

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA DAN DASAR TEORI

2.1. Tinjauan Pustaka

Metode *shot peening* adalah metode perlakuan permukaan yang efektif untuk menghasilkan tegangan sisa tekan, deformasi plastis dan pengerasan regangan di permukaan dan lapisan bawah permukaan material yang bertujuan untuk meningkatkan sifat mekanik material dan meningkatkan kekuatan lelah material (Azar *et al.*, 2010 ; Sunardi *et al.*, 2013). *Shot peening* diterapkan untuk meningkatkan sifat mekanik material terutama memperbaiki ketahanan lelah material, ketahanan terhadap beban bolak-balik dan terhadap korosi (Lee *et al.*, 2009).

Penelitian menggunakan metode ini sudah banyak dilakukan dengan tujuan untuk mengetahui pengaruh *shot peening* terhadap sifat mekanik permukaan dari spesimen yang diuji seperti kekerasan, struktur mikro, kekasaran permukaan, geometri dan *wettability*. Berdasarkan hal tersebut, penelitian ini dilakukan dengan mengambil referensi variabel dan parameter yang digunakan pada penelitian sebelumnya sehingga penelitian ini diharapkan dapat meningkatkan kualitas penelitian dengan membandingkan pada penelitian terdahulu.

2.1.1 Variasi waktu perlakuan *shot peening*

Dalam penelitian Azar *et al* (2010) implan dengan material SS AISI 316L memiliki kekurangan yaitu ketahanan rendah terhadap kelelahan dan keausan. Berdasarkan hal tersebut, untuk meningkatkan sifat mekanisnya dilakukan perlakuan permukaan dengan metode *shot peening*. Variabel yang digunakan adalah waktu proses penembakan *shot peening*, yaitu 5 menit, 10 menit, 15 menit, 20 menit, dan 25 menit menggunakan diameter *steel ball* 1-2 mm dengan tingkat kekerasan 40-45 HRC. Parameter pengujian yang dilakukan pada penelitian ini adalah pengujian kekerasan mikro, kekasaran permukaan, struktur mikro, ketahanan lelah dan sifat korosi.

Penelitian Azar *et al* (2010) menunjukkan kekasaran permukaan meningkat sampai 10 menit, namun mengalami penurunan setelah melewati waktu 10 menit

walaupun waktu perlakuan *shot peening* meningkat. Peningkatan kekasaran permukaan pada awal *shot peening* (khususnya sebelum durasi 10 menit) dikarenakan deformasi lokal permukaan, kekasaran permukaan dan heterogenitas permukaan meningkat seiring waktu tetapi setelah 10 menit karena pengaruh *shot peening* dan erosi permukaan, kekasaran permukaan menurun dan homogenitas permukaan meningkat.

Pengujian kekerasan permukaan pada spesimen SS AISI 316L yang dilakukan didapatkan hasil kekerasan permukaan dari kelima variabel waktu penembakan. Pengujian kekerasan mikro *Vickers* menunjukkan kekerasan permukaan meningkat seiring meningkatnya waktu penembakan *shot peening*. Hal ini disebabkan oleh peningkatan kepadatan dislokasi dan batas kembar (*twin boundaries*) yang meningkatkan kerja kekerasan lapisan permukaan. Dengan meningkatnya durasi perlakuan *shot peening* maka kekerasan permukaan meningkat dan deformasi plastis sulit terjadi. Oleh karena itu kepadatan dislokasi yang tinggi semakin memperlambat gerak dislokasi sehingga kekerasan meningkat. Dari penelitian Azar *et al* (2010) dapat disimpulkan bahwa perlakuan *shot peening* meningkatkan ketahanan kelelahan (*fatigue resistance*) dan kekerasan.

Sunardi *et al* (2013) melakukan penelitian tentang pengaruh waktu perlakuan *shot peening* terhadap kekerasan dan kekasaran permukaan SS AISI 304. Material spesimen uji dalam penelitian adalah SS AISI 304 yang memiliki dimensi silinder, diameter 16 mm dengan tebal 4 mm. Proses *shot peening* dilakukan menggunakan *steel ball* berdiameter 0,6 mm dengan kekerasan *steel ball* 40-50 HRc, tekanan kerja kompresor dipertahankan antara 6-7 kg/cm², jarak penembakan *shot peening* 100 mm, dan variasi waktu *shot peening* 5, 10, 15, 20, 25, dan 30 menit. Pengujian kekerasan menggunakan metode *Vickers* dengan beban 100 gf, ditahan selama 15 detik dan pengujian kekerasan dilakukan pada tujuh titik dari permukaan spesimen. Pengujian kekasaran permukaan dilakukan menggunakan alat standar ANSI *surfcoder* jenis SE 1700.

Hasil pengujian menunjukkan bahwa variasi waktu perlakuan *shot peening* mempengaruhi nilai kekerasan permukaan spesimen SS AISI 304. Pada penelitian Sunardi *et al* (2013) nilai kekerasan spesimen semakin meningkat seiring dengan

semakin lamanya waktu perlakuan *shot peening*. Pada *raw material* nilai kekerasan adalah 230 kg/mm^2 dan mengalami kenaikan pada spesimen dengan variasi waktu 5 menit (375 kg/mm^2), seiring lamanya waktu *shot peening* spesimen mengalami peningkatan nilai kekerasan menjadi 456 kg/mm^2 pada variasi waktu 30 menit.

Pengujian kekasaran permukaan menunjukkan terjadi kenaikan nilai kekasaran permukaan pada variasi waktu 5 menit ($2.936 \mu\text{m}$). Tetapi seiring lamanya waktu *shot peening* setelah 5 menit, nilai kekasaran permukaan mengalami penurunan menjadi $1.669 \mu\text{m}$. Penurunan nilai kekasaran permukaan ini dikarenakan pada variasi waktu 5 menit sebagian permukaan spesimen mengalami tumbukan dengan *steel ball* sehingga membentuk kawah/cekungan bekas tumbukan dengan dimensi yg sedikit besar yang menghasilkan nilai kekasaran lebih tinggi. Dengan semakin lamanya variasi waktu *shot peening* maka bagian-bagian permukaan spesimen yang belum tertumbuk oleh *steel ball* mengalami tumbukan berulang. Hal tersebut dapat menyebabkan dimensi cekungan/kawah semakin kecil dan permukaan menjadi semakin rata sehingga nilai kekasaran permukaan menurun.

Prihandoko (2015) melakukan penelitian pengaruh variasi waktu perlakuan *shot peening* terhadap sifat permukaan material SS AISI-316L pelat *osteosynthesis*. Perlakuan *shot peening* menggunakan *steel ball* berdiameter 0.4 mm, tekanan penembakan *steel ball* 6 bar, jarak penembakan 100 mm, variasi waktu perlakuan *shot peening* adalah 9, 10, 11 dan 12 menit. Spesimen yang digunakan dalam penelitian ini berdimensi $20 \text{ mm} \times 10 \text{ mm} \times 4 \text{ mm}$ dengan menggunakan material SS AISI 316L.

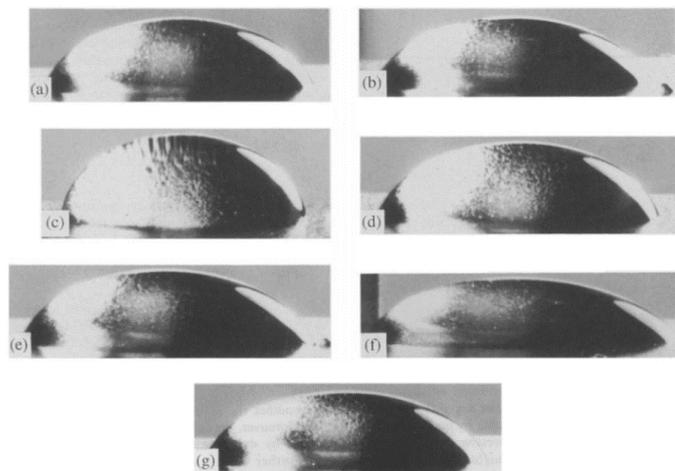
Hasil pengujian kekerasan permukaan menunjukkan semakin lama waktu perlakuan *shot peening* maka nilai kekerasan juga meningkat. Nilai kekerasan permukaan spesimen dengan variasi waktu 9 menit (168 HV) meningkat menjadi 200 HV pada variasi waktu perlakuan 12 menit. Kenaikan nilai kekerasan tersebut terjadi karena pengaruh waktu perlakuan *shot peening* yang semakin lama sehingga penumbukan antara *steel ball* dengan permukaan spesimen juga semakin tinggi dan menghasilkan peningkatan deformasi plastis yang membuat kerapatan dislokasi dan meningkatkan nilai kekerasan permukaan spesimen. Pengujian kekasaran

permukaan spesimen mengalami peningkatan seiring semakin lamnya perlakuan *shot peening* dari yang semula $0.5 \mu\text{m}$ menjadi $1,2 \mu\text{m}$.

2.1.2 Variasi material yang diuji

Penelitian yang dilakukan oleh Oshida *et al* (1993) bertujuan untuk mengetahui pengaruh perlakuan *shot peening* terhadap *wettability* atau sudut kontak permukaan awal (*initial*) pada beberapa biomaterial dan perubahan fungsi waktu. Penelitian ini menggunakan beberapa biomaterial untuk diuji, yaitu Ti murni, SS AISI 316L, Ti-6Al-4V, Ti-50 pada % Ni (fase *martensitic* yang memiliki $M_s \sim 50^\circ\text{C}$), Ti-51 pada %Ni (fase *austenitic* yang memiliki $M_s \sim 0^\circ\text{C}$), paduan Co-Cr, dan nikel murni dengan ukuran spesimen $25 \text{ mm} \times 25 \text{ mm} \times 2 \text{ mm}$.

