

## 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 <sup>6</sup> – 4 x 10 <sup>7</sup> /tahun	Mampu menimbulkan patah lelah
b. Pergerakan sendi jari	10 <sup>5</sup> – 10 <sup>6</sup> /tahun	
c. Ambulasi	2 x 10 <sup>6</sup> /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).

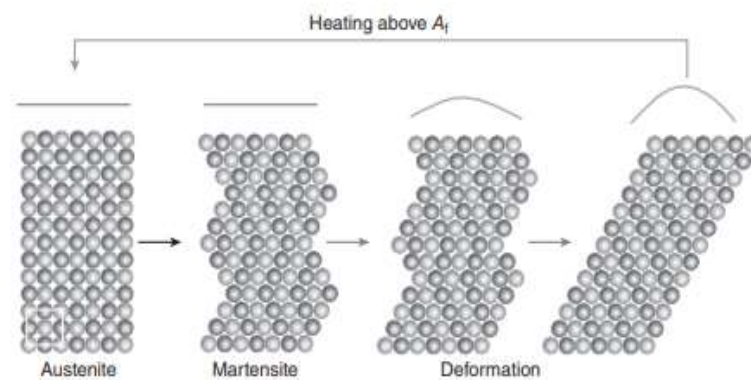
## **2.2 *Shape Memory Alloy NiTi***

*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  $1300^{\circ}\text{C}$ , *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  $\text{TiO}_2$  tanpa  $\text{NiO}_2$  (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

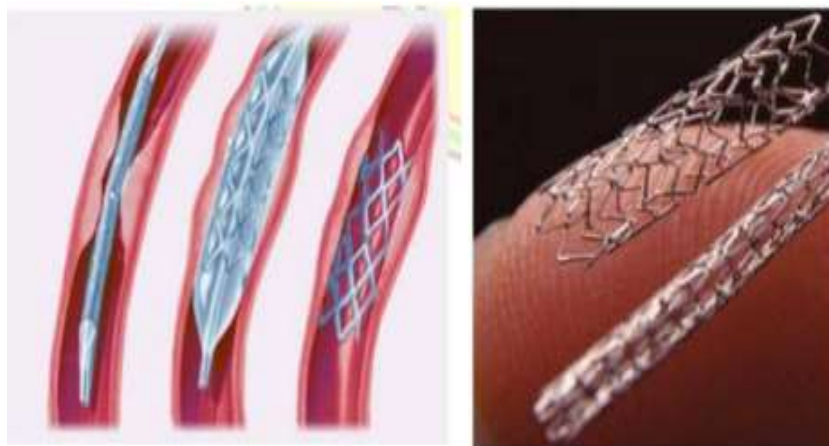
kamar. *Shape memory alloy* dapat dengan mudah berubah bentuk apabila diberi tegangan karena fase martensit dapat dengan mudah bertransformasi *detwinning martensite*. Namun, apabila *shape memory alloy* dipanaskan hingga temperatur di atas  $A_f$ , maka fasa martensit akan bertransformasi kembali menjadi 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).

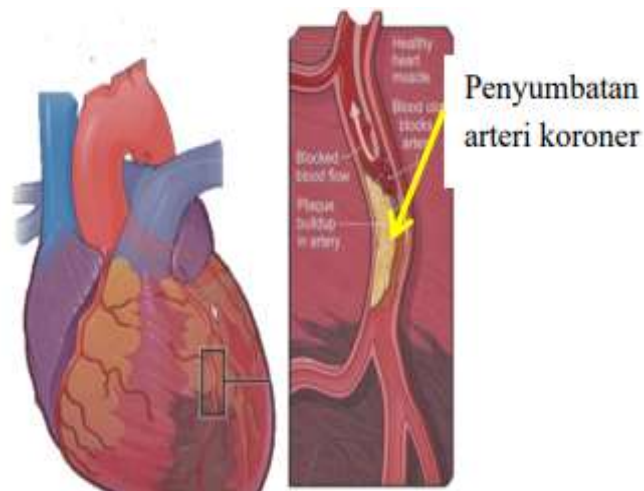
**Tabel 2.4** Sifat mekanik logam dan paduan yang digunakan dalam aplikasi *stent* (Zheng and Yang, 2020).

