

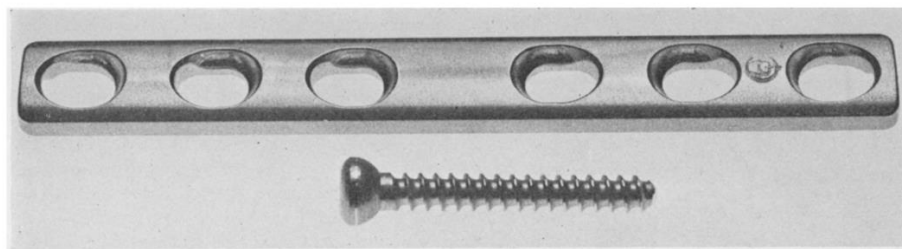
BAB II

TINJAUAN PUSTAKAN DAN DASAR TEORI

2.1. Tinjauan Pustaka

Perlakuan *shot peening* yang diberikan pada plat DCP yang berbahan *stainless steel* 316L (Gambar 2.1) bertujuan untuk meningkatkan sifat mekanis dan kualitas dari material tersebut. Proses dari perlakuan *shot peening* akan menghasilkan deformasi plastis dan tegangan sisa tekan. Prinsip kerja dari *shot peening* adalah penembakan dari material *abrasive* (*steel ball*) bertekanan tinggi dengan bantuan kompresor secara menyeluruh/merata pada permukaan material. Metode *shot peening* dapat memberikan efek meningkatkan kekerasan, kekasaran, kerapatan butiran, dan jarak interplanar dari sisi kristal sehingga dapat menghambat laju rambat retak mikro (Wibowo dkk, 2016).

Penelitian tentang perlakuan *shot peening* terhadap material berbahan *stainless steel* telah banyak dilakukan oleh peneliti terdahulu. Mereka melakukan penelitian ini tidak hanya untuk mengetahui pengaruh karakteristik permukaannya saja, namun juga untuk mengetahui pengaruh ketebalan dari material tersebut setelah diberi perlakuan *shot peening*.



Gambar 2.1 *Dynamic Compression Plate* (Reudi, 1975)

Penelitian kali ini mengacu pada beberapa parameter dan variabel yang telah digunakan pada penelitian-penelitian sebelumnya. Harapan dari penelitian ini adalah agar dapat menjadi perbandingan adanya perbedaan dengan penelitian-penelitian sebelumnya. Berikut adalah hasil dari peneliti sebelumnya:

1) Variabel diameter *steel ball*

Ahmed, dkk (2015) dengan menggunakan *ceramic balls* melakukan penelitian dengan variasi diameter 125-250 μm , 450 μm , dan 850 μm . Julianto (2015) pada penelitiannya menggunakan ukuran *steel ball* 0,4 mm, 0,6 mm, dan 0,8 mm. Dwijayanto (2016) menggunakan variasi diameter 0,4 mm dan 0,8 mm. Sukarno (2017) menggunakan variasi diameter 0,4 mm, 0,6 mm, dan 0,7 mm. Pada penelitian ini, penulis menggunakan variasi diameter 0,4 mm, 0,6 mm, dan 0,7 mm.

2) Variabel waktu penembakan

Sugiyanto (2005) pada saat penelitian menggunakan variasi waktu 5 detik, 10 detik, dan 15 detik. Setiawan (2012) dan Hidayat (2013) menggunakan variasi waktu penembakan *shot peening* 2 menit, 6 menit, dan 10 menit. Sunardi (2013) menggunakan variasi waktu 5 menit, 10 menit, 15 menit, 20 menit, 25 menit, dan 30 menit. Prihandoko (2015) melakukan penelitian pada material *stainless steel* AISI-316L dengan variasi waktu 9 menit, 10 menit, 11 menit, dan 12 menit. Pada penelitian ini, penulis menggunakan waktu penembakan 10 menit.

3) Variable tekanan penembakan *shot peening*

As'ad (2008) dan Saputra (2015) melakukan pengujian *shot peening* dengan variable tekanan sebesar 4 – 6 kg/cm^2 . Ishak (2011) dan Mukhsen (2012) menggunakan variasi tekanan pada penembakan 5 – 7 kg/cm^2 . Pada penelitian ini, penulis menggunakan tekanan sebesar 6 kg/cm^2 .

4) Variable jarak penembakan

Arifvianto (2011) pada penelitiannya menggunakan variabel jarak *nozzle* 88 mm. Setiawan (2012) dan Hidayat (2013) menggunakan variabel jarak penembakan 88 mm. Sedangkan, Sunardi (2013), Prihandoko (2015) dan Saputra (2015) menggunakan variabel jarak penembakan 100 mm. Syahrudin (2016) dan Wahyudin (2016) menggunakan variasi jarak penembakan 80 mm,

90 mm, 100 mm, 110 mm, dan 120 mm. Pada penelitian ini, penulis menggunakan jarak penembakan 100 mm.

5) Variasi material yang di uji

Pada penelitian ini, penulis menggunakan material *stainless steel* 316L. Penelitian yang telah dilakukan dengan menggunakan material yang sama (SS-316L) adalah Arifvianto (2011), Adriawan (2011), Pramudia (2011), Widodo (2011), Ishak (2011), Priandoko (2015), Saputra (2015) , Sunardi (2016), Nugroho, dkk (2017), dan Sukarno (2017). Sedangkan, Sunardi (2015), Sulaiman (2016), Wahyudin (2016), dan Purwanto (2017) menggunakan material *stainless steel* 304.

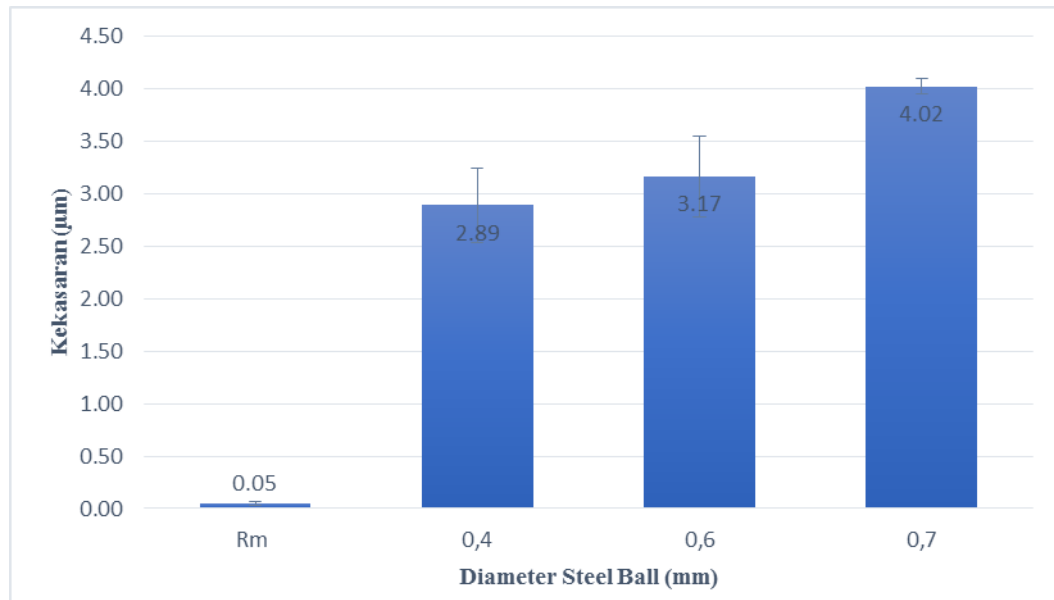
Berdasarkan penelitian-penelitian tersebut diatas menunjukkan bahwa perlakuan *shot peening* berbahan *stainless steel* mampu meningkatkan kekerasan, kekasaran permukaan, pengecilan struktur mikro pada butiran permukaan dan pengecilan ketebalan ukuran pada material yang di uji.