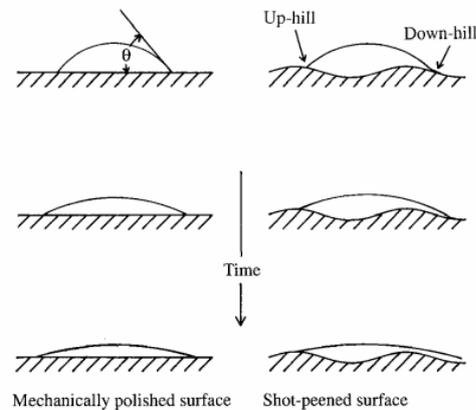
Penelitian ini menggunakan 2 parameter, pertama semua material dilakukan pemolesan mekanis (mp) dengan ampelas (kekesaran 600) lalu dioksidasi (*oxidizing*) tanpa perlakuan *shot peening*. Parameter yang kedua diberikan perlakuan *shot peening* setelah dilakukan pemolesan mekanik lalu dioksidasi.



Gambar 2.1 Pengukuran sudut kontak awal biomaterial sesudah perlakuan *shot peening* dan dioksidasi, (a) Ti murni = 54.82° ; (b) Ti-6Al-4V = 50.54° ; (c) NiTi (m) = 68.41° ; (d) NiTi (a) = 59.18° ; (e) 316L = 50.17° ; (f) Ni murni = 48.77° ; (g) Co - Cr = 53.45° (Sumber : Oshida *et al.*, 1993)

Pengukuran sudut kontak permukaan dengan tiga kali pembacaan untuk mendapatkan nilai rata-rata. Hasil pengukuran sudut kontak pada permukaan dapat dilihat pada Gambar 2.1. Menurut Oshida *et al* (1990) dalam Oshida *et al* (1993)

nilai rata-rata sudut kontak awal adalah $55,05^{\circ} \pm 6,8^{\circ}$, sedangkan $55,39^{\circ} \pm 14,6^{\circ}$ untuk kondisi yang dipoles secara mekanik.



Gambar 2.2 Pengaruh geometri permukaan pada sudut kontak
(Sumber : Oshida *et al.*, 1993)

Terlihat pada Gambar 2.2 permukaan yang dipoles mekanis tampak lebih datar secara makroskopis daripada permukaan yang *dishot peening* yang memiliki kekasaran permukaan namun kekerasan permukaan yang *dishot peening* meningkat. Oleh karena itu, dapat dikatakan bahwa sudut kontak awal pada dasarnya dikendalikan oleh geometri permukaan.

Tabel 2.1 Sudut kontak awal dan perubahan sudut kontak sebagai waktu
(Sumber : Oshida *et al.*, 1993)

	m.p. → oxidizing		m.p. → s.p. → oxidizing	
	θ_0 (deg)	$\delta\theta/\delta t$	θ_0 (deg)	$\delta\theta/\delta t$
Pure Ti	54.24	- 0.0046	54.82	- 0.0045
Ti-6Al-4V	32.08	- 0.0010	50.54	- 0.0034
NiTi (m)	69.88	- 0.0055	68.41	- 0.0046
NiTi (a)	71.79	- 0.0048	59.18	- 0.0033
316L s.s.	56.46	- 0.0024	50.17	- 0.0013
Pure Ni	35.72	- 0.0016	48.77	- 0.0016
Co-Cr alloy	62.04	- 0.0023	53.45	- 0.0018
Alpha alumina	60.87	- 0.0044	-	-

Terlihat pada Tabel 2.2 bahwa ada perubahan sudut kontak permukaan yang terjadi antara permukaan material yang dipoles secara mekanik (m.p) dan dioksidasi dengan permukaan material yang dipoles secara mekanik (m.p), *dishot peening* (s.p), dan dioksidasi. Dari Tabel 2.2 dapat dibagi menjadi dua kelompok, yaitu

kelompok pertama adalah material yang sudut kontakannya turun setelah *dishot peening* (SS AISI 316L, paduan Co-Cr dan nikel murni) dan kelompok kedua adalah material yang sudut kontakannya naik setelah *dishot peening* (titanium murni, paduan Ti-6Al-4V, dan paduan NiTi).

Dari penelitian Oshida *et al* (1993) dapat disimpulkan bahwa sudut kontak awal θ_0 , dikendalikan oleh geometri permukaan. Permukaan yang *dishot peening* menunjukkan sudut kontak kontak yang lebih kecil dan standar deviasi kecil daripada permukaan yang hanya dipoles secara mekanis akibat homogenisasi permukaan. Perubahan sudut kontak sebagai fungsi waktu ($\delta\theta/\delta t$: tergantung waktu), sangat bergantung pada jenis oksida permukaan.

2.1.3 Variasi perlakuan permukaan *shot peening*

Penelitian dengan variasi perlakuan permukaan ini dilakukan pada material SS AISI 316L oleh Bagherifard *et al* (2015) dengan perlakuan NP (*not peened*), CSP (*conventional shot peening*) dan SSP (*severe shot peening*). Penelitian Bagherifard *et al* (2015) menunjukkan karakterisasi permukaan mekanik seperti struktur mikro, kekerasan permukaan, kekasaran permukaan dan *wettability* dengan variasi perlakuan yang berbeda. Tujuan utama penelitian Bagherifard *et al* adalah mengevaluasi kemampuan *severe shot peening* (SSP) berdasarkan deformasi plastis yang parah (*severe plastic deformation*), untuk memodulasi interaksi biomaterial metalik nanokristalin dengan sel dan bakteri.

Pada penelitian Bagherifard *et al* (2015) perlakuan SSP cakupan penembakan permukaan lebih luas dari CSP (SSP:1500% & CSP:100%) dan intensitas almen SSP lebih besar dari CSP (CSP:15A & SSP:7C). Material spesimen yang digunakan adalah SS AISI 316L dengan ketebalan 10 mm. Spesimen mendapatkan dua perlakuan yang berbeda, yaitu perlakuan pertama CSP dan SSP menggunakan *cast steel ball* berdiameter 580 μm dengan kekerasan 60 HRC setelah itu lapisan permukaan material diampelas menggunakan kertas *silicon carbide* (SiC) dengan tingkat kekasaran ampelas 1200 dan 2500 dengan tujuan menghilangkan lekukan yang dihasilkan pada permukaan yang sudah *dishot peening* untuk mendapatkan kekasaran permukaan yang identik. Selanjutnya perlakuan kedua (*shot peening*

ulang) CSP dan SSP menggunakan *glass ball* berdiameter 120 μm dengan kekerasan 40 HRC. Untuk spesimen NP atau tidak mendapatkan perlakuan *shot peening* digunakan sebagai control dalam semua percobaan.

Penelitian Bagherifard *et al* (2015) menunjukkan bahwa peningkatan secara simultan dari kekasaran permukaan, penyempurnaan butir permukaan, sampai rejim nano dan sifat mekanis akibat perlakuan *shot peening*. Hasil penelitian ini juga menunjukkan sifat mekanis material yang ditingkatkan akan memelihara fungsi sel dan penambahan adhesi bakteri gram positif pada SS AISI 316L yang diberi perlakuan SSP. Selain itu aktivitas bakteri gram positif yang umum ada dalam orthopedi berkurang dan dapat mengakibatkan berkurangnya juga resiko infeksi dan akibat komplikasi implan jangka panjang.

Dalam penelitian Bagherifard *et al* (2016) tentang modifikasi permukaan lapisan nano SS AISI 316L dengan perlakuan *shot peening* menunjukkan, bahwa dengan peningkatan intensitas perlakuan *shot peening* mampu menghasilkan penyempurnaan butir permukaan hingga nano dan rentang submikron. Perlakuan *shot peening* juga menginduksi tegangan sisa kompresi dan pengerasan kerja di lapisan permukaan atas. Kekasaran permukaan dan keterbasahan permukaan, yang keduanya memberikan kontribusi positif untuk modulasi interaksi material dengan lingkungan biologis. Selain itu, peningkatan intensitas perlakuan *shot peening* mampu meningkatkan sifat mekanik dalam hal kekerasan dan *work hardening*.

2.1.4 Variasi tekanan perlakuan *shot peening*

Saputra (2016) melakukan penelitian pengaruh variasi tekanan perlakuan *shot peening* terhadap karakteristik permukaan *dynamic compression plate* SS AISI 316L. Perlakuan *shot peening* menggunakan *steel ball* berdiameter 0.4 mm, variasi tekanan penembakan 4, 5 dan 6 bar, jarak penembakan *shoot peening* 100 mm, dan waktu proses *shot peening* 10 menit. Spesimen yang digunakan dalam penelitian Saputra (2016) terdiri dari dua spesimen. Spesimen pertama berdimensi 20×12×4 mm dan spesimen kedua berbentuk DCP dengan dimensi 105×14×4 mm. Spesimen pertama dilakukan perlakuan *shot peening* dengan variasi parameter tekanan 4, 5 dan 6 bar dan dilakukan pengujian guna memperoleh data. Setelah didapatkan data

dari 3 variasi parameter tekanan perlakuan *shot peening* maka parameter dengan hasil data terbaik yang diterapkan pada spesimen kedua (spesimen DCP).

Hasil pengujian menunjukkan bahwa perlakuan *shot peening* dapat mengubah karakteristik permukaan spesimen secara signifikan, terjadi peningkatan nilai kekerasan dari spesimen dengan perlakuan tekanan 4 bar (162 HV) menjadi 195,6 HV pada tekanan 6 bar. Kekasaran permukaan juga mengalami peningkatan dari perlakuan dengan tekanan 4 bar ($0,975 \mu\text{m}$) menjadi $0,985 \mu\text{m}$ pada tekanan 6 bar. Struktur mikro dan struktur makro permukaan spesimen mengalami pepadatan dan pengecilan ukuran butiran setelah perlakuan *shot peening*.

2.2. Dasar Teori

2.2.1. *Stainless steel*

Baja tahan karat (*stainless steel*) adalah material yang banyak digunakan untuk implan ortopedi karena harganya relatif murah, dapat dibentuk dengan teknik umum, dan sifat mekaniknya dapat dikontrol dengan rentang yang luas untuk kekuatan dan daktilitas yang optimal. Menurut Newson (2002) dalam standar ISO 5832-1 dan 5832-9 serta *American Society for Testing and Materials* (ASTM) F138 dan F139–86 (316L *implant quality*) menentukan *stainless steel* seri *austenitic* khususnya kelas medis *stainless steel* 316L (SS AISI 316L) memenuhi persyaratan kualitas logam implan untuk digunakan sebagai bahan implan tulang fiksasi internal terutama untuk material perangkat *dynamic compression plate* (DCP)

Baja tahan karat dapat dikelompokkan menjadi *ferritic stainless steels*, *martensitic stainless steels*, *austenitic stainless steels* dengan mengacu pada fase metalurgi yang ada dalam struktur mikroskopiknya. Dalam masing-masing kelompok ini, ada sejumlah *grade* baja tahan karat yang ditentukan sesuai dengan komposisi kimianya. *Grade* ini ditentukan dalam standar Eropa dan Internasional dan dalam kisaran komposisi kimia yang ditentukan.

