

**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

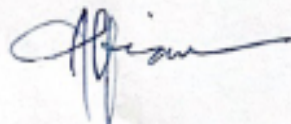
**PENGARUH VARIASI WAKTU DAN TEMPERATUR *AGING*  
TERHADAP SIFAT MEKANIK DAN STRUKTUR MIKRO  
*SHAPE MEMORY ALLOY* NiTi**

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

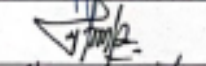
Susunan Dewan Penguji

Tanda Tangan

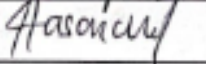
Penguji I : Prof. Alfirano, S.T., M.T., Ph.D.



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



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



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  $\alpha$  *acicular*, dan fasa  $\beta$ . Kemudian, untuk rata-rata ukuran butir terbesar dimiliki spesimen 351 sebesar 283,46  $\mu\text{m}$  dan terendah ada pada spesimen 301 sebesar 30,50  $\mu\text{m}$ . Presipitat  $\text{Ni}_4\text{Ti}_3$  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 kehadiran 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
<b>LEMBAR PENGESAHAN .....</b>	<b>ii</b>
<b>LEMBAR PERSETUJUAN .....</b>	<b>iii</b>
<b>LEMBAR PERNYATAAN .....</b>	<b>iv</b>
<b>ABSTRAK .....</b>	<b>v</b>
<b>KATA PENGANTAR.....</b>	<b>vi</b>
<b>DAFTAR ISI.....</b>	<b>vii</b>
<b>DAFTAR TABEL .....</b>	<b>x</b>
<b>DAFTAR GAMBAR.....</b>	<b>xi</b>
<b>BAB I PENDAHULUAN .....</b>	<b>1</b>
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
<b>BAB II TINJAUAN PUSTAKA.....</b>	<b>9</b>
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
<b>BAB III METODE PENELITIAN.....</b>	<b>35</b>
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
<b>BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN.....</b>	<b>42</b>
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
<b>BAB V KESIMPULAN DAN SARAN .....</b>	<b>65</b>
5.1 Kesimpulan .....	65
5.2 Saran .....	66
<b>DAFTAR PUSTAKA .....</b>	<b>67</b>
<b>LAMPIRAN A CONTOH PERHITUNGAN .....</b>	<b>72</b>
<b>LAMPIRAN B DATA HASIL PENELITIAN .....</b>	<b>81</b>
<b>LAMPIRAN C GAMBAR ALAT DAN BAHAN .....</b>	<b>85</b>
<b>C.1 Gambar Alat dan Bahan .....</b>	<b>86</b>

# 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 Ni<sub>4</sub>Ti<sub>3</sub> 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 Ni<sub>4</sub>Ti<sub>3</sub> 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 Ni<sub>4</sub>Ti<sub>3</sub> 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 Ni<sub>4</sub>Ti<sub>3</sub>, dan sifat mekanik kekerasan NiTi?
2. Bagaimana pengaruh variasi temperatur *aging* terhadap struktur mikro, presipitat Ni<sub>4</sub>Ti<sub>3</sub>, 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 Ni<sub>4</sub>Ti<sub>3</sub>, dan nilai kekerasan yang dihasilkan.
2. Mengamati dan mempelajari pengaruh variasi temperatur *aging* terhadap struktur mikro, presipitat Ni<sub>4</sub>Ti<sub>3</sub>, 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 microscopebiomaterial*, 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.

## 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.