Beberapa hasil penelitian yang telah dilakuka peneliti sebelumnya akan dijadikan referensi oleh penulis, dimana hal ini bertujuan agar penelitian yang akan dilakukan penulis tidak terlalu menyimpang dari tujuan. Berikut adalah hasil dari penelitian sebelumnya.

2.1.1. Kekasaran Permukaan (*surface roughness*)

Kekasaran permukaan adalah ukuran suatu permukaan yang telah mengalami suatu perlakuan. Beberapa penelitian *shot peening* yang telah dilakukan hasil uji kekasaran pada permukaan material mengalami peningkatan dari sebelum diberi perlakuan. Ada beberapa faktor yang menyebabkan nilai kekasaran meningkat antara lain ukuran dari bola-bola yang digunakan dalam penembakan, waktu penembakan, sudut penembakan dan kecepatan saat penembakan. Sukarno (2017) melakukan penelitian tentang pengaruh variasi penembakan perlakuan *shot peening* dengan diameter 0,4 mm, 0,6 mm, dan 0,7 mm pada material dengan permukaan datar yang berbentuk persegi bahan *stainless steel* 316L dengan waktu penembakan 10 menit untuk setiap variasi dan tekanan di pertahankan 6 bar. Dari penelitian yang

telah dilakukan tersebut di dapat hasil nilai kekasaran dari keempat variasi (Gambar 2.2).



Gambar 2.2 Nilai kekasaran permukaan (R_a) terhadap variasi diameter penembakan *shot peening* (Sukarno, 2017)

Gambar 2.2 menunjukkan bahwa material yang telah diberi perlakuan *shot peening* mengalami peningkatan nilai kekasaran pada permukaan dibandingkan dengan nilai kekasaran *raw material*. Pada variasi penembakan diameter 0,7 mm *shot peening* terlihat nilai kekasaran yang paling optimum. Terlihat pula peningkatan nilai kekasaran permukaan pada spesimen yang tidak terlalu jauh antara variasi diameter 0,4 mm dan 0,6 mm. Dari gambar tersebut dapat disimpulkan bahwa semakin bertambahnya ukuran *steel ball* pada proses *shot peening* mengakibatkan nilai kekasaran yang semakin meningkat.

Penelitian yang dilakukan Raharjo, dkk (2015) tentang tingkat kekasaran permukaan SS-316L akibat variasi tekanan penembakan perlakuan *shot peening* dengan diameter *steel ball* 0,4 mm. Dari penelitian tersebut didapat hasil seperti pada gambar 2.3.



Foto Makro AISI 316L Stainless Steel tekanan 6 bar

Foto Makro AISI 316L Stainless Steel tekanan 7 bar



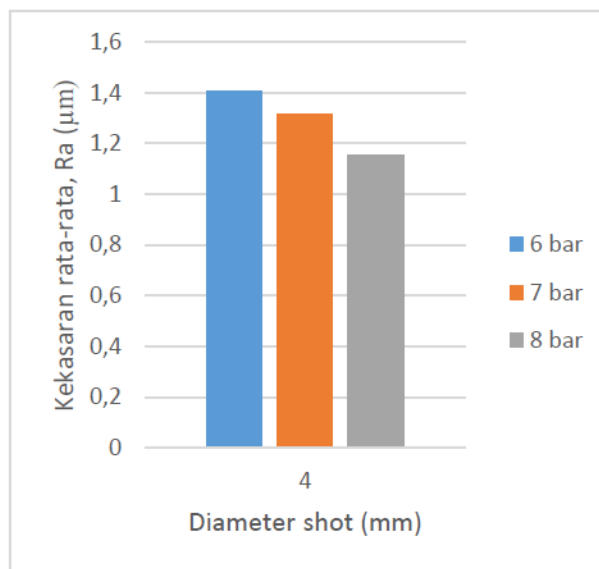
Foto Makro AISI 316L Stainless Steel tekanan 8 bar

Foto Makro AISI 316L Stainless Steel tanpa perlakuan

Gambar 2.3 Hasil Foto Makro Permukaan Variasi Tekanan Perlakuan *Shot Peening* pada Material SS-316L (Raharjo dkk, 2015)

Gambar 2.3 menunjukkan hasil foto makro dari material SS-316L akibat proses *shot peening*, dimana pada tekanan 6 bar mempunyai jumlah lekukan yang lebih banyak dibandingkan dengan variasi tekanan lainnya. Sedangkan pada gambar 2.4 menunjukkan bahwa tekanan 6 bar dengan diameter 0,4 mm pada proses *shot peening* terhadap SS-316L memiliki nilai kekasaran yang lebih besar. Hal ini dapat disimpulkan bahwa tekanan penembakan pada saat proses perlakuan *shot peening* terhadap SS-316L mempengaruhi hasil dari nilai kekasarannya, dimana jika tekanan yang diberikan semakin besar maka akan menghasilkan nilai kekasaran yang semakin rendah. Tekanan penembakan yang tinggi pada sebuah permukaan material akan mengakibatkan penumbukan *steel ball* secara acak lebih luas, sehingga mengakibatkan permukaan tersebut mempunyai bukit kekasaran yang lebih sedikit. Hal ini yang menyebabkan nilai kekasaran menurun. Penembakan *steel*

ball dengan tekanan tinggi akan menjadikan kekasaran permukaan semakin halus karena lembah yang terbentuk saat indentasi lebih rata dan tekanan yang tinggi akan menjadikan penembakan mempunyai massa yang lebih besar yang mengakibatkan menumbuk pada permukaan dengan gaya yang lebih besar pula, sehingga distribusi tumbukan yang terbentuk di permukaan akan lebih rata.

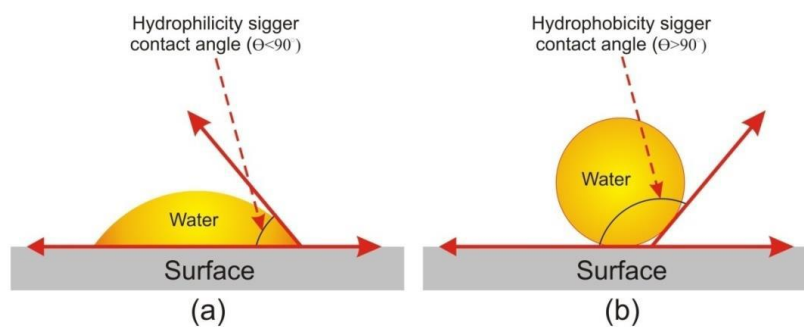


Gambar 2.4 Diagram efek tekanan *shot peening* terhadap kekasaran SS-316L (Raharjo dkk, 2015)

2.1.2. *Wettability*

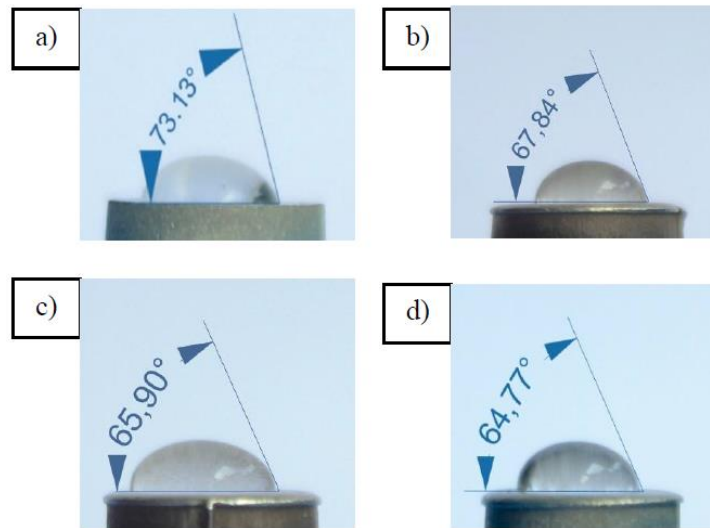
Suatu sifat pada material yang telah diberi suatu perlakuan pada permukaan terhadap ketahanan cairan di atas permukaan material tersebut merupakan pengertian dari *wettability*. Jika suatu permukaan pada material ditetesi dengan air dan permukaan tersebut tidak basah, maka permukaan itu disebut dengan *hydrophobic*. Untuk mengetahui apakah suatu permukaan pada material dapat dikatakan *hydrophobic* diperlukan pengujian dengan mengukur nilai sudut fluida cair yang terbentuk pada permukaan sampel karena telah ditetesi dengan fluida cair tersebut.

