield strength*, dan elongasi yang diperoleh terhadap penelitian ini. Seluruh spesimen mengalami penurunan nilai *tensile strength* (<450 Mpa) dan *yield strength* pun juga mengalami penurunan yang berada pada rentang nilai (261-400 Mpa) dibandingkan dengan spesimen tanpa perlakuan panas yang memiliki nilai *tensile strength* sebesar 628 Mpa dan nilai *yield strength* sebesar 413 Mpa. Peningkatan temperatur dan waktu tahan memiliki pengaruh terhadap nilai uji tarik yang dihasilkan. Hal tersebut

juga sejalan dengan penelitian sebelumnya yang dilakukan oleh (Khalil, Heidi F, 2009), dimana pada penelitian tersebut semakin besar temperatur yang digunakan dan semakin lama waktu tahan yang digunakan mengakibatkan penurunan terhadap hasil uji tarik yang diperoleh. Peningkatan atau penurunan dari hasil uji tarik bergantung pada ukuran presipitat Ni_4Ti_3 yang terbentuk pada masing-masing percobaan dengan tiga temperatur berbeda dan waktu tahan yang berbeda pula (Jiang, 2013). Ukuran presipitat yang terbentuk dipengaruhi oleh penggunaan waktu dan temperatur dari perlakuan panas. Faktor lainnya yang dapat menyebabkan penurunan terhadap hasil uji tarik yaitu komposisi Ni yang terkandung dalam spesimen juga turut berperan dalam penentuan hasil uji tarik yang optimal (Jiang, 2013).

4.2.3 Pengaruh Temperatur dan Waktu Terhadap Kekerasan

Pengujian kekerasan pada kali ini dilakukan setelah spesimen diberikan perlakuan panas dengan variasi temperatur dan waktu. Pengujian kekerasan dilakukan dengan metode *Vickers Hardness Test* yang mengacu pada standar ASTM E92, dengan indenter berupa intan yang berbentuk menyerupai piramida dengan kapasitas pembebanan maksimal hingga 120 Kgf. Sebelum pengujian kekerasan dilakukan, maka diperlukan sebuah preparasi yaitu membersihkan permukaan logam dari *scale*. Lalu, proses indentasi dilakukan terhadap lima titik yang berbeda pada permukaan spesimen dan diperoleh nilai kekerasan dari masing-masing titik tersebut kemudian dibuat rata-rata sebagaimana yang tercantum pada Tabel 4.4 dan Gambar 4.8. Berdasarkan Gambar 4.8 diketahui bahwa nilai kekerasan juga

dipengaruhi oleh temperatur dan waktu yang digunakan dalam perlakuan panas. Grafik tersebut menunjukkan nilai kekerasan yang fluktuatif pada masing-masing spesimen. Nilai kekerasan tertinggi dari masing-masing temperatur yang digunakan berada pada variasi waktu tahan selama 1 jam, yaitu sebesar 518 VHN pada temperatur 300°C, 439 VHN pada temperatur 350°C, dan 471 VHN pada temperatur 400°C. Selain itu, seiring dengan meningkatnya waktu tahan 3 dan 5 jam maka nilai kekerasan spesimen mengalami penurunan. Pada waktu tahan 3 jam dengan temperatur 300°C menghasilkan nilai kekerasan sebesar 400 VHN, sedangkan temperatur 350°C dan 400°C menghasilkan 388 VHN dan 455 VHN. Kemudian, untuk waktu tahan 5 jam pada temperatur 300°C menghasilkan nilai kekerasan 383 VHN, lalu untuk temperatur 350°C dan 400°C memiliki nilai sebesar 369 VHN dan 405 VHN.

Hal ini disebabkan oleh fenomena yang dikenal dengan istilah “*over aging*” yang merupakan kondisi dimana penggunaan waktu terlalu lama, sehingga mengakibatkan pertumbuhan ukuran butir menjadi tidak koheren atau seragam (Hornbuckle et al, 2015). Penggunaan waktu tahan yang terlalu lama akan mengurangi banyaknya presipitat Ni_4Ti_3 yang terbentuk secara berkelanjutan (Hornbuckle et al, 2015). Apabila dikorelasikan dengan hasil pengamatan metalografi, maka pada hasil pengamatan tersebut secara visual tidak tampak presipitat Ni_4Ti_3 yang tertangkap pada gambar. Namun, jika diamati berdasarkan hasil uji XRD yang telah dilakukan maka dapat dilihat bahwa pada beberapa spesimen terdapat presipitat Ni_4Ti_3 dan ada juga

spesimen pada temperatur 400°C yang tidak mendeteksi adanya presipitat Ni_4Ti_3 pada hasil uji XRD.