<i>Metal</i>	<i>Yield Strength (MPa)</i>	<i>Tensile Strength (MPa)</i>	<i>Elastic Modulus (Gpa)</i>	<i>Elongation (%)</i>	<i>Density (g/cm<sup>3</sup>)</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

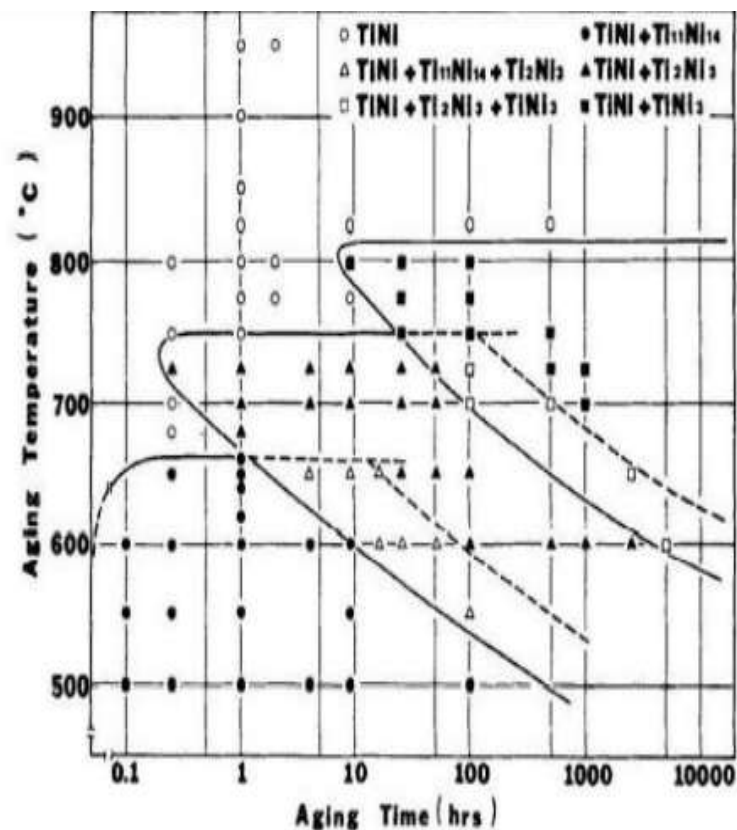
Merokok menjadi faktor yang dapat memicu terjadinya PJK, karena

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.

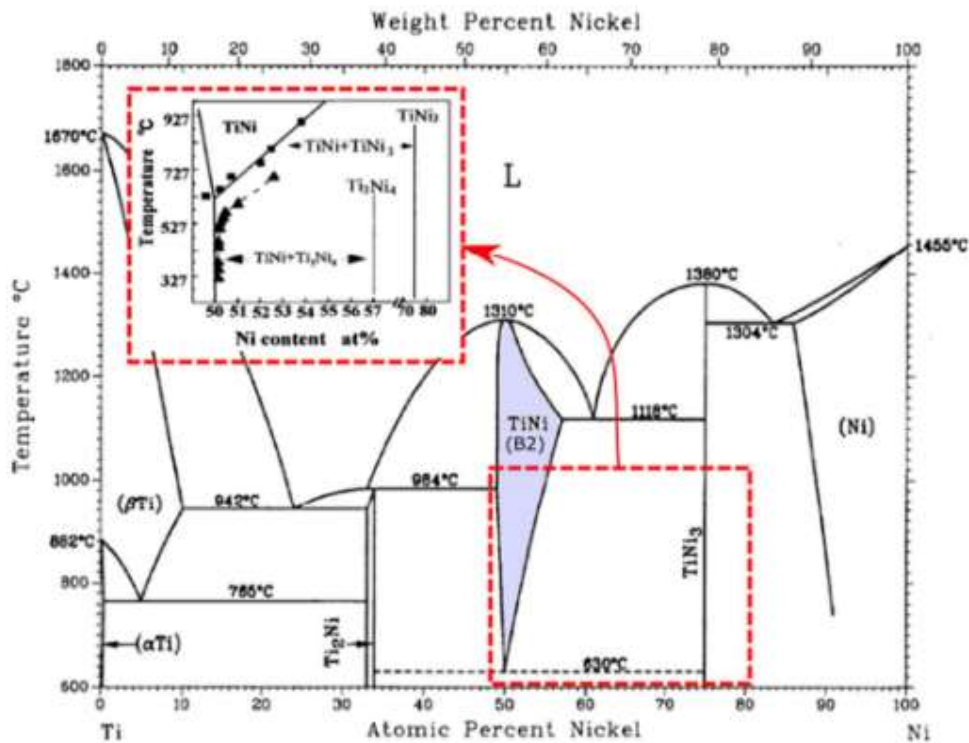
#### **2.4 Pengaruh Perlakuan Panas Terhadap Paduan NiTi**