Menurut Yuliawati dan Desi, 2014 (dalam Purwanto, 2017) ada beberapa karakteristik permukaan yang suka air (*hydrophilic*) dan tidak suka air (*hydrophobic*). Jika *contact angel* yang terbentuk pada permukaan sampel kurang dari 90° maka menunjukkan karakter permukaan *hydrophilic* dan jika *contact angel* yang terbentuk pada permukaan sampel besar dari 90° maka disebut dengan *hydrophobic*. Penyebab suatu permukaan memiliki sifat *hydrophilic* adalah akibat dari penembakan *steel ball* pada perlakuan *shot peening* yang menjadikan permukaan memiliki deformasi yang banyak. Hal tersebut mengakibatkan permukaan yang kasar. Permukaan yang bersifat *hydrophilic* pada plat penyambung tulang yang menempel pada tulang adalah baik karena akan menyerap protein dalam pembentukan sel-sel pada tulang tersebut.



Gambar 2.5 Skema bentuk *contact angels* (a) *Hydrophilic* dan (b) *Hydrophobic* (Yuliawati dan Desi, 2014)

Hasil uji *wettability* yang ditunjukkan oleh Ahmed dkk (2015) Purwanto (2017), Sukarno (2017), dan Mendastrama (2017) memperlihatkan adanya pengaruh *shot peening* terhadap nilai *wettability* permukaan material. Hasil pada penelitian yang dilakukan Sukarno (2017) pada gambar 2.6 menunjukkan bahwa pada permukaan material yang belum diberi perlakuan *shot peening* (*raw material*) memiliki nilai sudut kontak yang besar dibandingkan nilai sudut kontak pada permukaan material yang sudah diberi perlakuan. Permukaan material yang semakin kasar menghasilkan nilai sudut kontak yang kecil dimana hal tersebut baik jika material digunakan sebagai implan yang dipasang pada tulang.



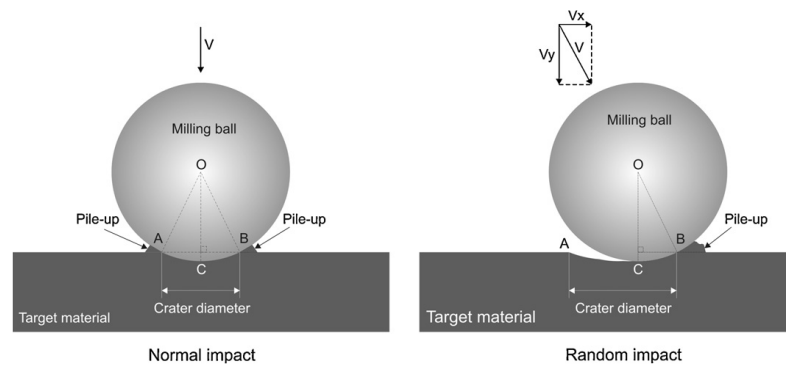
Gambar 2.6 Hasil pengukuran *wettability* pada perlakuan *shot peening* variasi diameter *steel ball* (a) *Raw material*, (b) *Steel ball* 0,4 mm, (c) *Steel ball* 0,6 mm, dan (d) *Steel ball* 0,7 mm (Sukarno,2017)

2.1.3. Struktur Mikro (*Micro Structure*)

Tujuan dari pengamatan struktur mikro adalah untuk mengetahui jenis struktur mikro yang ada dan juga untuk mengetahui komposisi pada sebuah sampel yang diuji, serta untuk mengetahui butir material. Efek penembakan *steel ball* (Gambar 2.7) pada perlakuan *shot peening* akan mengakibatkan perubahan ukuran butiran pada daerah permukaan material karena terjadi *deformasi* penumbukan material abrasif pada permukaan tersebut, sehingga terjadi peningkatan kekerasan.

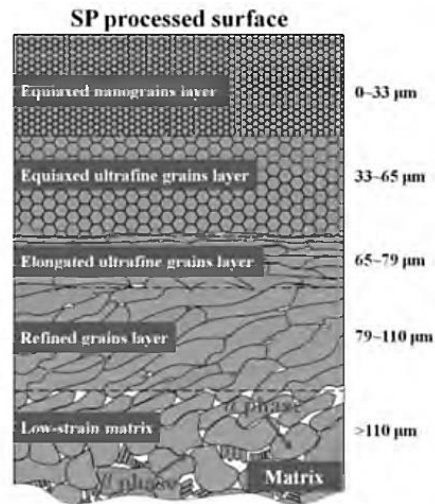
Peningkatan kekerasan terjadi akibat dari proses *several plastic deformasi* (SPD) yang menyebabkan terjadinya penghalusan butiran, dan *strain hardening* (Jiang dkk, 2006) dalam Saputra 2015. Pada pengujian ini sampel yang diuji tidak diharuskan mempunyai permukaan sehalus mungkin seperti pada pengujian/pengamatan struktur mikro (ASM *Metal Handbook* Vol: 9, 2004). Hasil penelitian yang telah dilakukan oleh Liu, dkk (2017) tentang struktur nano dan permukaan lapisan hasil perlakuan *shot peening* pada material Ti-6Al-4V menghasilkan terjadi kenaikan ketebalan deformasi dan kenaikan butir seiring dengan penambahan besarnya tekanan dan durasi saat proses *shot peening*. Hasil

struktur mikro dari proses *shot peening* yang dilakukan Liu dkk dapat dilihat pada gambar 2.8.



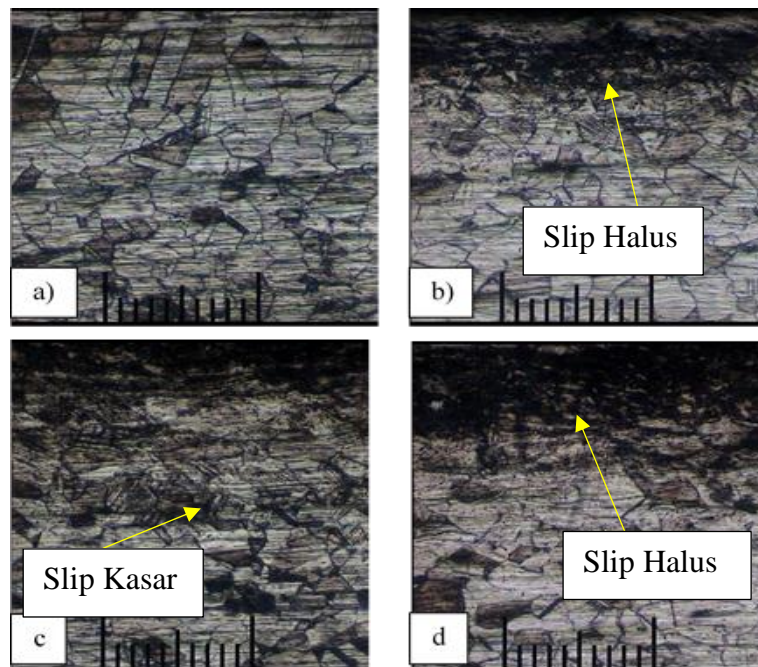
Gambar 2.7 Efek penembakan *steel ball* pada SMAT (Arifvianto dkk, 2011)

Pada penelitian Sukarno (2017) dengan menggunakan material SS-316L dengan variasi diameter penembakan perlakuan *shot peening* pada permukaan spesimen datar menunjukkan adanya pemipihan ukuran butiran pada permukaan material akibat dari proses *shot peening*. Hasil pengamatan struktur mikro (Gambar 2.9) dari penelitian tersebut memperlihatkan perbedaan struktur mikro pada *raw material* dan material sesudah diberikan perlakuan *shot peening*. Pada *raw material* (Gambar 2.9-a) terlihat ukuran butiran struktur mikro yang masih terlihat seragam dan adanya goresan akibat pengamplasan. Material dengan penembakan diameter 0,4 mm (Gambar 2.9-b) menunjukkan adanya ukuran butiran yang terlihat lebih pipih pada permukaan hingga ke sub permukaan. Hal serupa juga terlihat pada variasi diameter 0,6 mm dan 0,7 mm, dimana terjadi pemipihan butiran pada permukaan hingga ke sub permukaan. Semakin dalam butiran semakin terlihat seragam hingga menyerupai bentuk butir dari *raw material*.