Ferritic stainless steels merupakan baja tahan karat yang terdiri dari kromium (12,5% atau 17%) dan besi. Umumnya, *ferritic stainless steels* mengandung nikel sangat sedikit (<1%). *Ferritic stainless steel* tidak dapat dikeraskan dengan *heat treatment* selain itu logam ini akan semakin menurun elastisitasnya jika diberi

perlakuan *cold working* karena logam ini memiliki tingkat penegrasan regangan (*hardness-strain*) dari *ferrit* rendah *Ferritic stainless steels* memiliki ketahanan yang baik terhadap oksidasi, bersifat feromagnetik walaupun mengalami pengaruh transisi (menjadi *brittle*) pada suhu rendah dan memiliki kemampuan *formability*. Ekspansi termal dan sifat termal *ferritic* lainnya sama dengan baja konvensional (Newson, 2002).

Ferritic stainless steels mudah dilas pada bagian tipis, namun saat dilas di bagian yang lebih tebal mengalami pertumbuhan butiran dengan kehilangan sifat proporsionalnya. Contoh aplikasi *Ferritic stainless steels* dalam peralatan medis, yaitu pegangan yang solid untuk instrumen, pin pemandu dan pengencang.

Martensitic stainless steels merupakan baja tahan karat yang terdiri dari karbon (0.2-1.0%), kromium (10.5-18%) dan besi. *Martensitic stainless steels* dapat diberi perlakuan panas (*heat treatment*), dengan cara yang sama dengan baja konvensional, untuk merubah sifat mekanik. Ketahanan korosi *martensitic stainless steels* cukup (hasil korosi *martensitic stainless steels* lebih buruk daripada baja tahan karat lainnya dari kandungan krom dan paduan yang sama). *Martensitic stainless steels* termasuk logam feromagnetik, mendapatkan pengaruh transisi pada suhu rendah dan memiliki *formability* yang rendah. Ekspansi termal dan sifat termal lainnya sama dengan baja konvensional. *Martensitic stainless steels* dapat dilas dengan hati-hati, tetapi ketika retak dapat menjadi ciri kecocokan logam pengisi yang digunakan (Newson, 2002).

Martensitic stainless steels digunakan secara umum untuk *surgical instruments* dan gigi (*dental*). Dengan diberi perlakuan panas pada *martensitic stainless steels* mampu mengembangkan berbagai sifat mekanik, yaitu kekerasan tinggi untuk instrumen pemotongan dan kekerasan yang lebih rendah dengan ketangguhan yang meningkat untuk aplikasi bantalan beban (*load-bearing*). Contoh, pemotong tulang, pahat dan *gouges*, perlengkapan gigi, pahat gigi, tang ortodontik, dan pisau bedah.

Austenitic stainless steels merupakan baja tahan karat yang terdiri dari kromium (16-26%), nikel (6-12%) dan besi. Namun, elemen paduan lainnya (misal *molibdenum*) dapat ditambahkan untuk mengembangkan sifat yang diinginkan. Sebagai contoh, tembaga ditambahkan untuk memperbaiki ketahanan terhadap

asam atau untuk memperbaiki deformasi yang dibutuhkan dalam arah dingin (*cold heading of fasteners*). *Austenitic stainless steels* menunjukkan ketahanan korosi yang tinggi terhadap *ferritic stainless steels* dan *martensitic*. Dengan penyesuaian komposisi kimia, maka hasil korosi dapat bervariasi dan dapat disesuaikan dengan berbagai lingkungan. Logam ini tidak bisa dikeraskan dengan perlakuan panas (*heat treatment*) dan diperkuat oleh pengerasan kerja (*work hardening*). Tetapi logam ini dapat dikeraskan dengan diberi perlakuan dingin (*cold working*).

Tidak seperti *ferritic stainless steels* dan *martensitic*, nilai austenitik tidak menunjukkan *yield point* atau titik luluh. *Austenitic stainless steels* memiliki kemampuan formabilitas yang sangat baik dan respon terhadap deformasi dapat dikendalikan dengan kandungan nikel dan tembaga. *Austenitic stainless steels* tidak mendapat pengaruh transisi pada suhu rendah dan memiliki ketangguhan tinggi sampai suhu kriogenik.

Tabel 2.2 Komposisi kimia dari *austenitic stainless steels* yang digunakan untuk implan fiksasi patah tulang (Sumber : ASM Handbook, 2003)

ASTM designation	UNS No.	Composition(a), %										
		C	Mn	P	S	Si	Cr	Ni	Mo	N	Cu	Others
F 138	S31673	0.030	2.00	0.025	0.010	0.75	17.00–19.00	13.00–15.00	2.25–3.00	0.10	0.50	...
F 1314	S20910	0.030	4.00–6.00	0.025	0.010	0.75	20.50–23.50	11.50–13.50	2.00–3.00	0.20–0.40	0.50	0.10–0.30 Nb; 0.10–0.30 V
F 1586	S31675	0.08	2.00–4.25	0.025	0.010	0.75	19.50–22.00	9.00–11.00	2.00–3.00	0.25–0.50	0.25	0.25–0.80 Nb
F 2229	S29108	0.08	21.00–24.00	0.03	0.010	0.75	19.00–23.00	0.10	0.50–1.50	0.90 min	0.25	...

(a) Single values are maximum values unless otherwise indicated.

Austenitic stainless steels menunjukkan ekspansi termal yang lebih besar dan kapasitas panas (*heat capacity*), dengan konduktivitas termal (*thermal conductivity*) yang lebih rendah daripada baja tahan karat atau baja konvensional lainnya. *Austenitic stainless steels* umumnya mudah dilas, tetapi perawatan diperlukan baik dalam pemilihan *consumables* dan praktik pengelasan yang digunakan untuk paduan yang lebih tinggi. *Austenitic stainless steels* sering dianggap sebagai non-magnetik, tetapi dapat menjadi sedikit magnetis saat *machined* atau *worked*. Tabel 2.5 merupakan komposisi kimia dari *austenitic stainless steels*.

Menurut Bronzino dan Park (2002) baja tahan karat pertama yang digunakan untuk fabrikasi implan adalah tipe 18-8sMo (SS 316 klasifikasi modern). Baja tahan karat austenitik 316 dan 316L, paling banyak digunakan untuk pembuatan implan dengan konsentrasi minimum Cr adalah 11% untuk memberikan ketahanan terhadap korosi. Pada tahun 1950 kandungan karbon dari baja tahan karat 316 dikurangi dari 0,08 menjadi jumlah maksimum 0,03% untuk ketahanan korosi yang lebih baik terhadap larutan klorida dan untuk meminimalkan sensitisasi dan baja tahan karat ini dikenal sebagai tipe 316L. SS 316L (18Cr-14Ni-2.5Mo) adalah varian *vacuum-melted low-carbon* dari tipe standar 316 dan dengan metode *vacuum melted* pada saat pembuatan SS 316L maka logam atau *stainless steel* yang dihasilkan lebih bersih (*improved cleanliness*).

Tabel 2.3 Komposisi kimia SS AISI 3316L.
(Sumber : ASTM F139–86 (1992) dalam Bronzino dan Park, (2002))

Element	Composition (%)
Carbon	0.03 max.
Manganese	2.00 max.
Phosphorus	0.03 max.
Sulfur	0.03 max.
Silicon	0.75 max.
Chromium	17.00–20.00
Nickel	12.00–14.00
Molybdenum	2.00–4.00

Standar ISO 5832-1 dan 5832-9 dalam (Newson, 2002) dan ASTM F139–86 (1992) dalam Bronzino *et al* (2002) menentukan baja tahan karat austenitik (terutama *medical grade* SS AISI 316L) digunakan untuk implan bedah (*surgical implants*). *Austenitic stainless steels* cocok untuk aplikasi temperature rendah disebabkan unsur Nikel membuat SS tidak menjadi rapuh pada temperatur rendah. Selain itu, mengandung setidaknya 10,5% Kromium untuk mencegah proses korosi (pengkaratan logam). Maka dari itu, golongan jenis ini sering di aplikasikan dalam bidang medis karena sifat nya yang tahan panas sehingga tidak masalah apabila ingin disterilkan.

Jenis SS 316L memiliki perbedaan dengan SS 316, perbedaan dari keduanya ialah bahwa akhiran 'L' pada SS 316L merupakan singkatan dari rendah karbon (*low*

carbon). Jenis ini termasuk dalam jenis *Austenitic stainless steel* (kelas stainless chromium-nickel) yang mengandung 2% - 3% molybdenum (dimana tipe 304 tidak punya). Dengan adanya molybdenum memberikan jenis 316 ketahanan lebih besar terhadap berbagai bentuk kerusakan.

Tabel 2.4 memperlihatkan sifat mekanik SS AISI 316L untuk implan (Sumber : ASTM F139–86 (1992) dalam Bronzino dan Park, (2002))

Condition	Ultimate tensile strength, min. (MPa)	Yield strength (0.2% offset), min. (MPa)	Elongation 2 in. (50.8 mm) min. %	Rockwell hardness
	485	172	40	95 HRB
Cold-worked	860	690	12	—

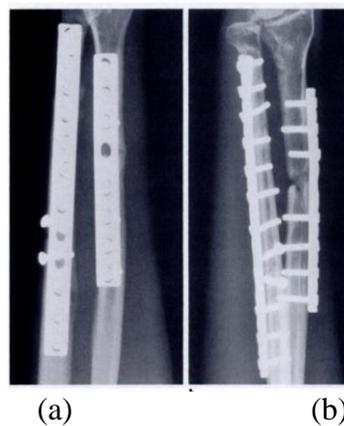
Material implan SS 316L menunjukkan kombinasi yang baik dari kekuatan mekanik, keuletan, efektivitas biaya, dan respon fabrikasi. SS 316L biasanya diberi perlakuan *cold worked* karena logam yang dikerjakan secara dingin memiliki peningkatan hasil yang nyata, seperti kekuatan tarik dan kekuatan leleh relatif terhadap keadaan dari pada di *heat treatment (annealing)*. *American Society of Testing and Materials (ASTM)* merekomendasikan SS 316L dari pada 316 untuk fabrikasi implan dengan spesifikasi untuk SS 316L diberikan pada Tabel 2.6 dan Tabel 2.7 Sifat mekanik dari SS AISI 316L untuk implan.