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  $\text{Ni}_4\text{Ti}_3$ ,  $\text{Ni}_3\text{Ti}_2$  dan  $\text{Ni}_3\text{Ti}$  (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  $\text{Ti}_{11}\text{Ni}_{14}$ - $\text{Ti}_2\text{Ni}_3$ - $\text{TiNi}_3$ . Dalam penelitian tersebut disampaikan juga bahwa  $\text{Ti}_{11}\text{Ni}_{14}$  dapat dipastikan sebagai presipitat  $\text{Ni}_4\text{Ti}_3$  (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).

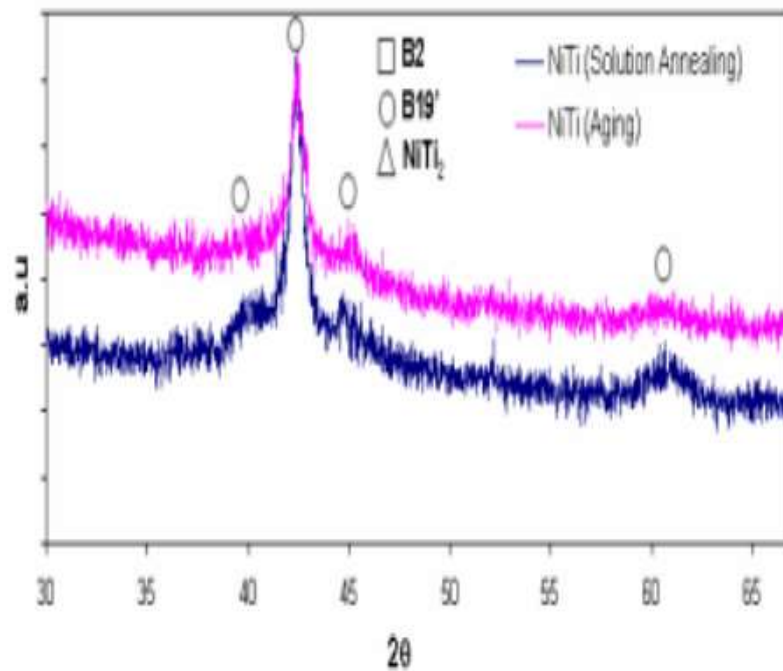


**Gambar 2.5** Diagram Fasa NiTi (Tarquino, 2018).

Berdasarkan diagram tersebut juga disampaikan dalam penelitian yang dilakukan oleh Tarquino (2018) menginformasikan bahwa presipitat  $\text{Ni}_4\text{Ti}_3$  memiliki peluang terbentuk pada spesimen dengan kandungan nikel  $>50,5$  at%. Namun, hanya presipitat  $\text{Ni}_4\text{Ti}_3$  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  $\text{Ni}_4\text{Ti}_3$  (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).