Gambar 2.8 Karakteristik struktur hasil *shot peening* pada material Ti-6Al-4V (Liu dkk, 2017)

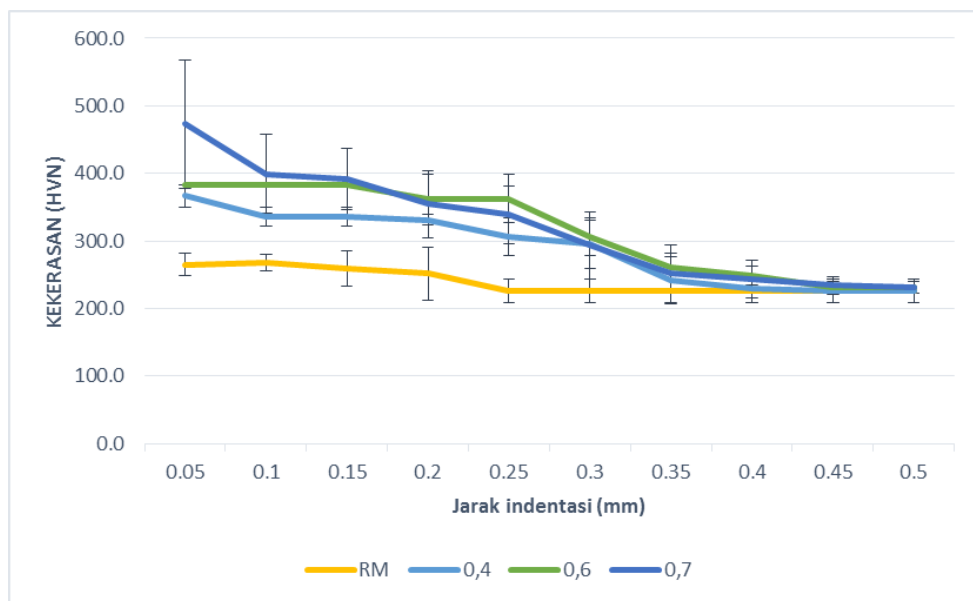
Hal ini dapat disimpulkan bahwa seiring bertambahnya ukuran *steel ball* bagian tepi permukaan hingga ke sub permukaan mengalami pemadatan butiran hingga kedalaman tertentu.



Gambar 2.9 Hasil pengamatan struktur mikro spesimen *shot peening* (a) Raw material variasi diameter penembakan, (b) 0,4 mm, (c) 0,6 mm, dan (d) 0,7 mm (Sukarno, 2017)

2.1.4. Kekerasan Permukaan (*Micro Hardness*)

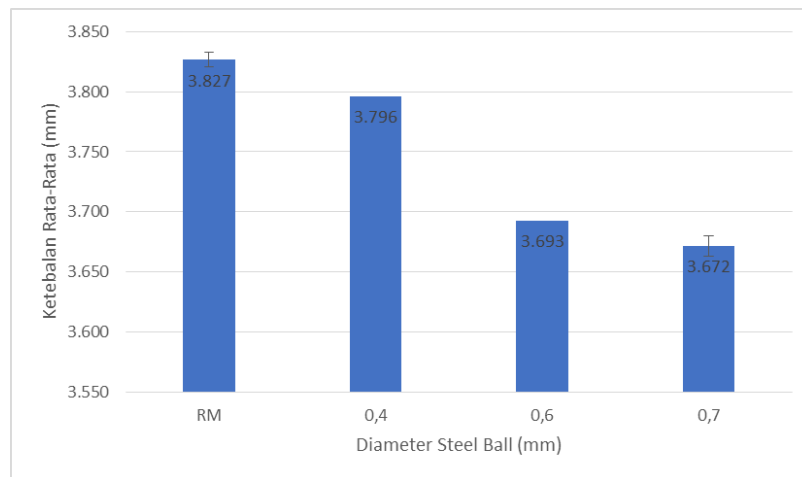
Penelitian dalam pengujian kekerasan yang telah dilakukan oleh Multigner dkk (2009), Arifvianto (2011), Pramudia (2011), dan Adriawan (2011), Setiawan (2013), Anugrah (2013), Hidayat (2013), Saputra (2015), dan Sukarno (2017) menunjukkan hasil pengujian antara perbandingan nilai kekerasan dengan jarak kedalaman material karena perlakuan *shot peening*. Perlakuan permukaan *shot peening* yang menggunakan *steel ball* bukan saja memengaruhi permukaan, namun juga hingga bagian dalam material. Gambar 2.10 menunjukkan bagian permukaan spesimen yang terkena abrasif akibat perlakuan *shot peening* tingkat kekerasannya lebih besar jika dibanding dengan daerah dalam material tersebut. Penurunan nilai kekerasan pada suatu permukaan material akibat perlakuan *shot peening* hingga kedalaman tertentu terjadi pada beberapa peneliti yang telah melakukan penelitian sebelumnya. Hasil penelitian yang dilakukan oleh Sukarno (2017) tentang variasi diameter *steel ball* terhadap kekerasan pada permukaan material akibat *shot peening* memperlihatkan jika jarak pengujian kekerasan semakin jauh dari permukaan akan menghasilkan nilai kekerasan yang kecil hingga mendekati nilai kekerasan dari material aslinya.



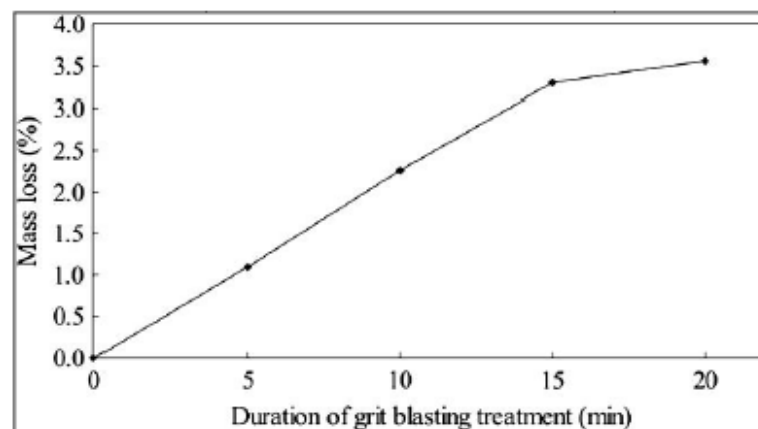
Gambar 2.10 Nilai distribusi kekerasan mikro akibat perlakuan *shot peening* (Sukarno, 2017)

2.1.5. Ketebalan Material (*Thickness*)

Pada penelitian yang telah dilakukan Arifvianto dkk (2011), Multigner dkk (2009), Pramudia (2011), Adriawan (2011), Muksen (2012), dan Wahyudin (2016) memperlihatkan terjadi sebuah pemadatan, pengikisan pada permukaan, pemipihan struktur mikro, dan perbedaan batas butir yang terjadi antara daerah permukaan material dengan daerah inti material tersebut akibat diberi perlakuan *shot peening*. Pada proses perlakuan tersebut terjadi peristiwa deformasi platis karena pengaruh penumbukan material abrasif yaitu *steel ball*. Hal tersebut yang menjadikan struktur mikro mengalami peristiwa pengikisan/deformasi plastis.