4.2.4 Pengaruh Temperatur dan Waktu Terhadap Presipitat Paduan NiTi

Berdasarkan pengujian XRD yang telah dilakukan, pada seluruh spesimen dengan penggunaan temperatur dan waktu yang berbeda menunjukkan beberapa persamaan yang dapat dilihat pada Gambar 4.9 hingga 4.11. Pada grafik tersebut menunjukkan bahwa masing-masing spesimen terdiri dari fasa NiTi (B2), Ti, fasa NiTi (R), dan fasa Ni_4Ti_3 . Pada spesimen *non treatment* fasa yang terindikasi dari analisa XRD hanyalah NiTi (B2) saja. Hal tersebut dikarenakan kondisi spesimen yang tidak diberi perlakuan, sehingga tidak terjadi transformasi apapun pada spesimen tersebut. Kemudian pada spesimen temperatur 300°C, 350°C, dan 400°C dengan waktu tahan selama 1 jam menghasilkan fasa NiTi (B2). Selain itu, juga terdapat fasa Ni_4Ti_3 yang muncul pada hasil pengujian yang tertera pada Gambar 4.9 hingga 4.11. Pada spesimen temperatur 350°C dengan waktu 1 jam terdapat fasa NiTi (R) yang terindikasi dalam hasil uji XRD. Namun, pada spesimen temperatur 400°C dengan waktu tahan 1 jam sedikit berbeda dengan spesimen lainnya, yaitu ditandai dengan munculnya fasa Ti yang terdapat Gambar 4.11. Lalu, pada spesimen dengan penggunaan waktu tahan selama 3 jam menghasilkan fasa Ni_4Ti_3 dan NiTi (B2) pada temperatur 300°C. Sedangkan pada temperatur 350°C menghasilkan fasa NiTi (B2). Kemudian pada temperatur 400°C menghasilkan fasa NiTi (B2), Ni_4Ti_3 , dan Ti. Pada

spesimen dengan waktu tahan selama 5 jam dari masing-masing temperatur menghasilkan fasa Ni_4Ti_3 dan NiTi (B2) pada temperatur 300°C . Pada temperatur 350°C menghasilkan fasa NiTi, fasa NiTi (R), fasa NiTi (B2) dan Ti. Lalu pada temperatur 400°C menghasilkan fasa NiTi (B2) dan Ni_4Ti_3 .

Perbedaan fasa yang timbul pada masing-masing temperatur dapat disebabkan karena temperatur yang digunakan tidak berada dalam fasa tunggal, sehingga tidak cukup untuk melarutkan semua fasa (Hornbuckle et al, 2015). Hornbuckle et al, juga menyatakan bahwa seiring dengan meningkatnya temperatur dan waktu tahan yang digunakan maka presipitat Ni_4Ti_3 akan terdekomposisi dan bertransformasi menjadi presipitat $\text{Ni}_3\text{Ti}_2/\text{Ni}_3\text{Ti}$, yang mana presipitat tersebut akan berukuran kasar sehingga mengakibatkan penurunan terhadap tingkat kekerasan atau sifat mekanik lainnya (Hornbuckle et al, 2015).

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan maka dapat disimpulkan bahwa:

1. Semakin meningkatnya temperatur dan waktu tahan maka mempengaruhi nilai *ultimate tensile strength*, *yield strength*, dan elongasi. seluruh spesimen mengalami penurunan nilai *tensile strength* <450 Mpa, *yield strength* mengalami penurunan nilai pada rentang 261-400 Mpa dibandingkan dengan spesimen tanpa perlakuan panas yang memiliki nilai *tensile strength* sebesar 628 Mpa dan nilai *yield strength* sebesar 413 Mpa.
2. Struktur mikro yang terbentuk dalam masing-masing spesimen dominan adalah austenit dan martensit, tetapi ada beberapa spesimen yang menghasilkan struktur mikro lain seperti α *acicular* dan fasa β .
3. Semakin lama waktu tahan maka nilai kekerasan yang diperoleh akan semakin menurun. Nilai kekerasan tertinggi dimiliki oleh spesimen 301 dengan temperatur 300°C selama 1 jam sebesar 518 VHN dan nilai kekerasan terendah berada pada spesimen 355 dengan temperatur 350°C selama 5 jam sebesar 369 VHN.
4. Semakin tinggi temperatur dan semakin lama waktu tahan yang digunakan, maka mengakibatkan fasa yang terbentuk menjadi larut ataupun mengalami transformasi. Hal ini yang menyebabkan perbedaan

hasil uji XRD yang dimiliki oleh masing-masing spesimen. Faktor lain yang mempengaruhi dalam penelitian ini, diantaranya penggunaan temperatur dan waktu tahan, kondisi awal spesimen, dan komposisi yang terkandung dalam spesimen.

5.2 Saran

Adapun saran untuk penelitian selanjutnya adalah sebagai berikut.

1. Menggunakan temperatur $>600^{\circ}\text{C}$ agar memperoleh kemunculan presipitat Ni_4Ti_3 yang lebih optimal.
2. Menggunakan waktu tahan pada rentang 30 menit – 1 jam karena pada rentang waktu tersebut menghasilkan presipitat Ni_4Ti_3 yang cukup banyak.