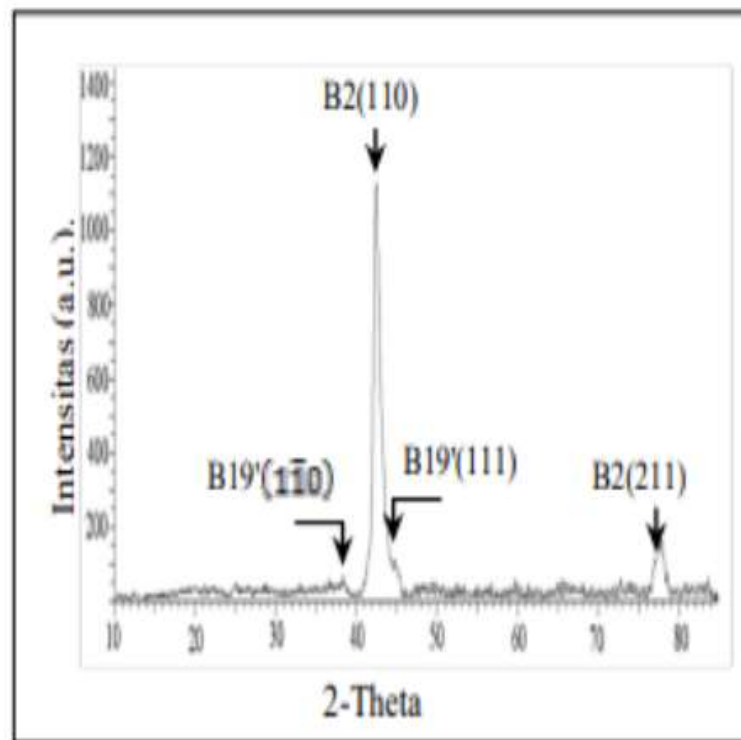
Menurut Mabruhi (2016), pola XRD yang diperoleh dari perlakuan panas *solution annealing* dan *aging* diperlihatkan pada Gambar 2.6 berikut.



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

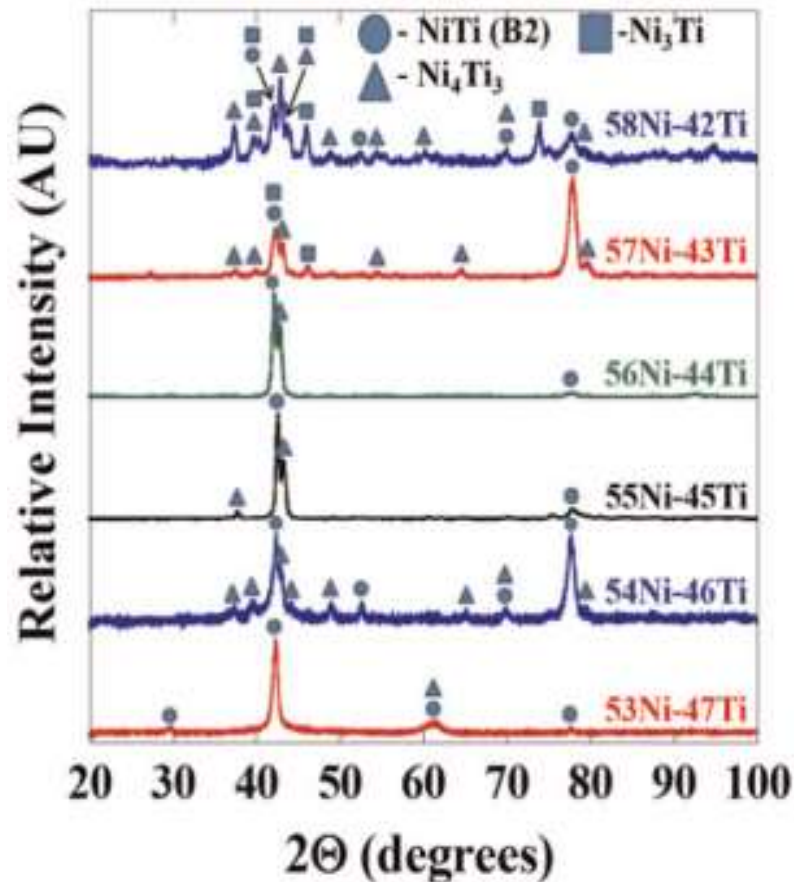
Berdasarkan gambar 2.6 dapat dilihat bahwa paduan NiTi dengan perlakuan *solution annealing* menunjukkan *peak* difraksi untuk fasa B19' (martensit) dan B2 (austenit). Sedangkan untuk perlakuan *aging* yang dilakukan pada temperatur 400°C selama 30 menit menunjukkan penurunan terhadap intensitas *peak* 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).