Gambar 2.11 Nilai rata-rata ketebalan plat karena perlakuan *shot peening* (Sukarno, 2017)



Gambar 2.12 Nilai rata-rata kehilangan massa pada benda uji akibat perlakuan SMAT (Arivianto, 2011)

Pada penelitian yang telah dilakukan oleh Sukarno (2017), menunjukkan bahwa ketebalan dari benda uji yang di beri perlakuan *shot peening* mengalami pengurangan ukuran ketebalan (Gambar 2.11). Sedangkan, pada penelitian yang telah dilakukan Arifianto, dkk (2011), menunjukkan terjadi pengurangan massa dari benda uji yang di beri perlakuan SMAT (Gambar 2.12). Setelah dilakukan beberapa pengamatan yang dilakukan peneliti sebelumnya dapat ditarik hipotesis bahwa perlakuan *shot peening* terhadap benda uji mengakibatkan pemadatan, pengikisan, dan pemipihan struktur mikro.

2.2 Dasar teori

2.2.1 Fraktur

Fraktur adalah istilah didalam dunia kesehatan untuk patah tulang yang ditandai dengan kondisi dimana hubungan jaringan tulang terputus. Fraktur merupakan setiap retak atau patah pada tulang yang utuh (Reeves dkk, 2001). Menurut Sahputra (2015), Fraktur adalah hasil dari kelebihan beban (*overload*) pada tulang dan terjadi dalam sepersekian milidetik sehingga mengakibatkan kerusakan pada jaringan lunak. Sedangkan menurut Smeltzer (2005) dalam Sahputra (2015) fraktur adalah terputusnya kontinuitas tulang yang ditentukan sesuai jenis dan luasnya.

Fraktur dapat terjadi pada semua tingkat umur, yang beresiko tinggi untuk terjadinya fraktur adalah orang yang lanjut usia, orang yang bekerja yang membutuhkan keseimbangan, masalah gerakan, pekerjaan-pekerjaan yang beresiko tinggi (tukang besi, supir, pembalap mobil, orang dengan penyakit degenerative atau neoplasma) (Reeves, Roux, Lockhart, 2001). Hal-hal yang dapat terjadinya fraktur antara lain:

1. Akibat trauma dan benturan yang keras yang terjadi pada anggota tubuh tertentu.
2. Akibat tekanan yang berlangsung lama dan terus menerus.
3. Adanya penyakit tertentu atau karena keadaan tidak normal pada tulang.
4. Faktor usia.

Menurut Mansjoer A (2002), ada tidaknya hubungan antara patahan tulang dengan dunia luar di bagi menjadi dua (Gambar 2.12) antara lain:

a. Fraktur tertutup

Fraktur tertutup atau patah tulang tertutup adalah tidak terdapat adanya hubungan antara fragmen tulang dengan dunia luar, dan bisa disebut juga dengan fraktur utuh karena kulit yang masih utuh tanpa komplikasi.

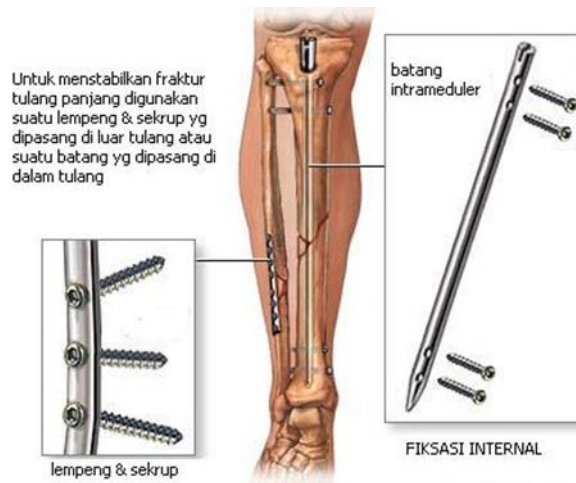
b. Fraktur terbuka (*compound fracture*)

Fraktur terbuka adalah bila tulang yang telah patah menembus kulit dan otot yang memungkinkan terjadi infeksi yang disebabkan oleh kuman dari lingkungan luar masuk ke dalam luka sampai ke tulang yang patah.



Gambar 2.13 Fraktur berdasarkan hubungan tulang, (a) fraktur terbuka, (b) fraktur tertutup (Syariful dan Fuad, 2015).

Tujuan dari pengobatan fraktur atau patah tulang adalah untuk memastikan potongan-potongan tulang berbaris dengan benar sesuai dengan posisi anatomi. Dalam dunia *orthopedic* saat ini, salah satu strategi untuk memulihkan patah tulang (fraktur) adalah dengan pemanfaatan plat penyambung atau penyangga (Gambar 2.14), umumnya menggunakan material berbahan logam tahan karat yang dibautkan secara langsung pada daerah sekitar tulang yang patah.



Gambar 2.14 Penyambung tulang dengan plat *stainless steel* (Bintoro, 2012)

2.2.2 *Stainless Steel*

Stainless steel merupakan baja tahan karat yang sulit untuk bereaksi terhadap udara dan air karena memiliki kandungan karbon (Callister, 2001: S-231). *Stainless steel* adalah baja tahan korosi atau karat yang terdiri dari besi, kromium, mangan, silikon, karbon dan seringkali juga terkandung nikel dalam jumlah yang cukup banyak. Udara yang lembab dan basah akan menyebabkan baja karbon mengalami percepatan dalam pengkorosian ini disebabkan karena karat dapat mengelupas, sehingga secara bertahap permukaan yang baru akan terbuka dan mengalami korosi. Unsur kromium yang terkandung didalam *stainless steel* sekitar 12% atau lebih menyebabkan membuat tahan terhadap karat. Kromium akan membentuk sebuah lapisan antikorosi (*protective layer*) atau biasa dikenal dengan kromium-oksida bersama oksigen yang berasal dari lingkungan (udara atau air).

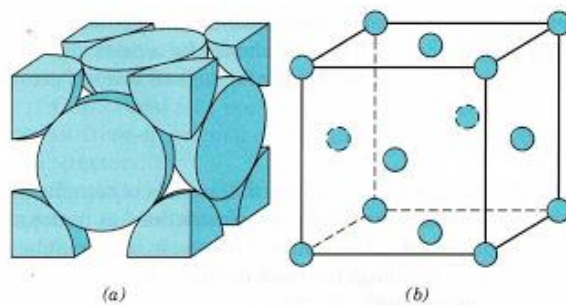
Berdasarkan struktur mikro *stainless steel* memiliki 5 tipe:

a. *Austenitic stainless steels*

Austenitic stainless steels memiliki kandungan *chromium* paling sedikit 16%, *nickel* 6% dan mengandung paduan tinggi AISI 904L. Cara pengerjaan dingin dapat mengeraskan material ini dan struktur kristalnya adalah *Face Centered Cubic* (FCC) yang di dominasi oleh pengaruh unsur

nikel. *Austenitic stainless steels* memiliki kelebihan seperti: mampu beroperasi pada temperatur rendah, memiliki ketahanan korosi paling baik diantara jenis lainnya, mudah dalam pembentukan, tidak bersifat magnetik, dan tahan terhadap retakan (*creep*).