2.2.2. *Dynamic compression plate (DCP)*

Perangkat fiksasi internal merupakan implan yang dirancang untuk memberikan stabilisasi sementara dan setelah penyembuhan selesai, perangkat fiksasi internal dapat dikeluarkan atau dilepas. Berbagai jenis dan ukuran implan fiksasi internal, yaitu pelat (*plates*), sekrup tulang (*screw plate*), pin, dan kawat (*wire*) ortopedi.

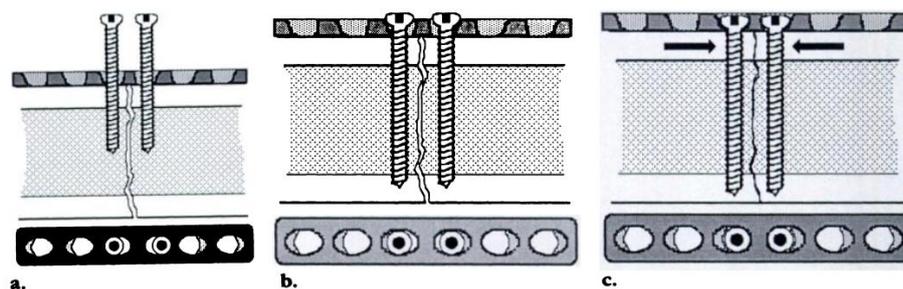
Menurut Slone *et al* (1991) pelat dapat dikelompokkan berdasarkan bentuknya, yaitu pelat lurus (*straight plates*) dan pelat khusus (*special plates*). Pelat lurus memiliki panjang dan ukuran yang bervariasi, tergantung pada aplikasi klinis. Pelat khusus memiliki bentuk yang membuat cocok secara unik untuk jenis patah tulang intra-artikular dan juxta-artikular tertentu. Sebagian besar dari pelat khusus

adalah pelat tipe penyangga (*butters*) karena pelat khusus memberikan penyangga dan mencegah pengendapan patah tulang intra-artikular dan metafisis. Pelat ini sering digunakan dalam kombinasi dengan *screw cancellous* dan *cortical* karena pelat ini mencakup kedua jenis tulang.



Gambar 2.3 (a) Tampilan *anteroposterior* dari dua *dynamic compression plate* yang menunjukkan penggunaan untuk memperbaiki fraktur lengan bawah (*radius* dan *ulna*). (b) Tampilan lateral yang menunjukkan dua sekrup lag pada fraktur ulna (Sumber : Slone *et al.*, 1991)

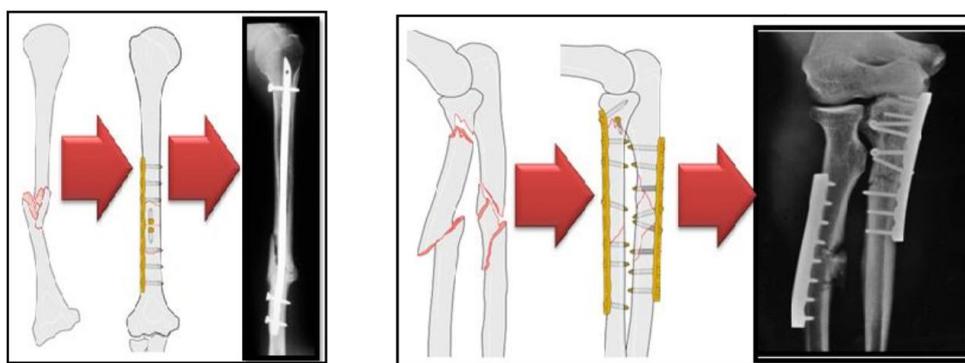
Ada empat jenis pelat lurus (*straight plates*), yaitu pelat yang memiliki lubang bulat, *dynamic compression plate*, pelat tubular dan pelat rekonstruksi. *Dynamic compression plate* diperkenalkan pada tahun 1969 dengan memiliki desain lubang yang memungkinkan untuk penekanan aksial dengan penyisipan sekrup eksentrik (Slone *et al.*, 1991).



Gambar 2.4 Penggunaan *dynamic compression plate*. (a) Sekrup ditempatkan secara eksentrik di plat saat memasuki korteks. (b) Sebelum fiksasi. (c) Setelah fiksasi dan membawa kedua fragmen menyatu (Sumber : Slone *et al.*, 1991)

Dynamic compression plate (DCP) (Gambar 2.4) memiliki lubang oval dengan tepi yang tirus (*inclined edges*). DCP berbentuk sedikit cekung dan merubah

desain lubang bulat aslinya. Pada Gambar 2.4 a.) sekrup ditempatkan di bagian luar lubang oval secara eksentrik dan sekrup memasuki korteks, Gambar 2.4 b.) kontur tirus dari lubang memaksa kepala sekrup menuju kepusat lubang dan Gambar 2.4 c.) sekrup tertekan ke tengah dan menggerakkan pelat sekitar 1 mm dengan membawa kedua fragmen menyatu. Dengan penempatan sekrup yang hati-hati di plat, tekanan di tempat patah tulang bisa tercapai. Dalam pemakaian saat ini, DCP mengacu pada pelat dengan lubang oval. Gambar 2.3 dan Gambar 2.5 menunjukkan posisi DCP pada tulang lengan bagian atas dan bagian bawah.



(a) Lengan atas (*humerus*)

(b) Lengan bawah (*radius dan ulna*)

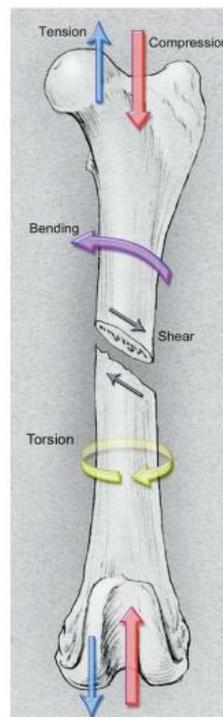
Gambar 2.5 Letak pemasangan DCP pada lengan atas dan bawah

(Sumber : Perren (2000) dalam Saputra (2016))

Menurut Slone *et al* (1991) DCP dapat berfungsi dalam mode yang berbeda, yaitu sebagai penekan, netralisir dan penyangga (*buttress*). *Compression plate* digunakan untuk patah tulang yang stabil dalam penekanan dan dapat dikombinasikan dengan sekrup lag (*screw lag*). Sebuah *plate* (Gambar 2.5) yang ditempatkan pada sisi ketegangan (*tension-band plating*) menyerap gaya tarik dan menghasilkan *compression* patah tulang dinamis.

Neutralization plate melindungi permukaan patah tulang dari *normal bending*, rotasi, dan kekuatan pembebanan aksial. *Neutralization plate* sering digunakan dengan kombinasi *screw lag*, yang diletakkan terpisah dari *plate* atau melalui salah satu lubang *plate* untuk memberikan kompresi antarfragmentasi. Sekrup yang tersisa pada *plate* hanya menyambungkan *plate* ke tulang dan menetralkan gaya pembebanan di lokasi patah tulang. Ada kemungkinan *plate* untuk memampatkan kembali lokasi patah tulang dan menetralkan gaya pembebanan.

Buttress plates atau pelat penyangga tulang yang tidak stabil dalam *compression* atau pembebanan aksial. *Buttress plates* digunakan untuk patah tulang yang mengharuskan meninggikan fragmen yang terkena dampak untuk mengembalikan permukaan artikular (misalnya radius *distal* dan patah tulang *tibial plateau*). *Buttress* atau pelat penyangga kemudian digunakan untuk menahan fragmen yang ditinggikan pada posisi yang diinginkan. Penggunaannya sering dilengkapi dengan *screw cancellous*.



Gambar 2.6 Gaya yang mempengaruhi tulang dan harus diperhatikan saat fiksasi fraktur (Sumber : Stiffler, 2004)

Saat memilih fiksasi internal untuk memperbaiki patah tulang, pemahaman dari kekuatan yang menciptakan patah tulang dan gaya yang dinetralkan oleh fiksasi diperlukan untuk mengoptimalkan perbaikan (Gambar 2.6). Lima kekuatan utama harus dipertimbangkan saat mengevaluasi patah tulang dijelaskan sebagai berikut (Stiffler, 2004).

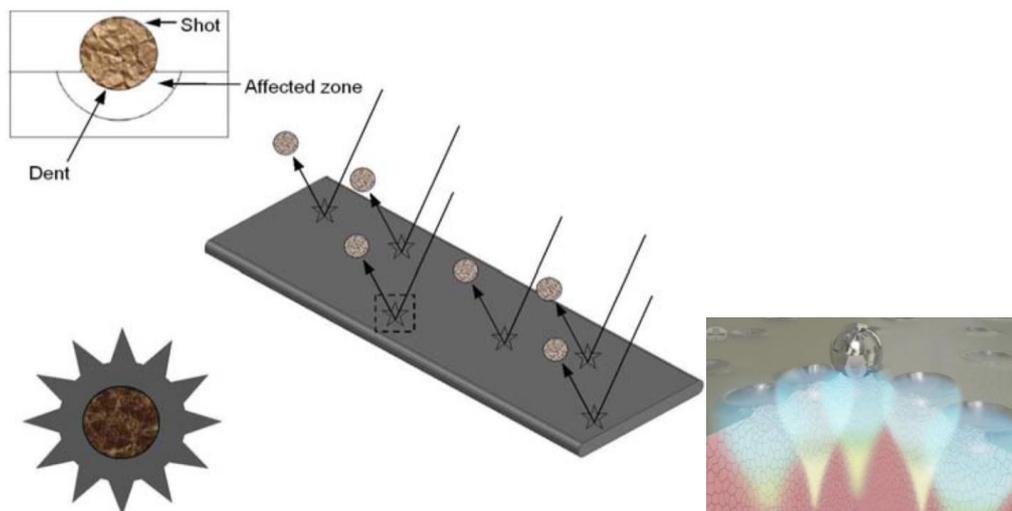
- a. *Compressive forces* terjadi dari pembebanan tulang secara aksial dan berhubungan langsung dengan berat pasien.