DAFTAR PUSTAKA

- Barras, C. D. J., & Myers, K. A., 2000, Nitinol - Its use in vascular surgery and other applications, *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery.*, **19**(6), 564–569
- Gusev, D. E., Senkevich, K. S., & Knyazev, M. I., 2012, Effect of high-temperature treatment on the structure and properties of TiNi-base alloys, *Metal Science and Heat Treatment.*, **54**(3), 184-188.
- Harselia, S., 2018, Tindakan Percutaneous Coronary Intervention Pada Pasien Stenosis Arteri Koroner Kanan, *Arkavi [Arsip Kardiovaskular Indonesia].*, **3**(1), 186–191.
- Hastuti, K., Hamzah, E., & Hashim, J., 2016, Pengaruh Temperatur *Aging* Terhadap Temperatur Transformasi Paduan Ti-50.7at.%Ni Shape Memory
- Hastuti, K., Hamzah, E., & Hashim, J., 2016, Pengaruh Waktu *Aging* Terhadap Superelastisitas Dan Shape Memory Paduan Ti-50.7at%Ni.
- Hermawan, H., 2019, Pengenalan pada biomaterial.
- Hornbuckle B. Chad., Xiao X. Yu., Ronald D. Noebe., Richard Martens., Mark L. Weaver., Gregory B. Thompson., 2015, Hardening behavior and phase decomposition in very Ni-rich Nitinol alloys, *Materials Science & Engineering A.*, **639**/336-344.
- Jiang, S. Y., Zhao, Y. N., Zhang, Y. Q., Li, H. U., & Liang, Y. L., 2013, Effect of solution treatment and aging on microstructural evolution and mechanical zbehavior of NiTi shape memory alloy, *Transactions of Nonferrous Metals*

Society of China., **23**(12), 3658-3667

Kapoor, D., 2017, Nitinol for medical applications: a brief introduction to the properties and processing of nickel titanium shape memory alloys and their use in stents, *Johnson Matthey Technology Review.*, **61**(1), 66–76.

Khalil, Heidi F., 2009, Changes In The Mechanical Behavior Of NiTiNOL Following Variations Of Heat Treatment Duration and Temperature, Georgia Institute Of Technology, USA.

Lagoudas, D. C. (Ed.), 2008, Shape memory alloys: modeling and engineering applications, Springer Science & Business Media.

Losertova M., M Štencek., D Matýsek., O Štefek & J Drápala., 2017, Microstructure evolution of heat treated NiTi alloys, *Materials Science and Engineering.*, **266**.

Mabruri, E., Sriyono, B., Adjiantoro, B., & Adnyana, D. N., 2016, Pengaruh Solution Annealing Dan Aging Pada Kawat Paduan Shape Memory Ni-Ti Dan Ni-Ti-Cu, *Metalurgi.*, **27**(2), 77–84.

Mihálcz, I., 2001, Fundamental characteristics and design method for nickel-titanium shape memory alloy, *Periodica Polytechnica Mechanical Engineering.*, **45**(1), 75–86.

Mitwally, M. E., & Farag, M., 2009, Effect of cold work and annealing on the structure and characteristics of NiTi alloy, *Materials Science and Engineering: A.*, **519**(1–2), 155–166.

Mohamad, H., Mahmud, A. S., Nashrudin, M. N., & Razali, M. F, 2018, Effect of ageing temperatures on pseudoelasticity of Ni-rich NiTi shape memory

- alloy. In *AIP Conference Proceedings* Vol. **1958**, No. 1. AIP Publishing.
- Morgan, N. B., 2004, Medical shape memory alloy applications-the market and its products, *Materials Science and Engineering: A.*, **378**(1–2), 16–23.
- Nakahata, T., 2011, Industrial processing of titanium–nickel (Ti–Ni) shape memory alloys (SMAs) to achieve key properties, *Shape Memory and Superelastic Alloys.*, (53–62).
- Nasution, A. K., 2012, Aplikasi Biomaterial dalam Kardiologi: Stent Koronaria, *Photon: Jurnal Sain Dan Kesehatan.*, **2**(2), 1–9.
- Niinomi, M, 2019, *Metals for biomedical devices*, Woodhead publishing.
- Oktaviono, Y. H., 2019, Perkembangan Terapi Intervensi pada Penyakit Jantung Koroner, Airlangga University Press, Yogyakarta.
- Oncel, L., & Acma, M. E., 2017, Effect of Heat Treatment Temperature and Heat Treatment Time on Properties and use of NiTi Shape Memory Implant Material, *IARJSET.*, **4**(1), 64–69.
- Otsuka, K., & Ren, X., 2005, Physical metallurgy of Ti–Ni-based shape memory alloys, *Progress in Materials Science.*, **50**(5), 511–678.
- Panjaitan, E., & Sukarjo, S. G., 2000, The aging time effect on super elasticity characteristic of Ti-50.85% at. Ni shape memory alloy, *Majalah BATAN.*, **33**(3/4), 75-84.
- Petrini, L., & Migliavacca, F., (2011). Biomedical applications of shape memory alloys., *Journal of Metallurgy.*
- Pinem, S., 2017, Pengaruh Penuaan Terhadap Karakteristik Paduan Ingat Bentuk Nitinol. *JIEMS (Journal of Industrial Engineering and Management*

Systems), **1**(1).

Ramadhani, M., Rochiem, R., & Rizkivany, L., 2020, Pengaruh Holding Time Proses Solution Treatment dan Variasi Media Pendingin pada Cu-Zn-Al Shape Memory Alloys terhadap Efek Shape Memory dan Struktur Mikro. *Jurnal Teknik ITS.*, **9**(1), F91–F96.