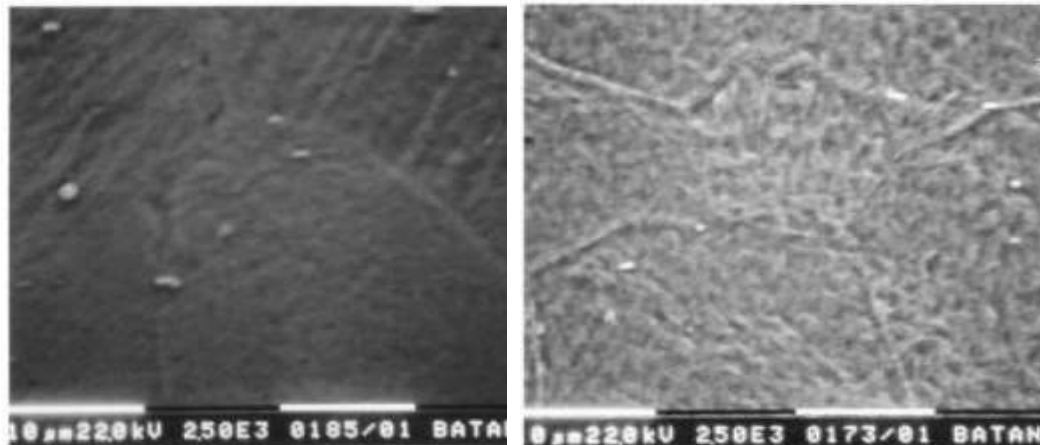
**Gambar 2.7** Hasil XRD Material *As-Received* Ti-50.7at.%Ni (Hastuti et al., 2016).

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 Ni<sub>4</sub>Ti<sub>3</sub>. Kemudian, pada spesimen yang memiliki kandungan Ni yang lebih tinggi yaitu 57NiTi dan 58NiTi terdiri dari dua buah fasa pula yang dikenal dengan Ni<sub>3</sub>Ti dan Ni<sub>3</sub>Ti<sub>2</sub>.



(a)

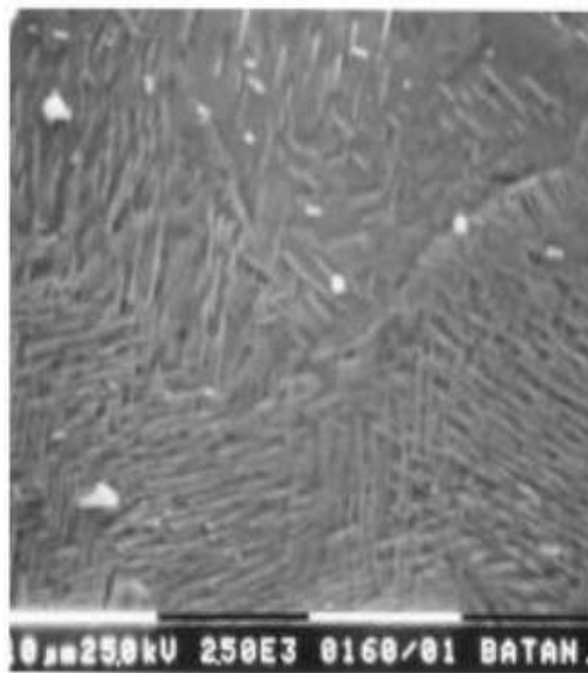
(b)