- b. *Tension forces* adalah kekuatan aksial yang menarik dan menjauhkan patah tulang.
- c. *Bending forces* menyebabkan penekanan pada satu sisi patah tulang dan ketegangan di sisi lainnya.
- d. *Torsion forces* berasal dari rotasi tulang.
- e. *Shearing forces* adalah akibat gaya tekan aksial yang bekerja pada patah tulang miring dan sejajar dengan garis patah tulang.

2.2.3. Shot peening

Shot peening adalah metode perlakuan dingin (*cold working*) yang menghasilkan lapisan tegangan sisa tekan (*compressive residual stresses*), deformasi plastis, menutup porositas dan pengerasan regangan yang dapat mengubah sifat mekanik logam dengan tumbukan aliran tembakan material *abrasive (steel ball)* yang diarahkan pada permukaan logam pada kecepatan tinggi dalam kondisi terkendali. Menurut Krik (1999) Lapisan tegangan tekan (*compressive stresses*) dikarenakan deformasi plastis tarik (*tensile plastic deformation*) permukaan yang disebabkan tembakan bombardir oleh material *abrasive (steel ball)* pada permukaan komponen. Tujuan utama *shot peening* adalah untuk meningkatkan sifat mekanik material. Proses ini memiliki aplikasi lain yang berguna, seperti mengurangi tegangan tarik yang berkontribusi pada retak korosi, pembentukan dan pelurusan bagian logam, dan pengujian adhesi pelat perak (*silver plate*) pada baja (ASM Handbook, 1994).

Gambar 2.7 menunjukkan material *abrasive (steel ball)* ditembakkan dengan kecepatan tinggi dan terjadi penumbukkan berulang-ulang, mengakibatkan deformasi plastis pada lapisan permukaan. Setelah *steel ball* meninggalkan spesimen, lapisan material yang berdampingan menolak deformasi lebih lanjut sehingga menyebabkan tegangan sisa tekan (*compressive residual stresses*).



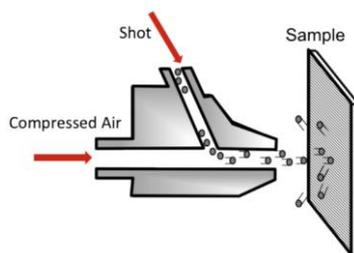
Gambar 2.7 Skematis proses tumbukan *steel ball* pada permukaan material
(Sumber : Bhuvaraghan *et al.*, 2010)

Hasil tembakan bola-bola tersebut menghasilkan sedikit tekanan bulat di permukaan, meregangkannya secara radial dan menyebabkan aliran plastis pada permukaan logam saat kontak. Efeknya meluas sampai sekitar 0.13 sampai 0.25 mm namun dapat meluas sebanyak 0.50 mm di bawah permukaan. Lapisan bawah permukaan logam tidak cacat secara plastis. Dalam distribusi tegangan yang dihasilkan mengakibatkan tegangan sisa tekan sejajar pada permukaan, sedangkan lapisan bawah permukaan logam memiliki tegangan tarik akibat reaksi. Tegangan tekan permukaan mungkin beberapa kali lebih besar dari tegangan tarik bawah permukaan. Tegangan tekan ini mengimbangi tegangan tarik yang dikenakan pada logam, seperti yang terjadi pada *bending*, dan meningkatkan umur kelelahan bagian (ASM Handbook, 1994).

Shot peening memperbaiki distribusi tegangan pada permukaan yang telah terganggu dengan *grinding*, pemesinan, atau perlakuan panas. Proses ini efektif untuk dasar (*ground*) atau pemesinan permukaan, karena mengubah kondisi tegangan tarik sisa (*residual tensile stress*) yang tidak diinginkan sehingga proses ini berlaku di permukaan logam terhadap kondisi tegangan tekan yang menguntungkan. *Shot peening* sangat efektif dalam mengurangi efek konsentrasi tegangan yang berbahaya dari takik, *fillets*, lubang tempa, cacat permukaan, pengaruh dekarburisasi yang rendah dan zona pengelasan yang terkena panas.

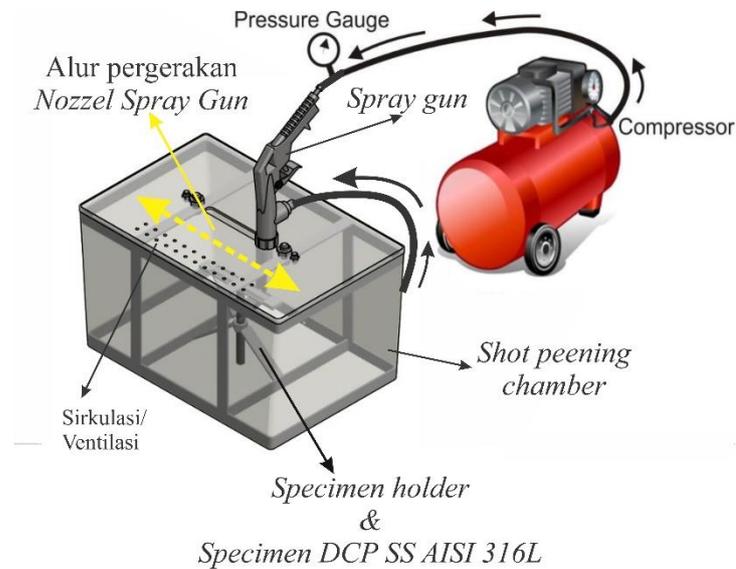
Cakupan permukaan (*surface coverage*) adalah ukuran seberapa kompleks suatu area terkena banyak tembakan bola-bola. Tanpa cakupan (*coverage*) 100% atau saturasi, peningkatan karakteristik kelelahan yang dihasilkan secara konvensional oleh *shot peening* tidak diperoleh. Sebagaimana dinyatakan dalam Praktik Rekomendasi SAE J443, "Prosedur untuk menggunakan *Shot Peening*". (ASM Handbook, 1994).

Dua metode untuk mendorong tembakan yang digunakan secara luas dalam *shot peening* adalah metode menggunakan roda berpeggerak motor yang berputar dengan kecepatan tinggi dan metode menggunakan aliran udara tekan (*compressed air*) secara terus-menerus (ASM Handbook, 1994).



Gambar 2.8 Skema penembakan dalam proses *shot peening*
(Sumber : Bagherifard *et al.*, 2015)

Jenis *spray gun* yang digunakan pada penelitian ini adalah *suction-feed*. Pada jenis ini aliran udara bertekanan dari kompresor udara (*compressed air*) keluar dari lubang udara (*fluid tip*) pada *nozzel* sehingga tekanan negative muncul dan menghasilkan kevakuman yang dapat menghisap *steel ball* dari *box shot peening* dan keluar bersama atau bercampur dengan udara pada *nozzel*, seperti yang ditunjukkan Gambar 2.8 skema penembakan *spray gun suction feed* pada proses *shot peening*. Proses *shot peening* pada penelitian ini menggunakan gerakan *spray gun* untuk mendistrusikan bola baja secara menyeluruh kepermukaan plat sspesimen seperti yang terlihat pada Gambar 2.9.



Gambar 2.9 Skema proses *shot peening*.

2.2.4. Struktur makro

Pengujian struktur makro umumnya merupakan pengujian yang dilakukan sebelum pengujian struktur mikro. Menurut Sukarno (2017) Pengujian struktur makro merupakan metode untuk menilai dengan detail dan cukup mendalam untuk mengetahui perbedaan dari *composition*, *density* dan *morphology* dari suatu material. Struktur makro dapat diteliti pada bagian permukaan, patahan (*fracture*) permukaan ataupun bagian makro yang disiapkan (ASM Handbook, 2004). Pengujian struktur makro pada bagian permukaan dapat menunjukkan adanya beberapa cacat (goresan, *bubbles*, inklusi, retakan dan bagian *deposit extruded*). Pada umumnya hasil pengujian struktur makro dapat dipengaruhi oleh kondisi pengamatan dan orientasi iluminasi relatif terhadap permukaan spesimen serta pengamat (ASM Handbook, 2004).

Pengujian struktur makro dilakukan pada pembesaran rendah sekitar 10x atau kurang (ASM Handbook, 2004). Selain itu, pemeriksaan makroskopik sering digunakan dalam pemeriksaan, seperti *casting*, tempa dan *weld*. Dalam bentuk tempa, pemeriksaan makroskopik dapat membantu mengidentifikasi diskontinuitas (seperti retak), fitur yang tidak homogen (seperti anisotropi deformasi, distribusi partikel-partikel material asing yang terjebak) dan pola alir butir.

Menurut Brandon & Kaplan (2013) struktur makro mengacu pada fitur yang mendekati skala spesimen dan dapat dilihat dengan mata telanjang atau dapat dideteksi dengan metode *non-destructive* yang umum (pengujian pewarna-penetrasi, radiografi sinar-X atau pengujian ultrasonik). Dalam pengujian struktur makro spesimen dapat diperiksa secara makroskopik dengan penerangan cahaya (*light microscopy*) untuk menunjukkan berbagai fitur struktur makro yang penting dan mengevaluasi kondisi material atau penyebab kegagalan seperti (ASM Handbook, 2004) :

- a) Estimasi kekasaran permukaan, pola penghalusan (*grinding*) dan sudut penggerindaan
- b) Evaluasi pelapisan dan keseragaman
- c) Estimasi deformasi plastis yang terkait dengan berbagai proses mekanis

Daftar fitur struktur makro di atas dalam karakterisasi logam dan mewakili beragam fitur yang dapat dievaluasi dengan *light microscopy*. Persiapan metalografi untuk pengujian struktur makro membutuhkan pemilihan area yang tepat. Area dipilih untuk mewakili fitur unik dari zona suatu bagian spesimen yang dipilih untuk proses karakterisasi. Pengujian struktur makro dengan pemeriksaan mikroskopik umumnya tidak menuntut kehalusan tinggi pada permukaan spesimen (ASM Handbook, 2004).