Ri, K., 2013, Riset kesehatan dasar 2013. Jakarta: Kementerian Kesehatan Republik Indonesia., **16**.

Sadrnezhaad, K., Mashhadi, F., & Sharghi, R., 1997, Heat treatment of Ni-Ti alloy for improvement of shape memory effect, *Material and Manufacturing Process.*, **12**(1), 107-115.

Sutowo, C., Ikhsan, M., & Kartika, I., 2014, Karakteristik material biokompetibel aplikasi implan medis jenis bone plate. *Prosiding Semnastek.*, **1**(1).

Suryawan, D., & Suyitno, S., 2016, Pemodelan Ekspansi Stent Jantung Dengan Balon Hyper-Elastis, *Teknoin.*, **22**(7).

Tarquino, Eduardo Augusto Alarcon., 2018, Structural fatigue of superelastic NiTi wires, University of Western Brittany, Brest.

Vojtech D., 2010, Influence Of Heat Treatment Of Shape Memory NiTi Alloy On It's Mechanical Properties, *METAL.*, **18**.

Wadood, A., 2016, Brief overview on nitinol as biomaterial, *Advances in Materials Science and Engineering*.

World Health Organization, [https://www.who.int/En/News-Room/Fact-Sheets/Detail/Cardiovascular-Diseases-\(Cvds\)](https://www.who.int/En/News-Room/Fact-Sheets/Detail/Cardiovascular-Diseases-(Cvds)), 11 Juni 2021.

Yamauchi, K., Ohkata, I., Tsuchiya, K., & Miyazaki, S. (Eds.). (2011). *Shape*

memory and superelastic alloys: Applications and technologies. Elsevier.

Zheng, Y. and Yang, H. (2020) Manufacturing of cardiovascular stents, Metallic Biomaterials Processing and Medical Device Manufacturing. LTD.

LAMPIRAN A

CONTOH PERHITUNGAN

Lampiran A. Contoh Perhitungan

1. Perhitungan Ukuran Butir Rata-rata Menggunakan Metode *Heyn*

Intercept (ASTM E 112)

Persamaan perhitungan ukuran butir rata-rata :

$$AVG = \frac{\text{Nilai Known Distance}}{\text{Jumlah Butir dalam 1 garis}}$$

a. *Non-Heat Treatment*

$$\text{Garis 1} = \frac{321,23}{14} = 20,07$$

$$\text{Garis 2} = \frac{3297,95}{14} = 21,28$$

$$\text{Garis 3} = \frac{309,59}{9} = 34,29$$

$$\text{Garis 4} = \frac{308,90}{10} = 30,89$$

$$\text{Garis 5} = \frac{324,66}{12} = 27,05$$

$$AVG = \frac{20,07 + 21,28 + 34,29 + 30,89 + 27,05}{5} = 26,73 \mu\text{m}$$

b. Temperatur 300°C – 1 jam

$$\text{Garis 1} = \frac{302,63}{9} = 33,62$$

$$\text{Garis 2} = \frac{315,13}{9} = 35,01$$

$$\text{Garis 3} = \frac{302}{10} = 30,2$$

$$\text{Garis 4} = \frac{305,13}{12} = 25,12$$

$$\text{Garis 5} = \frac{314,51}{11} = 28,59$$

$$AVG = \frac{33,62 + 35,01 + 30,2 + 25,12 + 28,59}{5} = 30,50 \mu\text{m}$$

c. Temperatur 300°C – 3 jam

$$\text{Garis 1} = \frac{321,81}{10} = 32,18$$

$$\text{Garis 2} = \frac{312,77}{9} = 34,75$$

$$\text{Garis 3} = \frac{307,82}{9} = 34,20$$

$$\text{Garis 4} = \frac{312,68}{10} = 31,26$$

$$\text{Garis 5} = \frac{319,39}{9} = 35,48$$

$$\text{AVG} = \frac{32,18 + 34,75 + 34,20 + 31,26 + 35,48}{5} = 33,63 \mu\text{m}$$

d. Temperatur 300°C – 5 jam

$$\text{Garis 1} = \frac{306,23}{9} = 34,02$$

$$\text{Garis 2} = \frac{298,81}{6} = 49,80$$

$$\text{Garis 3} = \frac{307,47}{6} = 51,24$$

$$\text{Garis 4} = \frac{316,75}{7} = 45,25$$

$$\text{Garis 5} = \frac{316,75}{10} = 31,67$$

$$\text{AVG} = \frac{34,02 + 49,80 + 51,24 + 45,25 + 31,67}{5} = 43 \mu\text{m}$$

e. Temperatur 350°C – 1 jam

$$\text{Garis 1} = \frac{283,69}{1} = 283,70$$

$$\text{Garis 2} = \frac{281,47}{1} = 281,47$$

$$\text{Garis 3} = \frac{287,01}{1} = 287,01$$

$$\text{Garis 4} = \frac{282,03}{1} = 282,03$$

$$\text{Garis 5} = \frac{283,13}{1} = 283,13$$

$$\text{AVG} = \frac{283,70 + 281,47 + 287,01 + 282,03 + 283,13}{5} = 283,46 \mu\text{m}$$