Jenis logam *austenitic* sering digunakan dalam dunia biomedik, contohnya dalam proses pembuatan implan plat osteosintensi dan sambungan lutut (Ahmed dkk, 2015). Kelebihan lain dari *austenitic stainless steel* adalah mempunyai kemampuan pembentukan yang bagus dan respon yang baik terhadap deformasi yang dapat dikendalikan dengan unsur nikel di dalamnya (ASM *International*, 2003).

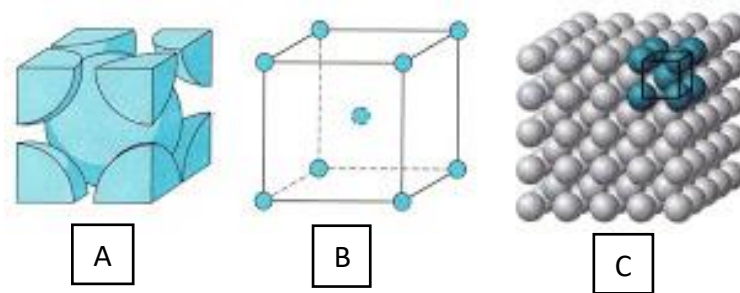


Gambar 2.15 Struktur kristal *austenitic stainless steel face centered cubic* (FCC), (a) bola pejal sel satuan FCC, (b) sel atom (Callister, 1985)

b. *Ferritic stainless steels*

Ferritic stainless steels memiliki paduan besi krom dengan komposisi rendah. Kandungan yang dimiliki berkisar antara 10,5 – 18%. Material jenis ini terbentuk ketika *carbon steel* dipanaskan kurang dari 735 °C. Bentuk kristalnya adalah *Body Centered Cubic* (BCC). *Ferritic stainless steels* bersifat magnetik dan tidak dapat dikeraskan dengan perlakuan panas. Kelebihan dari *ferritic stainless steels* adalah mudah diregangkan (*ductile*), *weldability* dan *not hardenable*. Penggunaan logam jenis logam ini sangat sedikit dalam bidang medis, hal tersebut karena logam ini mempunyai tingkat pengeras regangan dari ferit rendah dan jika diberi perlakuan dingin

akan menurunkan elastisitasnya. Pengaplikasiannya dalam dunia kedokteran contohnya pada pegangan solid untuk kebutuhan instrument, baut implant dan *guide pins*.



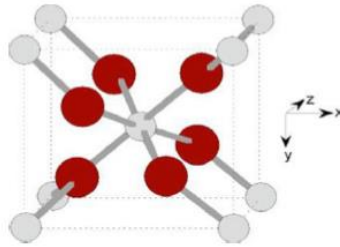
Gambar 2.16 Struktur kystal *ferritic stainless steel body centered cubic* (BCC), (A) bola pejal sel satuan BCC, (B) sel satuan BCC, (C) sel satuan BCC yang berulang dalam padatan Kristal (Callister, 1985).

c. *Martensitic stainless steel*

Martensitic stainless steel memiliki kandungan karbon yang tinggi yaitu 1% kromium dan 35% karbon. Kandungan karbon yang tinggi menyebabkan kekuatan tinggi, namun ketangguhan dan keuletan akan menurun. Bentuk kital dari *martensitic stainless steel* adalah *Body Centered Tetragonal* (BCT). Karakteristik *martensitic stainless steel* adalah memiliki ketahan korosi yang sedang, bersifat magnetick dan *weldability* yang buruk. Jenis logam ini banyak digunakan dalam pembuatan alat medis, seperti alat implant, bor gigi, dan sebagainya.

Tabel 2.1 Komposisi kimia *Martensitic Stainless Steel* dalam bidang kedokteran gigi dan alat operasi (a) nilai maksimum; (b) opsional (ASM International, 2003)

UNS No.	Type/designation	Composition(a), %							
		C	Mn	Si	Cr	Ni	P	S	Other
S41000	410	0.15	1.00	1.00	11.5–13.5	...	0.04	0.03	...
S41600	416	0.15	1.25	1.00	12.0–14.0	...	0.06	0.15 min	0.6 Mo(b)
S42000	420	0.15 min	1.00	1.00	12.0–14.0	...	0.04	0.03	...
S42010	TrimRite	0.15–0.30	1.00	1.00	13.5–15.0	0.25–1.00	0.040	0.030	0.40–1.00 Mo
S42020	420F	0.15 min	1.25	1.00	12.0–14.0	...	0.06	0.15 min	0.6 Mo(b)
S43100	431	0.20	1.00	1.00	15.0–17.0	1.25–2.50	0.04	0.03	...
S44002	440A	0.60–0.75	1.00	1.00	16.0–18.0	...	0.04	0.03	0.75 Mo



Gambar 2.17 Struktur Kristal *martensitic stainless steel body centered tetragonal* (BCT) (Callister, 2001)

d. *Duplex stainless steel*

Stainless steel jenis ini memiliki paduan Cr-Ni-Mo dan kandungan krom yang tinggi 20,1 – 25,4 % serta kandungan nikel yang rendah 1,4 – 7 %. Hal tersebut menjadikan mikrostruktur *duplex stainless steel* memiliki sifat-sifat *austenitic* dan *ferritic*. Kelebihan dari *stainless steel* jenis ini adalah tahan terhadap korosi yang disebabkan tegangan, ringan, bersifat magnetik, dan memiliki kekuatan tarik yang tinggi.

e. *Precipitation hardening stainless steel*

Perlakuan panas untuk *stainless steel* jenis ini akan meningkatkan kekuatannya karena mengandung nikel. Baja tahan karat 630 kelas paling umum dalam *stainless steel* jenis ini adalah “17-4 PH” yang memiliki komposisi 17% krom, 4% tembaga, 4% nikel, dan 0,3% niobium. Keuntungan *precipitation hardening stainless steel* adalah dapat diperlakukan panas dengan tujuan agar didapatkan sifat yang lebih baik.

Banyak material yang digunakan sebagai pembuat plat penyambung tulang atau DCP antaranya: keramik, *polymer*, *carbon composite*, dan *metals*. *Stainless steel* termasuk bagian dari *metals* dan jenis *stainless steel* yang sering digunakan oleh para peneliti adalah SS-304 dan SS-316L. Akan tetapi, dalam penelitian ini SS-316L dipilih karena memiliki karakteristik yang lebih baik daripada SS-304, dan juga dengan pekerjaan dingin (*cold working*) karakteristiknya dapat ditingkatkan lagi. SS-316L juga merupakan material *biocompatible* dengan kandungan karbon yang rendah. SS-316L (18Cr-14Ni-2.5Mo) adalah seri logam

yang banyak diaplikasikan di dunia medis. Dimana logam jenis ini termasuk dalam varian komposisi SS 316.

Stainless steel 316L adalah baja tahan karat yang mempunyai daya tahan terhadap oksidasi yang tinggi pada udara dalam suhu lingkungan normal. Hal tersebut dikarenakan adanya *passivation*. SS-316L juga termasuk dalam kategori *autenitic stainless steel* yang memiliki komposisi kimia seperti Tabel. 2.1 dan berstruktur *face centered cubic* (FCC). SS-316L memiliki daya tahan yang tinggi terhadap oksidasi karena adanya fenomena *passivation*. *Passivation* adalah fenomena terbentuknya lapisan tipis krom yang melindungi materil baja ketika bertemu dengan oksigen. Lapisan tipis ini merupakan senyawa oksida krom transparan, sangat tipis berupa *film*, tidak larut, dan menjadikan logam tetap terlihat berkilau (dalam Sahputra, 2015). Akan tetapi, jika pada kondisi lingkungan seperti larutan asam-basa, dan gas hasil reaksi kimia mampu menyebabkan kerusakan lapisan anti korosinya yang akhirnya akan mengakibatkan terjadi korosi.

Tabel 2.2 Komposisi kimia *stainless steel 316L* (Raharjo dkk, 2015).