Fitur makroskopis dapat membantu mengidentifikasi lokasi inisiasi patahan dan perambatan retak. Orientasi patahan permukaan, lokasi inisiasi retak dan arah perambatan retakan harus berkorelasi dengan keadaan internal tegangan yang diciptakan oleh beban eksternal dan geometri spesimen (ASM Handbook, 2004).

2.2.5. Struktur mikro

Struktur material memiliki hubungan dengan susunan komponen internalnya. Pada tingkat atom, struktur dipahami sebagai pengelompokan atom relatif terhadap atom lain. Untuk tingkat struktur material dengan susunan kelompok atom yang besar dianggap sebagai komponen dari struktur mikro, yang menentukan sebagian besar sifat material (Staron *et al.*, 2017). Pengamatan struktur mikro ini dapat mengetahui ukuran butiran, jenis fase yang ada, dan deskripsi struktur, bentuk, dan

distribusi ukurannya. Selain itu, cacat dua dimensi seperti batas butir dan *heterophase interfaces*, cacat satu dimensi seperti dislokasi, dan cacat *zero* dimensi seperti cacat titik yang semua itu merupakan fitur penting struktur mikro dalam mengendalikan sifat yang dihasilkan (Staron *et al.*, 2017).

Menurut (Staron *et al.*, 2017) ada empat mekanisme penguatan (*strengthening*), yaitu (a) *work-hardening* (kerapatan dislokasi), (b) penguatan oleh pengurangan ukuran butir, (c) penguatan larutan padat, dan (d) penguatan oleh partikel.

- a) Fenomena *work hardening* dapat dijelaskan pada dasar dislokasi-dislokasi interaksi bidang regangan. Deformasi plastis selama kerja dingin (*cold-working*) menghasilkan peningkatan jumlah dislokasi (Tabel 2.8) sehingga jarak rata-rata antara dislokasi individu menurun. Rata-rata, interaksi regangan dislokasi-dislokasi bersifat *repulsive* (menolak). Hasilnya adalah bahwa gerakan dislokasi terhambat oleh adanya dislokasi lainnya. Seiring kerapatan dislokasi meningkat dengan meningkatnya tingkat deformasi, ketahanan terhadap gerakan dislokasi menjadi lebih jelas.
- b) Kekuatan luluh (*yield strength*) dari logam hampir secara umum diamati meningkat saat ukuran butir menurun. Data eksperimental hampir selalu menunjukkan hubungan linier antara kekuatan luluh dan nilai diameter butir. Pengaruh penguatan yang dihasilkan oleh pengurangan ukuran butir dihasilkan dari penyumbatan dislokasi berdasarkan batas butir. Oleh karena itu, material yang berbutir halus lebih kuat dari pada material yang berbutiran kasar, karena memiliki luas batas butir yang lebih besar untuk menghalangi gerakan dislokasi. Dua alasan mengapa batas butir bertindak sebagai penghalang gerakan dislokasi selama deformasi plastis, pertama adalah butiran memiliki orientasi kristalografi yang berbeda. Jika dislokasi melewati satu butir ke butir lainnya, maka harus mengubah arah gerakannya. Prosesnya menjadi lebih sulit karena *mis orientation* atau salah orientasi antara meningkanya butiran. Kedua, gangguan atom dalam wilayah batas butir menghasilkan diskontinuitas bidang slip dari satu butir ke butir lainnya. Batas antara dua fase yang berbeda juga merupakan hambatan

terhadap dislokasi. Perilaku tersebut digunakan dalam memperkuat material logam multi fasa yang kompleks.

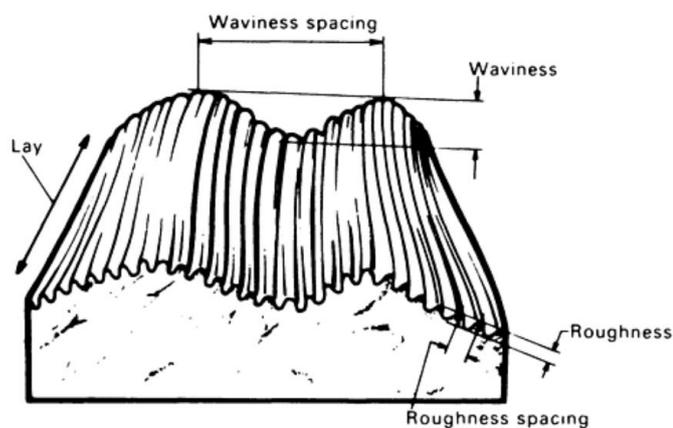
- c) Pengerasan larutan padat (*solid solution hardening*) adalah teknik lain yang efektif untuk menguatkan dan mengeraskan logam.
- d) Partikel dapat dimasukkan ke dalam matriks baik dengan pendekatan presipitasi atau serbuk metalurgi. Partikel akan berinteraksi dengan dislokasi yang menyebabkan dislokasi memotong partikel atau dislokasi untuk mengulanginya (*loop*). Untuk pemotongan partikel dibatasi pada partikel yang koheren atau setidaknya *semicoherent* ke matriks. Tingkat penguatan yang dihasilkan dari partikel berukuran nanometer bergantung pada distribusi partikel di matriks.

Karakterisasi optik dari struktur mikro logam dan paduan melibatkan identifikasi dan pengukuran dari fase, presipitat, konstituen dan penentuan ukuran butir, bentuk butir, tingkat *twinning*, karakteristik batas butir dan cacat lainnya yang dapat diamati. Struktur mikro memiliki pengaruh besar pada sifat material. Teknik karakterisasi yang paling sering digunakan untuk mengetahui struktur mikro material adalah mikroskop cahaya, mikroskop electron, mikroskop *ion beam*, X-ray dan difraksi elektron.

Mikroskop cahaya adalah metode umum yang digunakan untuk menentukan ukuran butiran material. Selain itu, ukuran dan distribusi inklusi dan presipitat yang lebih besar dapat diselidiki. Namun, karena batas resolusi dalam panjang gelombang cahaya (sekitar 500 nm) tidak sesuai untuk menyelidiki nanokristalin atau sub-mikrometer presipitat materil dan tidak ada informasi mengenai komposisi kimia atau struktur kristal dari fase individu yang dapat diperoleh. *Scanning electron microscopy* (SEM) memungkinkan untuk mengetahui ukuran butir dan presipitat serta pengaturannya dengan resolusi spasial dalam urutan beberapa sepuluh nanometer. Resolusi pada gambar diatur oleh *beam size*. Seringkali mikroskop ini dilengkapi dengan alat analisis *energy dispersive X-ray spectroscopy* (EDX) untuk menentukan komposisi kimia dari fase yang berbeda.

2.2.6. Kekasaran permukaan

Tekstur permukaan adalah penyimpangan berulang atau acak dari permukaan nominal yang membentuk topografi tiga dimensi pada permukaan. Pada Gambar 2.10 adalah tampilan dari tekstur permukaan yang meliputi kekasaran (kekasaran nano dan mikro), gelombang (*waviness* atau kekasaran makro), arah pola dari permukaan yang dominan (*lay*) dan ketidaksempurnaan atau cacat (*flaws*) (ANSI/ASME B46.1 *Surface texture* (1985) dalam Bhushan (2000)).

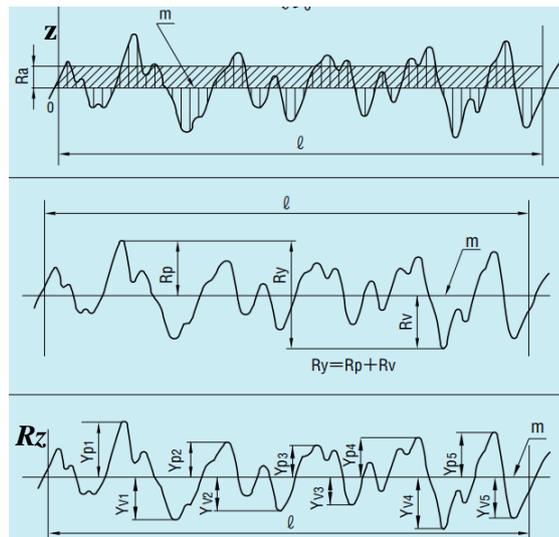


Gambar 2.10 Ilustrasi kekasaran, *waviness* dan tekstur permukaan umum
(Sumber : ASM Handbook, 1994)

Kekasaran nano dan mikro permukaan terbentuk oleh fluktuasi pada permukaan dengan panjang gelombang yang pendek, yang ditandai dengan bukit-bukit dan lembah (*valleys*) dengan amplitudo dan jarak yang bervariasi. Kekasaran permukaan mengacu pada penyimpangan frekuensi tinggi di permukaan yang disebabkan oleh interaksi bahan mikro dan alat pemotong (ASM Handbook, 1994). Gelombang (*waviness*) meliputi semua ketidakrataan yang jaraknya lebih besar dari panjang sampel kekasaran dan lebih pendek dari panjang sampel *waviness*. Arah pola (*lay*) adalah arah utama dari pola permukaan yang dominan dan umumnya pola ini ditentukan oleh metode produksi. Cacat (*flaws*) tidak disengaja, tak terduga, dan gangguan yang tidak diinginkan pada tekstur permukaan (Bhushan, 2000).

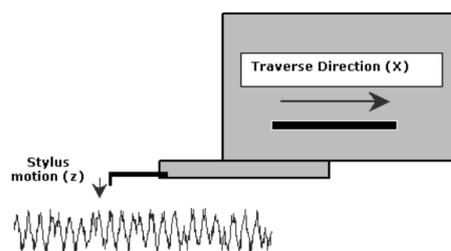
Menurut (Bhushan, 2000), kekasaran permukaan mengacu pada variasi ketinggian permukaan relatif terhadap bidang referensi dan diukur sepanjang profil garis tunggal atau sepanjang profil garis sejajar. Parameter amplitudo kekasaran yang dianjurkan oleh *American National Standards Institute* (ANSI) dan Organisasi

Standardisasi Internasional (ISO) adalah R_a atau nilai rata-rata kekasaran, R_y (R_{max} , *maximum height of profile* atau jarak puncak tertinggi dengan lembah terendah) dan R_z (*ten points high of irregularities* atau rata-rata lima puncak tertinggi dan lima lembah terendah) seperti yang terlihat pada Gambar 2.11.