f. Temperatur 350°C – 3 jam

$$\text{Garis 1} = \frac{286,08}{6} = 24,02$$

$$\text{Garis 2} = \frac{300,29}{7} = 21,71$$

$$\text{Garis 3} = \frac{300,88}{9} = 20,91$$

$$\text{Garis 4} = \frac{296,15}{7} = 22,22$$

$$\text{Garis 5} = \frac{292}{8} = 17,94$$

$$\text{AVG} = \frac{24,02 + 21,71 + 20,91 + 22,22 + 17,94}{5} = 21,36 \mu\text{m}$$

g. Temperatur 350°C – 5 jam

$$\text{Garis 1} = \frac{288,40}{7} = 41,2$$

$$\text{Garis 2} = \frac{298,7}{7} = 42,57$$

$$\text{Garis 3} = \frac{301,60}{6} = 50,26$$

$$\text{Garis 4} = \frac{293,20}{7} = 41,88$$

$$\text{Garis 5} = \frac{284,21}{7} = 40,60$$

$$\text{AVG} = \frac{41,2 + 42,57 + 50,26 + 41,88 + 40,60}{5} = 43,30 \mu\text{m}$$

h. Temperatur 400°C – 1 jam

$$\text{Garis 1} = \frac{283,54}{7} = 40,50$$

$$\text{Garis 2} = \frac{302,28}{6} = 50,38$$

$$\text{Garis 3} = \frac{292,60}{7} = 41,8$$

$$\text{Garis 4} = \frac{295,63}{7} = 42,23$$

$$\text{Garis 5} = \frac{297,44}{6} = 49,57$$

$$\text{AVG} = \frac{40,50 + 50,38 + 41,8 + 42,23 + 49,57}{5} = 44,90 \mu\text{m}$$

i. Temperatur 400°C – 3 jam

$$\text{Garis 1} = \frac{297,62}{6} = 49,60$$

$$\text{Garis 2} = \frac{282,45}{7} = 40,35$$

$$\text{Garis 3} = \frac{295,37}{6} = 49,22$$

$$\text{Garis 4} = \frac{302,67}{7} = 43,25$$

$$\text{Garis 5} = \frac{281,90}{6} = 47$$

$$\text{AVG} = \frac{49,60 + 40,35 + 49,22 + 43,25 + 47}{5} = 45,90 \mu\text{m}$$

j. Temperatur 400°C – 5 jam

$$\text{Garis 1} = \frac{320,36}{2} = 160$$

$$\text{Garis 2} = \frac{301,05}{2} = 150,52$$

$$\text{Garis 3} = \frac{299,84}{2} = 149,92$$

$$\text{Garis 4} = \frac{302,26}{2} = 151,13$$

$$\text{Garis 5} = \frac{322,77}{2} = 161,38$$

$$\text{AVG} = \frac{160 + 150,52 + 149,92 + 151,13 + 161,38}{5} = 154,59 \mu\text{m}$$

2. Perhitungan Rata-rata Kekerasan

$$\text{AVG} = \frac{\text{Nilai kekerasan masing-masing titik}}{\text{Jumlah titik yang di uji}}$$

a. Non-Heat Treatment

Titik 1 = 245,16 VHN

Titik 2 = 315,56 VHN

Titik 3 = 296,65 VHN

Titik 4 = 318,41 VHN

Titik 5 = 316,98 VHN

$$\text{AVG} = \frac{245,16+315,56+296,65+318,41+316,98}{5} = 298,55 \text{ VHN}$$

b. Temperatur 300°C – 1 jam

Titik 1 = 515,71 VHN

Titik 2 = 527,03 VHN

Titik 3 = 506,61 VHN

Titik 4 = 510,95 VHN

Titik 5 = 526,07 VHN

$$\text{AVG} = \frac{515,71+527,03+506,61+510,95+526,07}{5} = 517,27 \text{ VHN}$$

c. Temperatur 300°C – 3 jam

Titik 1 = 404,36 VHN

Titik 2 = 382,69 VHN

Titik 3 = 398,67 VHN

Titik 4 = 415,28 VHN

Titik 5 = 400,28 VHN

$$\text{AVG} = \frac{404,36+382,69+398,67+415,28+400,28}{5} = 400,25 \text{ VHN}$$

d. Temperatur 300°C – 5 jam

Titik 1 = 378,94 VHN

Titik 2 = 380,81 VHN

Titik 3 = 375,24 VHN

Titik 4 = 394,28 VHN

Titik 5 = 386,50 VHN

$$\text{AVG} = \frac{378,94+380,81+375,24+394,28+386,50}{5} = 383,15 \text{ VHN}$$

e. Temperatur 350°C – 1 jam

Titik 1 = 410,58 VHN

Titik 2 = 444 VHN

Titik 3 = 448,76 VHN

Titik 4 = 473,75 VHN

Titik 5 = 416,96 VHN

$$\text{AVG} = \frac{410,58+444+448,76+473,75+416,96}{5} = 438,81 \text{ VHN}$$

f. Temperatur 350°C – 3 jam

Titik 1 = 420,33 VHN

Titik 2 = 321,31 VHN

Titik 3 = 339,82 VHN

Titik 4 = 418,32 VHN

Titik 5 = 436,66 VHN

$$\text{AVG} = \frac{420,33+321,31+339,82+418,32+436,66}{5} = 387,29 \text{ VHN}$$