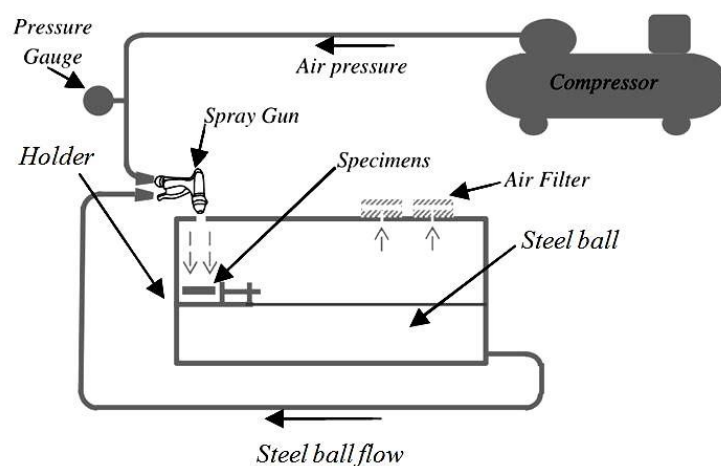
Karbon (C)	Mangan (Mn)	Fosfor (P)	Sulfur (S)	Silikon (Si)
0,03	2,00	0,045	0,03	0,75
Molybdenum (Mo)	Nitrogen (N)	Besi (Fe)	Chromium (Cr)	Nikel (Ni)
2,0-3,0	0,10	67,8	16,0-18,0	10,0-14,0

Perlakuan panas (*heat treatment*) tidak dapat dilakukan karena fase pembentukan SS-316L merupakan fase austenitic yang memiliki struktur stabil, sehingga perlakuan tersebut tidak dapat mengubah struktur mikro dan sifat mekaniknya (Setiawan, 2013). Komposisi kimia dari *Stainless steel 316L* setelah dikembangkan akan memiliki banyak keuntungan, seperti: estetiknya akan bersifat *non magnetic*, akan lebih unggul lagi dalam ketahanan korosi karena kepadatan atom kristalografi yang tinggi, dan kekuatan tarik dan luluh yang rendah sehingga dapat bentuk yang tinggi karena SS-316L termasuk baja *low carbon*.

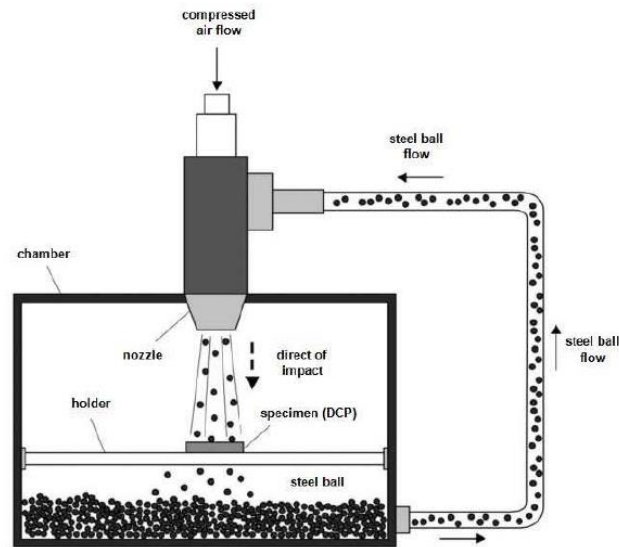
Pengaplikasian SS-316L dalam bidang biomedik sebagai plat penyambung tulang tidak bisa digunakan dalam jangka waktu yang lama, karena ketahanan korosinya tidak begitu baik jika dibandingkan dengan *titanium*. Sehingga, SS-316L hanya direkomendasikan untuk pengaplikasian alat implan sementara sebelum ada alat implan permanen.

2.2.3 Shot Peening

Shot peening merupakan metode perlakuan dingin yang bertujuan untuk meningkatkan karakteristik material atau bahan dengan cara menembakan butiran bola baja dalam kecepatan yang tinggi dan konstan. Proses *shot peening* akan menjadikan permukaan material menjadi kasar dan rata serta meningkatkan kekerasan. Penembakan *steel ball* yang terjadi secara tidak beraturan dan terus menerus pada permukaan menyebabkan permukaan material menjadi lebih kasar. Didalam hukum hall-Peth menyatakan bahwa kekerasan akan terus meningkat seiring penurunan pada butiran. Peningkatan kekerasan mikro memiliki nilai tertinggi terjadi pada permukaan kemudian menurun seiring semakin dalamnya permukaan.

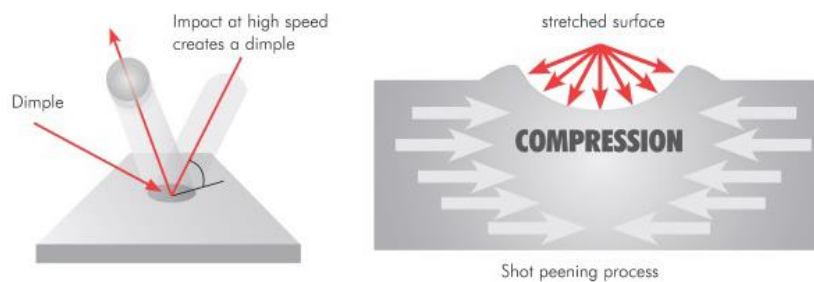


Gambar 2.18 Skema proses *shot peening* (Setiawan, 2017)



Gambar 2.19 Ilustrasi proses *shot peening* (Saputra dkk, 2016)

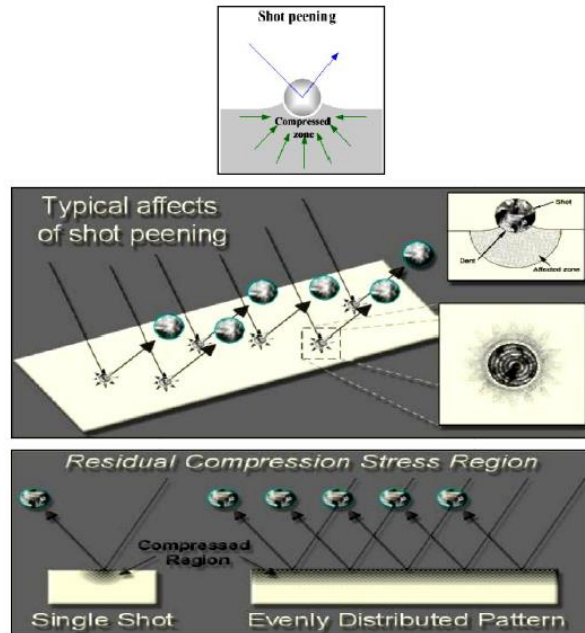
Dalam proses *shot peening* banyak hal yang mempengaruhi hasil, antara lain: ukuran *steel ball* yang digunakan, waktu penembakan, sudut dan jarak penembakan, kekerasan bola baja, tekanan kompresor, dan jarak *nozzle* ke permukaan benda kerja. Gambar 2.18 memperlihatkan skema proses *shot peening* dimana kompresor dijadikan sebagai media pemberi udara yang bertekanan tinggi dan *spray gun* berfungsi sebagai *nozzle* yang bertujuan untuk meningkatkan kecepatan material *abrasive* (bola-bola baja).



Gambar 2.20 Mekanisme pembentukan tegangan tekan akibat tumbukan material abrasif (Kumar, 2013)

Pada Gambar 2.20 menunjukkan ketika proses *shot peening* dimana ketika *steel ball* di tembakan udara akan ikut didalam proses penembakan tersebut. Hal ini

terjadi karena adanya kevakuman didalam *box camber*. Tumbukan material *abrasive* dengan tekanan tinggi mengakibatkan permukaan mengalami penekanan yang berakibat timbulnya *compression residual stress* pada permukaan tersebut.