**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

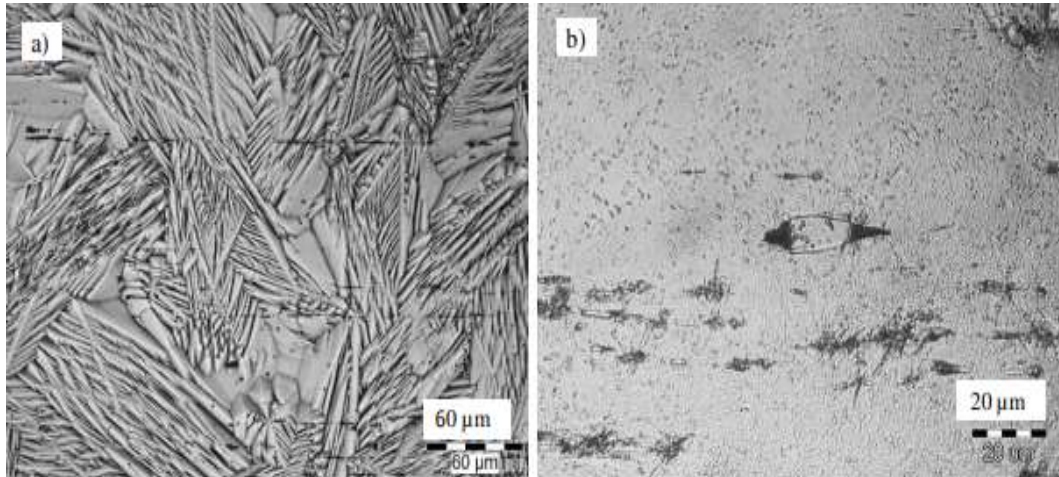
pengamatan tersebut terlihat bahwa pelat lamellar terbentuk secara penuh dan terdapat bagian pelat lamellar yang mengalami diskontinu pada batas butir. Selain itu, adanya diskontinu pada pelat lamellar juga tidak hanya dihasilkan kedepan melalui migrasi batas butir, tetapi juga ke arah samping. Hasil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



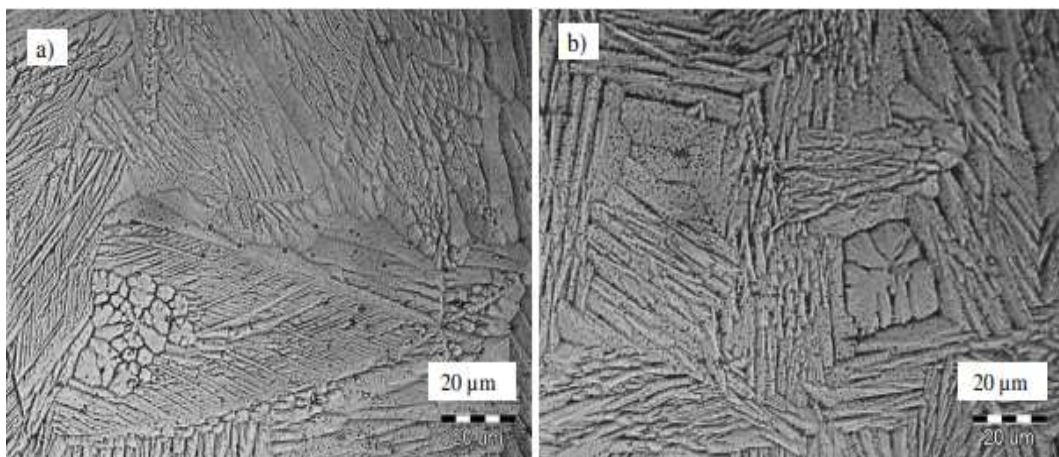
**Gambar 2.10** Struktur Martensit *Aging Treatment* 600°C (Pinem, 2017).