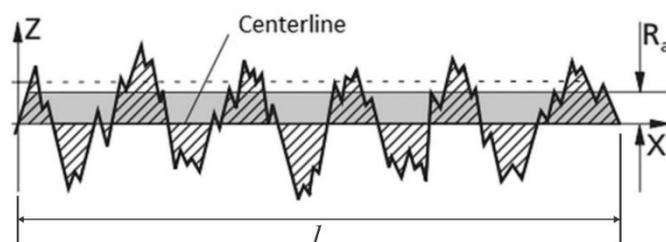
Gambar 2.11 Grafik profil kekasaran permukaan R_a , R_y (R_{max}) dan R_z
(Sumber : JIS B 0031 *Surface Roughness*, 1994)

Berbagai instrumen tersedia untuk pengukuran kekasaran permukaan. Teknik pengukuran dapat dibagi menjadi dua, yaitu tipe *contact* yang selama pengukuran komponen alat ukur benar-benar menyentuh permukaan yang akan diukur dan tipe *noncontact* seperti yang terlihat pada Gambar 2.12. Alat tipe kontak dapat merusak permukaan bila digunakan dengan ujung jarum (*stylus*) yang tajam, terutama permukaan lembut (*soft*). Dalam pengukuran kekasaran permukaan mempertimbangkan beban normal yang cukup rendah sehingga tekanan kontak tidak melebihi kekerasan permukaan yang akan diukur (Bhushan, 2000).



Gambar 2.12 Sebuah *stylus* berdasarkan jenis mekanik *profiler*
(Sumber : Khan, 2008)

Menurut (Bhushan, 2000), metode ini menggunakan instrumen yang mencatat dan memperkuat gerakan vertikal *stylus* pada kecepatan konstan pada permukaan yang akan diukur. *Stylus* digabungkan secara mekanis dengan transformator diferensial variabel linier (LVDT), optik atau sensor kapasitansi. Lengan *stylus* dilekatkan pada sampel, *stylus* memindai dan melintasi permukaan sampel yang diam menggunakan unit traverse pada kecepatan konstan atau sampel digerakkan melintasi referensi datar optik. *Stylus* berada di atas permukaan sampel dan mendeteksi penyimpangan pada permukaan dengan transduser. Deteksi penyimpangan permukaan menghasilkan sinyal analog yang sesuai dengan gerakan *stylus* vertikal. Sinyal ini kemudian diperkuat, dikondisikan, dan didigitasi. Gerakan vertikal lengan *stylus* menghasilkan gerakan baling-baling, yang didaftarkan oleh sensor kapasitansi. Sinyal analog keluaran sensor kapasitansi diubah menjadi digital dan ditampilkan dalam peta kekasaran permukaan. Seluruh perangkat *stylus* dipasang pelat yang digerakkan oleh motor untuk gerakan vertikal kasar.



Gambar 2.13 Grafik profil kekasaran permukaan R_a
(Sumber : Janabi *et al.*, 2017)

Dalam pengukuran kekasaran permukaan pada penelitian ini mengacu pada peneliti sebelumnya dengan tidak menggunakan parameter nilai R_z dan R_{max} . Menurut Prihandoko (2015) perlakuan *shot peening* pada permukaan spesimen memberikan nilai kekasaran yang acak (*random*) sehingga parameter nilai R_z dan R_{max} tidak dapat digunakan. Parameter R_z hanya mengukur nilai rata-rata lima puncak tertinggi dan lima lembah terendah dari permukaan sedangkan ketinggian permukaan spesimen yang diukur tidak merata tingginya. Parameter nilai R_{max} tidak digunakan karena hanya mengukur antara jarak puncak tertinggi dengan lembah terendah dari permukaan spesimen. Berdasarkan hal di atas, parameter amplitudo

yang umum digunakan dalam penelitian kekasaran permukaan adalah parameter R_a . Dikarenakan parameter nilai R_a tersebut mewakili nilai rata-rata aritmatika penyimpangan ketinggian kekasaran permukaan di atas garis rata-rata sepanjang spesimen “L” atau menggunakan nilai tinggi rata-rata dari bentuk suatu permukaan. Nilai R_a biasanya diukur dalam *microinches* atau *microns* dalam sistem metrik. Nilai R_a dapat dicari dengan persamaan berikut (ANSI/ASME B46.1 (1985) dalam Bushan (200)):

$$R_a = \frac{z_1+z_2+z_3+\dots+z_n}{n} \dots\dots\dots(2.1)$$

Keterangan :

- R_a = Nilai kekasaran rata-rata (μm)
- z_1 = Nilai hasil uji kekasaran 1 (μm)
- z_2 = Nilai hasil uji kekasaran 2 (μm)
- z_3 = Nilai hasil uji kekasaran 3 (μm)
- n = Jumlah data

2.2.7. Pengujian kekerasan mikro

Pengujian kekerasan dilakukan untuk mengetahui kemampuan material dalam menahan lekukan (*indentation*) permanen atau deformasi. Kekerasan material dihitung dengan menggunakan salah satu dari berbagai skala baik secara langsung atau tidak langsung yang mengindikasikan tekanan kontak yang terlibat dalam deformasi permukaan uji. Karena indenter ditekan ke material selama pengujian, kekerasan juga dilihat sebagai kemampuan material untuk menahan beban tekan.

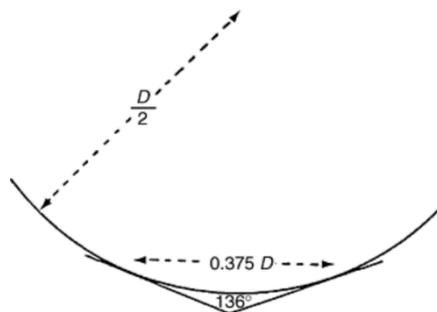
Uji kekerasan dapat diklasifikasikan menggunakan berbagai kriteria, yaitu jenis pengukuran, besarnya beban indentasi, dan sifat uji (yaitu statis, dinamis, atau goresan) (ASM Handbook, 2000):

- a) Uji kekerasan berdasarkan jenis pengukuran dapat dikelompokkan menjadi dua jenis, yaitu pengukuran yang melibatkan dimensi lekukan (*Brinell, Vickers, Knoop*) dan pengukuran melibatkan kedalaman lekukan (*Rockwell, nanoindentation*).

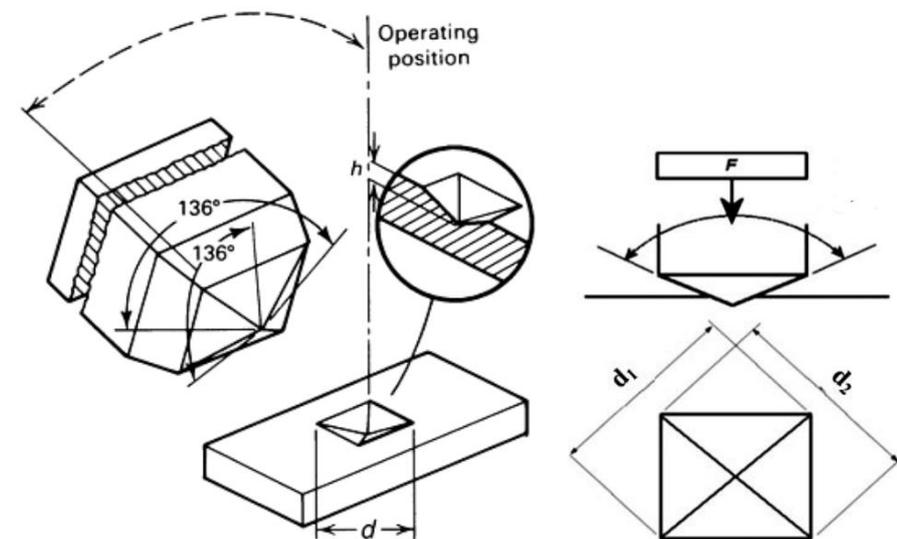
- b) Uji kekerasan berdasarkan besaran beban indentasi, yaitu *macrohardness*, *microhardness*, dan uji *nanohardness*. Untuk uji kekerasan makro, beban indentasi adalah 1 kgf atau lebih besar: Pengujian *Vickers* dapat menggunakan beban dari 1 sampai 120 kgf. Beban uji *Rockwell* bervariasi dari 15 sampai 150 kgf, tergantung pada jenis indentor dan skala pengukuran *Rockwell*. Uji *Brinell* melibatkan beban 500 dan 3000 kgf meskipun beban menengah. Untuk uji kekerasan mikro (*Vickers* dan *Knoop*) menggunakan beban yang lebih kecil mulai dari 1 gf sampai 1 kgf, yang paling umum adalah 100 sampai 500 gf dan cocok untuk lapisan material ketebalan lebih dari 3 mm. Uji *nanoindentation*, yang juga disebut uji indentasi instrumentasi, bergantung pada pengukuran simultan dari beban dan kedalaman lekukan yang dihasilkan oleh beban yang sekecil 0.1 mN, dengan pengukuran kedalaman pada kisaran 20 nm.
- c) Uji kekerasan berdasarkan sifat uji dapat dikelompokkan menjadi jenis statis, dinamis, dan gores. Semua uji kekerasan yang disebutkan di atas adalah jenis statis. Dalam uji dinamis, indentor biasanya berbentuk bola atau kerucut, dibiarkan memantul dari permukaan material yang akan diuji dan tinggi pelepasan indentor digunakan sebagai ukuran kekerasan. Untuk uji gores, kekerasan material yang diketahui digunakan untuk menggores permukaan material dengan kekerasan yang tidak diketahui untuk menentukan apakah yang terakhir kurang lebih keras daripada bahan referensi.