g. Temperatur 350°C – 5 jam

Titik 1 = 398,98 VHN

Titik 2 = 335,95 VHN

Titik 3 = 377,95 VHN

Titik 4 = 396,52 VHN

Titik 5 = 332,16 VHN

$$AVG = \frac{398,98+335,95+377,64+396,52+332,16}{5} = 368,25 \text{ VHN}$$

h. Temperatur 400°C – 1 jam

Titik 1 = 465,60 VHN

Titik 2 = 481,57 VHN

Titik 3 = 468,73 VHN

Titik 4 = 475,09 VHN

Titik 5 = 462,50 VHN

$$AVG = \frac{465,60+481,57+468,73+475,09+462,50}{5} = 470,7 \text{ VHN}$$

i. Temperatur 400°C – 3 jam

Titik 1 = 444,54 VHN

Titik 2 = 456,40 VHN

Titik 3 = 441,65 VHN

Titik 4 = 498,38 VHN

Titik 5 = 435,95 VHN

$$AVG = \frac{444,54+456,40+441,65+498,38+435,95}{5} = 455,38 \text{ VHN}$$

j. Temperatur 400°C – 5 jam

Titik 1 = 391,67 VHN

Titik 2 = 401,46 VHN

Titik 3 = 409,05 VHN

Titik 4 = 416,85 VHN

Titik 5 = 403,97 VHN

$$AVG = \frac{391,67+401,46+409,05+416,85+403,97}{5} = 404,60 \text{ VHN}$$

LAMPIRAN B

DATA HASIL PENELITIAN

Lampiran B. Data Hasil Penelitian

1. Tabel Data Hasil Penelitian

Tabel B.1 Komposisi Spesimen.

Unsur %										
Ti	Fe	C	O	N	H	Co	Cu	Cr	Nb	Ni
44,6	0,014	0,041	0,03	0,006	0,001	0,074	0,01	<0,01	<0,01	55,2

Tabel B.2 Rata-rata Ukuran Butir.

Spesimen	Ukuran Butir Rata-rata
	(μm)
NT	26,73
301	30,50
303	33,63
305	43
351	283,46
353	40,56
355	43,30
401	44,90
403	45,90
405	154,60

Tabel B.3 Hasil Uji Tarik.

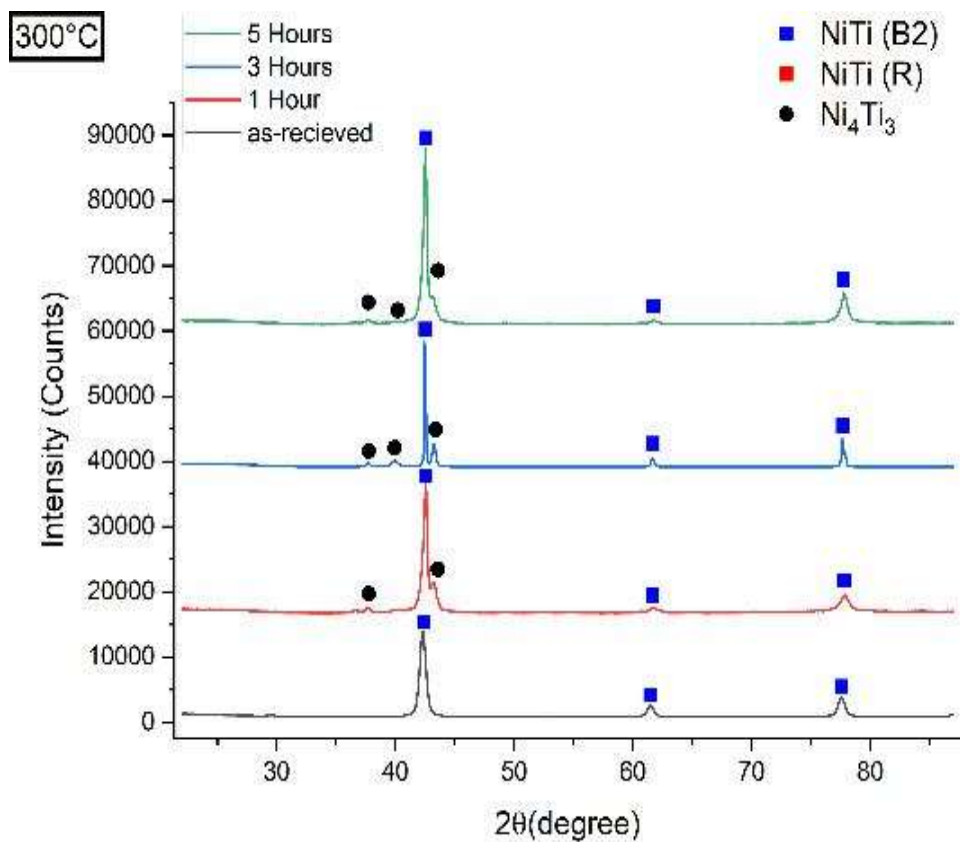
Spesimen	Kekuatan		
	<i>Yield Strength</i> (MPa)	<i>Tensile Strength</i> (MPa)	<i>Elongation (%)</i>
NT	413	628	10.50
301	408	411	1.50
303	261	295	0.92
305	402	426	1.71
351	361	378	1.49
353	351	355	1.85
355	366	373	2.23
401	384	398	2.54
403	406	406	2.41
405	320	350	1.65

Tabel B.4 Rata-rata Nilai Kekerasan.