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



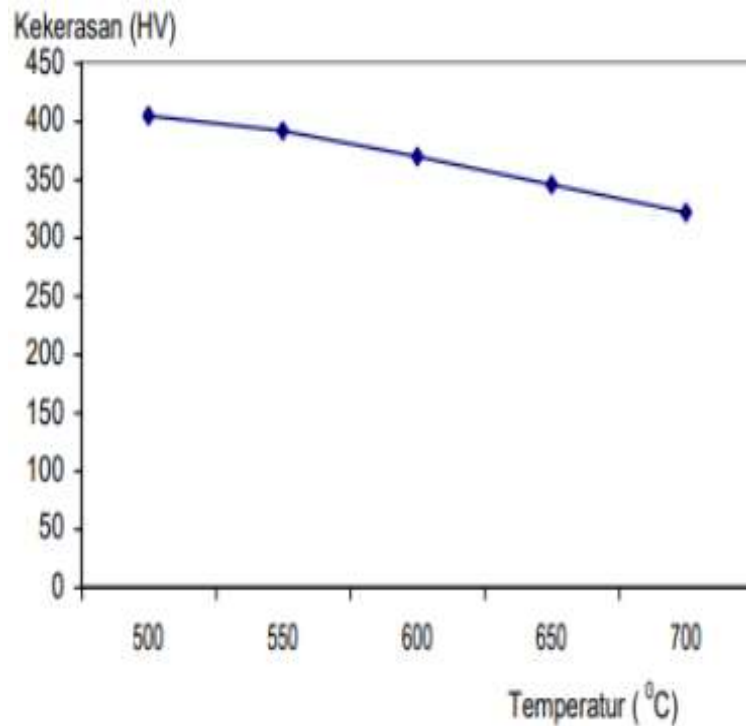
**Gambar 2.11** Struktur Mikro NiTi (a) *As-received* dan (b) *Annealing* Pada Temperatur 600°C Selama 1 Jam Pendinginan Cepat (Losertova et al, 2017).



**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.

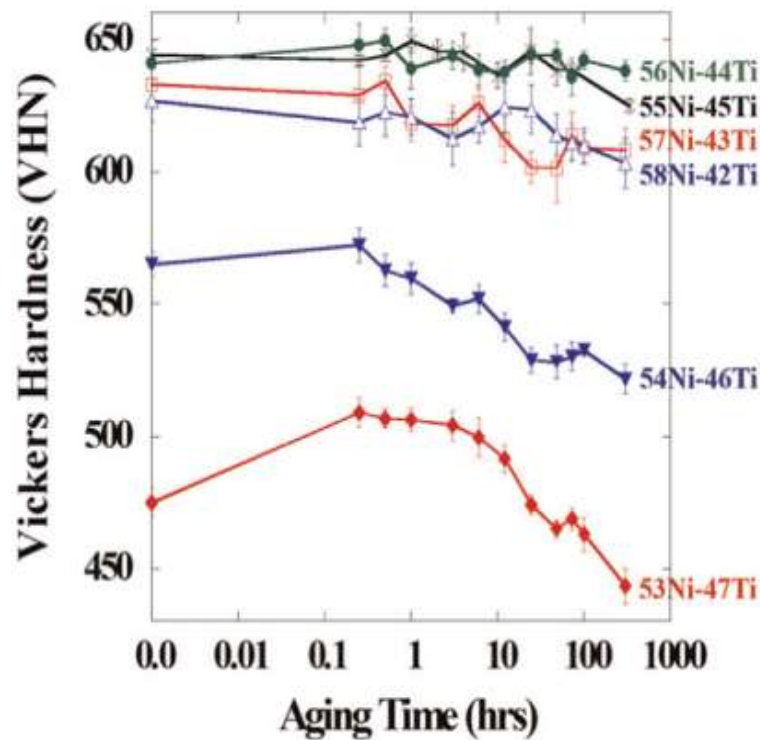


**Gambar 2.13** Nilai Kekerasan *Aging* (Pinem, 2017).

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*).

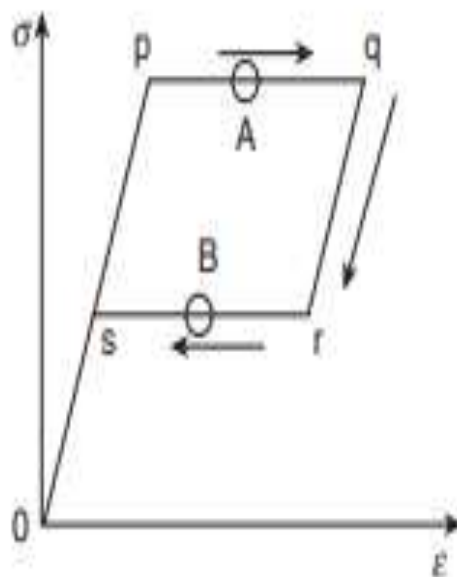


**Gambar 2.14** Pengaruh Waktu *Aging* Terhadap Kekerasan NiTi (Hornbuckle et al, 2015).

## 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).