Uji kekerasan pada penelitian ini sesuai ASTM E92-82 *Standard Test Method for Vickers Hardness of Metallic Materials* 1997. Pengujian kekerasan pada penelitian ini berdasarkan besar beban indentasi dengan menggunakan uji kekerasan mikro *Vickers* (dari 1 gf sampai 1000 gf sesuai dengan standar ASTM E 384). Pengujian kekerasan *Vickers* menggunakan indentor intan berbentuk piramida persegi dengan sisi berlawanan membuat sudut 136° satu sama lain. Uji kekerasan *Vickers* bermula dari pengujian kekerasan *Brinell*. Dalam pengujian kekerasan *Brinell* diameter indentasi terletak antara 0.25D dan 0.5D sehingga rata-rata dua diameter, 0,375D, dipilih untuk diameter indentasi seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.14 yang juga menunjukkan asal dari sudut 136° dari indentor *Vickers*.

Geometri dari indenter yang terlihat pada Gambar 2.15 dengan area proyeksi lekukan adalah 0,927 kali luas permukaan kontak. Karena kekerasan *Vickers* (HV), didefinisikan sebagai beban yang dibagi oleh luas permukaan lekukan, tekanan luluh atau *yield pressure* (P), sehingga $HV = 0,927P$. Walaupun prinsip uji *Vickers* sama dengan uji *Brinell*, tetapi uji *Vickers* dilakukan dengan gaya dan indenters yang berbeda (ASM Handbook, 2000).



Gambar 2.14 Hubungan antara sudut 136° dengan sisi berlawanan dari indenter *Vickers* dan indenter *Brinell* berbentuk bulat dengan diameter D.
(Sumber : ASM Handbook, 2000).



Gambar 2.15 Indenter piramida yang digunakan untuk uji *Vickers* dan menghasilkan lekukan (*indentation*), d berarti diagonal lekukan dalam millimeter.
(Sumber : ASM Handbook, 2000).

Dalam pengujian kekerasan mikro *Vickers* ini, gaya diterapkan halus (*smoothly*), tanpa dampak (*impact*), dan ditahan selama 10 sampai 15 detik. Gaya harus diketahui secara tepat (sesuai ASTM E 384 untuk toleransi). Selama uji

kekerasan *Vickers*, panjang dua diagonal indentasi diukur, dan menghitung nilai rata-rata (d). Jika lekukannya persegi, daerah proyeksi lekukan adalah $d^2/2$, sehingga tekanan luluh $2W / d^2$ dan $HV = 0,927 (2W / d^2)$. Setelah gaya dilepas, kedua diagonal diukur dan rata-rata digunakan untuk menghitung HV sesuai dengan persamaan (2.4) (ASTM E92-82 *Standard Test Method for Vickers Hardness of Metallic Materials*, (1997)):

$$VHN = \frac{2P \sin(\frac{\alpha}{2})}{d^2} \times 1000 = \frac{1854.4P}{d^2} \dots\dots\dots(2.2)$$

Keterangan :

VHN = Nilai kekerasan mikro *Vickers*

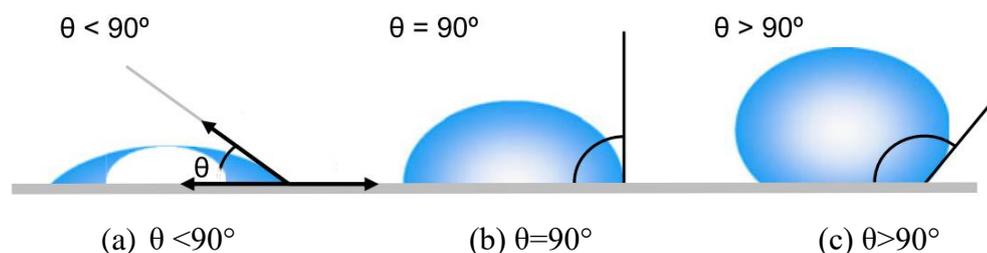
d = diagonal rata-rata (μm)

P = Beban yang digunakan dalam pengujian (gf) $\rightarrow 1 \text{ kgf} = 1000\text{gf}$

α = sudut muka (136°)

2.2.8. Wettability

Wettability adalah interaksi antara molekul cair dan padat, yang dapat ditunjukkan dengan menaruh setetes cairan pada benda padat, sehingga mendapatkan sudut yang ditunjukkan oleh permukaan padat dan garis singgung pada turunan permukaan (Zia *et al* (2009) dalam Nascimento *et al* (2014)), seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.16.



Gambar 2.16 Ilustrasi sudut kontak yang terbentuk oleh tetesan cairan pada permukaan padat homogen yang halus (Sumber : Yuan & Lee., 2013)

Wettability adalah parameter penting untuk menentukan tingkat adhesi atau daya tarik menarik cairan pada permukaan padat (Nascimento *et al.*, 2014). Hal ini ditunjukkan oleh kecenderungan cairan yang mendistribusikan cairannya di sepanjang permukaan. *Wettability* semakin penting karena menjelaskan interaksi

antara permukaan padat/cair/gas. Teknik yang paling banyak digunakan untuk menentukan tingkat *wettability* permukaan padat adalah sudut kontak (*contact angle*) dan metode yang paling umum digunakan untuk menentukan sudut kontak adalah tetesan sessile (*sessile drops*). Teknik ini memungkinkan pengamatan variasi kecil dalam perilaku tetesan cairan yang diendapkan pada permukaan padat (Nascimento *et al.*, 2014).

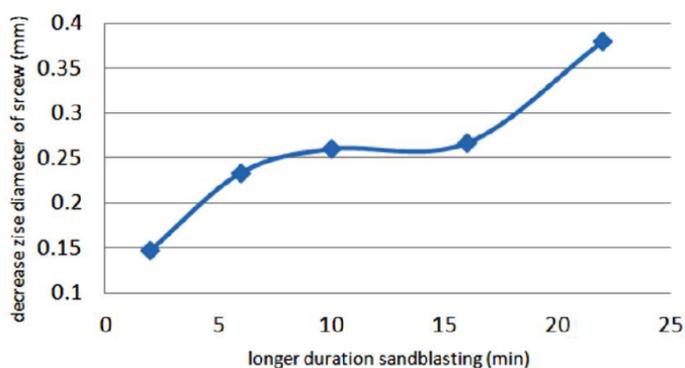
Gambar 2.16 menunjukkan tetesan cairan yang menempel pada permukaan padat. Sudut kontak didefinisikan sebagai sudut yang dibentuk oleh persimpangan antarmuka padat dan cair yang diperoleh secara geometris dengan menerapkan garis singgung dari titik kontak di sepanjang antarmuka cairan dalam profil tetesan. Gambar 2.16 (a) menunjukkan permukaannya adalah hidrofilik dengan sudut kontak kurang dari 90° yang menunjukkan bahwa pembasahan permukaan menguntungkan dan cairan akan menyebar ke area yang luas di permukaan. Gambar 2.16 (b) adalah *neutral wet* pada sudut kontak mendekati 90° , sedangkan pada Gambar 2.16 (c) menunjukkan permukaannya adalah hidrofobik dengan sudut kontak yang lebih besar dari 90° yang berarti pembasahan permukaan tidak menguntungkan sehingga cairan akan meminimalkan kontakannya dengan permukaan dan membentuk tetesan cairan yang padat (*compact*) (Yuan & Lee., 2013).

Beberapa teori dasar mengenai sudut kontak permukaan dalam buku *Wetting and Roughness* Quere (2008) yaitu persamaan *Young's*, persamaan *Wenzel's* dan persamaan *Cassie-Baxter*. Persamaan *Young's*, ketika setetes cairan ditempatkan ke permukaan padat dan membentuk sudut kontak (θ). Persamaan *Young* untuk sudut kontak dari cairan hanya dapat diterapkan ke permukaan yang datar, permukaan padat yang sangat halus dan secara kimia homogen serta tidak pada permukaan yang kasar. Persamaan *Wenzel's*, mengembangkan model di mana cairan benar-benar dapat menembus ke dalam alur atau permukaan kasar. Dalam buku *Wetting and Roughness* Quere (2008), persamaan *Wenzel* memprediksi bahwa *wettability* ditingkatkan oleh kekasaran, ketika θ adalah $<90^\circ$ dan *wettability* menurun oleh kekasaran, ketika θ adalah $>90^\circ$. Namun, ketika $\theta <90^\circ$, di bawah beberapa kondisi kekasaran, gelembung udara mungkin terperangkap di

permukaan kasar. Dalam hal ini, tetesan cairan sebenarnya terletak di permukaan. Persamaan *Cassie-Baxter*, Keadaan *Cassie-Baxter*, pembasahan permukaan dengan cairan yang dianggap bahwa di bawah tetesan cairan (dibawah area kontak cairan) diisi dengan uap bukan cairan. Dalam hal ini, antarmuka permukaan cair sebenarnya merupakan antarmuka yang terdiri dari dua fase, yaitu antarmuka cair dan antarmuka cairan-uap (Latthe *et al.*, 2012).

2.2.9. Pengukuran geometri pada material DCP SS AISI 316L

Perlakuan *shot peening* sesungguhnya tidak digunakan untuk mengubah dimensi. Tetapi, perubahan dimensi dapat saja terjadi karena deformasi plastis atau terjadi deformasi butir hasil perlakuan *shot peening* yang dapat mengurangi lapisan permukaan yang terkena dampak perlakuan.



Gambar 2.17 Grafik rata-rata penurunan diameter sekrup implan tulang.
(Sumber : Prasetya *et al.*, 2011)

Pada penelitian Prasetya *et al* (2011) pengaruh variasi waktu perlakuan *sand blasting* terhadap sekrup implan tulang dengan material SS AISI 316L menunjukkan bahwa diameter sekrup tulang menurun setelah perlakuan *sand blasting*. Gambar 2.17 menunjukkan penurunan diameter sekrup seiring semakin lamanya perlakuan *sand blasting*. Dengan waktu perlakuan 22 menit diameter sekrup tulang berkurang hingga 0,38 mm dan pengurangan diameter ini sekitar 9,31% dari diameter asli sebelum perlakuan *sand blasting*.