Spesimen	Nilai Kekerasan Rata-rata (HV)
NT	299
301	518
303	400
305	383
351	439
353	388
355	369
401	471
403	455
405	405

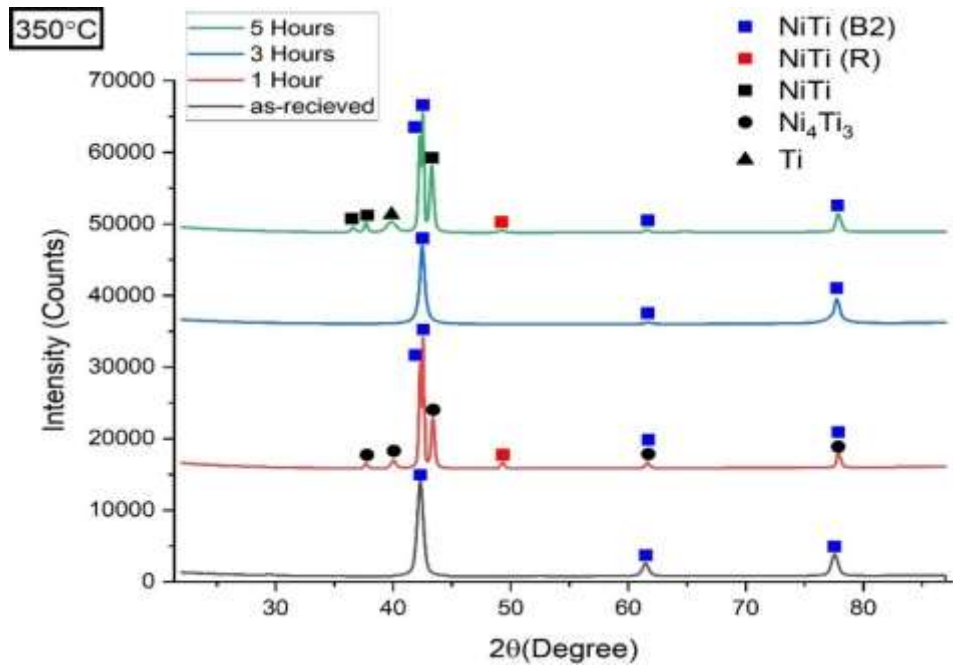
2. Gambar Pola Uji XRD

a. Pola Uji XRD Spesimen Temperatur 300°C



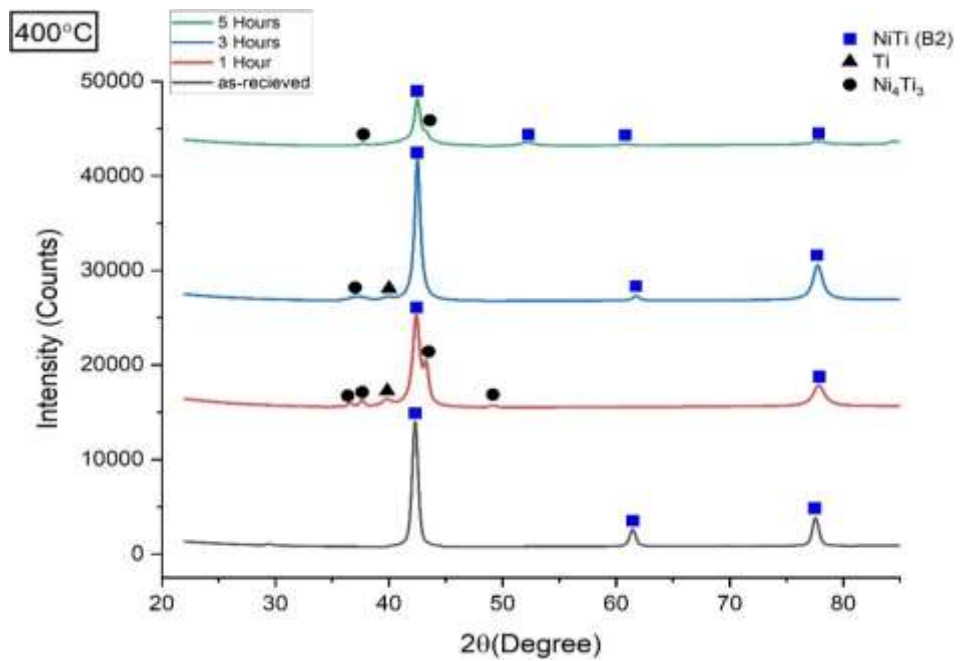
Gambar B.1 Hasil Uji XRD Spesimen Temperatur 300°C.

b. Pola Uji XRD Spesimen Temperatur 350°



Gambar B.2 Hasil Uji XRD Spesimen Temperatur 350°C.

c. Pola Uji XRD Spesimen Temperatur 400°C



Gambar B.3 Hasil Uji XRD Spesimen Temperatur 400°C.

LAMPIRAN C

GAMBAR ALAT DAN BAHAN

C.1 Gambar Alat dan Bahan



Gambar C.1 Silika Ampul.



Gambar C.2 Muffle Furnace.



Gambar C.3 *Wire Cut.*



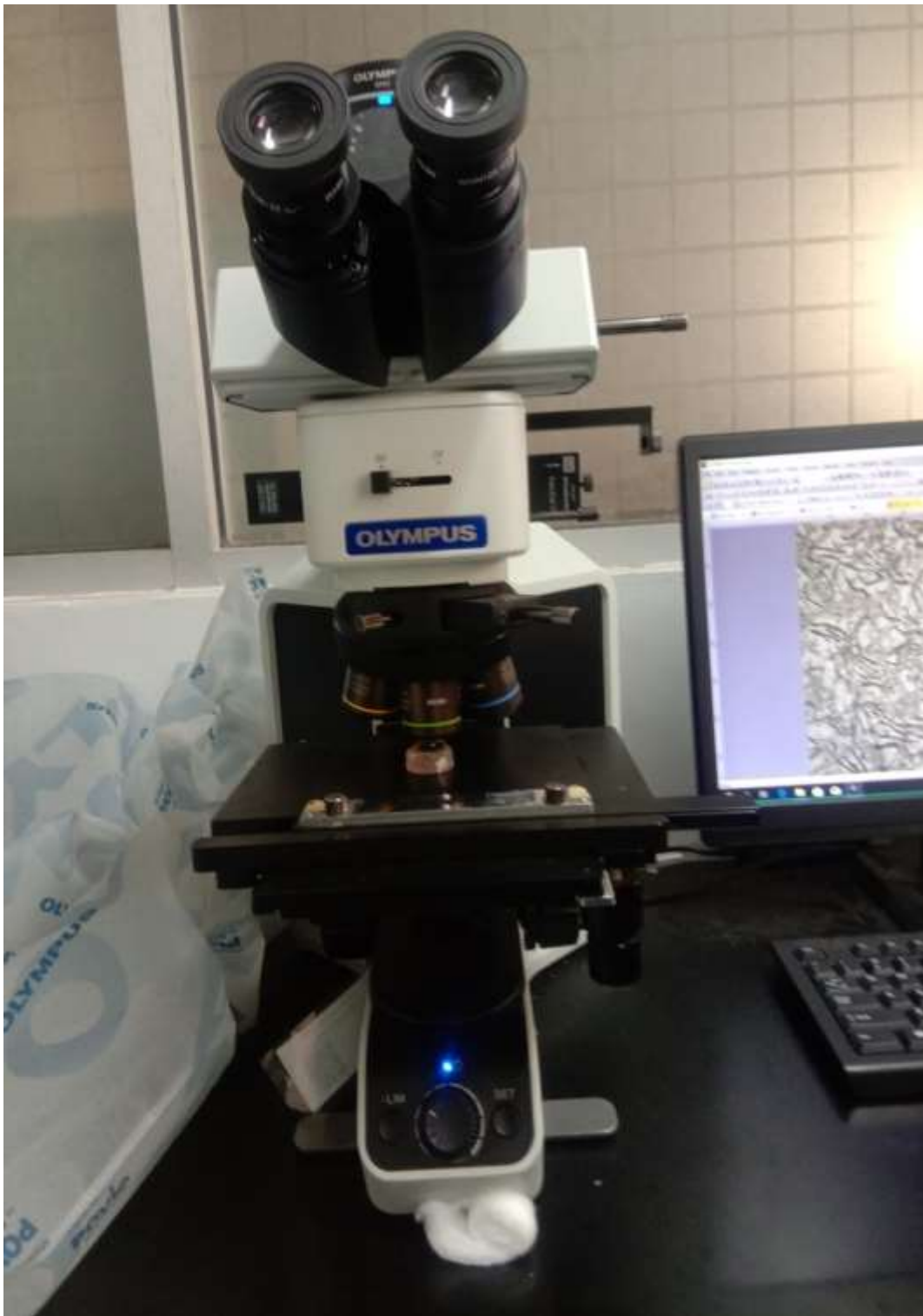
Gambar C.4 Ember.



Gambar C.5 Mesin Uji Tarik.



Gambar C.6 Amplas.



Gambar C.7 Mikroskop Optik.



Gambar C.8 *Vickers Hardness.*



Gambar C.9 Mesin *Grinding & Polishing*.



Gambar C.10 *Dryer*.



Gambar C.11 Tang Krusibel.



Gambar C.12 Alat Uji X-Ray Diffraction.



Gambar C.13 Gelas Beaker 500 ml.



Gambar C.14 Etanol 96%.



Gambar C.15 HNO₃.



Gambar C.16 HF.



Gambar C.17 Masker.



Gambar C.18 Micropolish Diamond.



Gambar C.19 Sarung Tangan Latex.