Gambar 2.21 Mekanisme pembentukan tegangan tekan sisa (Hidayat, 2013)

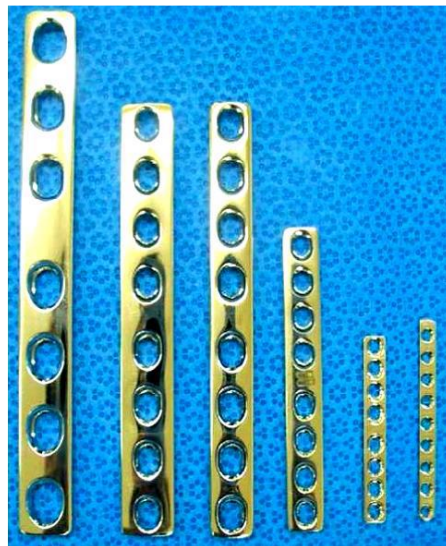
Gambar 2.21 menunjukkan adanya tumbukan bola baja bertekanan tinggi yang mengakibatkan permukaan material mengalami penekanan sehingga menimbulkan adanya tegangan tekan sisa. Tegangan sisa terjadi karena adanya deformasi plastis akibat dari benturan *steel ball* ke permukaan material sehingga membentuk identitas-identitas yang kecil.

2.2.4 *Dynamic Compression Plate (DCP)*

Dynamic compression plate (Gambar 2.22) adalah salah satu alat biomedik yang digunakan untuk menyambung tulang pada penderita patah tulang. DCP adalah salah satu jenis biomaterial atau *boneplate* artinya DCP adalah suatu jenis material yang mengalami kontak langsung dengan sistem biologis yang ada pada makhluk hidup. Penggunaan DCP atau plat penyambung tulang merupakan yang lebih unggul daripada menggunakan gips untuk kasus fraktur. Akan tetapi, DCP sebagai

salah satu jenis biomaterial haruslah memiliki persyaratan untuk dapat digunakan, antara lain tahan terhadap korosi, tidak memiliki efek yang buruk bagi tubuh, dan memiliki kekuatan fatik serta ketangguhan yang baik.

Menurut Hermanto (2017), *Dynamic compression plate* memiliki dua bagian utama, yaitu plat yang berlubang dan baut tulang yang berfungsi untuk mengikatkan plat tulang. DCP merupakan salah satu perangkat implan yang digunakan untuk membantu tulang yang patah selama masa penyembuhan atau penyambungan tulang kembali. Pemanfaatan DCP dalam dunia kesehatan merupakan metode yang baik dalam proses penyembuhan tulang yang patah, karena akan melancarkan suplai darah yang akan mengakibatkan laju penyembuhan patah tulang.



Gambar 2.22 *Dynamic compressionplate* (DCP) (Anggriani, 2012)

Ada beberapa kriteria khusus dalam pemilihan biomaterial untuk DCP (Sutowo, 2014):

a. *Biocompatible*

Material harus dapat menyatu dengan tubuh dan tidak terjadi penolakan dari tubuh terhadap material implan.

b. Material tahan korosi, degradasi, dan keausan

Material yang akan diimplan harus dapat bertahan lama di dalam tubuh saat fase penyembuhan, karena di dalam tubuh manusia sangat korosif.

c. *Mechanical properties* yang baik

Hal ini dimaksudkan agar ketika implan tersebut bekerja dan mengalami pembebanan maka implan tersebut dapat memenuhi fungsinya sebagai pengganti tulang yang rusak tersebut.

d. *Bioactive*

Material implan harus dapat menyatu dengan jaringan ketika telah ditanam di dalam tubuh manusia.

e. *Osteoconductive*

Material DCP harus dapat menghubungkan atau sebagai perekat antara tulang dengan implan.

DCP mempunyai 3 fungsi yaitu sebagai penekan, netralisasi dan penyangga. DCP menyediakan sebuah sistem yang sangat stabil. Adapun kelebihan plat penyambung jenis ini sehingga menyediakan stabilitas yang baik untuk sistem adalah seperti yang dijelaskan Stiffler sebagai berikut (Anggriani, 2012).

- a. Plat penyambung tulang mampu menahan beban baik itu beban aksial, bending dan momen.
- b. Tekanan dari platnya membantu proses penutupan retak pada tulang.
- c. Stabilitas sekrup penguncinya sangat bagus untuk menahan beban aksial.
- d. Konstruksi dari plat penyambung dapat menetralkan beban momen.

2.2.5 Pengujian Kekasaran Permukaan

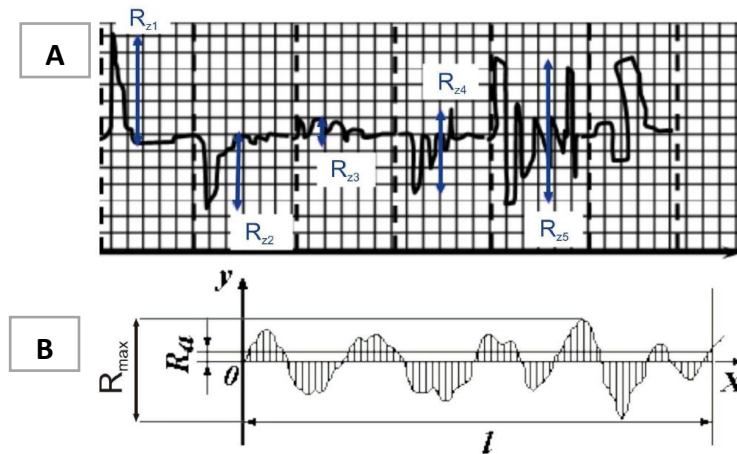
Nilai kekasaran pada suatu permukaan material dapat diketahui melalui tekstur permukaannya. Dalam menentukan nilai tingkat kekasaran permukaan suatu material tidak bisa hanya dengan melihat dan meraba material tersebut, namun harus ada standar acuan dalam menentukannya. Pada umumnya standar yang digunakan dalam acuan mencari nilai tingkat kekasaran adalah nilai rata-rata aritmatik dari pengukuran kekasaran pada permukaan untuk panjang tertentu yang

disimbolkan dengan R_a , pengukuran berdasarkan nilai rata-rata dari lima puncak tertinggi dan lima lembah terendah yang disimbolkan dengan R_z , dan jarak antara puncak tertinggi dengan lembah terendah yang disimbolkan dengan R_{max} . Nilai R_a dapat ditentukan dengan persamaan 2.1 dan divisualisasikan pada gambar 2.23 berikut.

$$R_a = \frac{a+b+c+\dots+n}{n} \dots\dots\dots (2.1)$$

Dimana:

- R_a = Nilai kekasaran rata rata (μm)
- a = Nilai kekasaran uji pertama (μm)
- b = Nilai kekasaran uji kedua (μm)
- c = Nilai kekasaran uji kedua (μm)
- n = Banyaknya data



Gambar 2.23 (a) R_z , (b) R_a dan R_{max} (Hidayat, 2013)

Dalam melakukan pengukuran nilai tingkat kekasaran permukaan dapat menggunakan metode kontak langsung dengan permukaan material yang akan di uji. Salah satu alat uji yang sering digunakan dalam melakukan pengamatan nilai kekasaran permukaan adalah *surface roughness tester* (Gambar 2.24). Tingkat ketelitian pada alat ini adalah 0.01 mm. Prinsip kerja dengan metode kontak langsung adalah dengan menggunakan jarum (*stylus*) yang bekerja dengan cara

berjalan disepanjang permukaan material yang di uji. Ukuran dari *stylus* berbeda-beda tergantung tingkat akurasi dari *surface roughness*. Sepanjang dilakukan pengukuran pada permukaan material, *stylus* akan bergerak maju dan mundur mengikuti bentuk dari permukaan benda uji tersebut. Data yang dihasilkan oleh *stylus* kemudian diubah dalam bentuk digital yang dapat diolah dengan komputer.

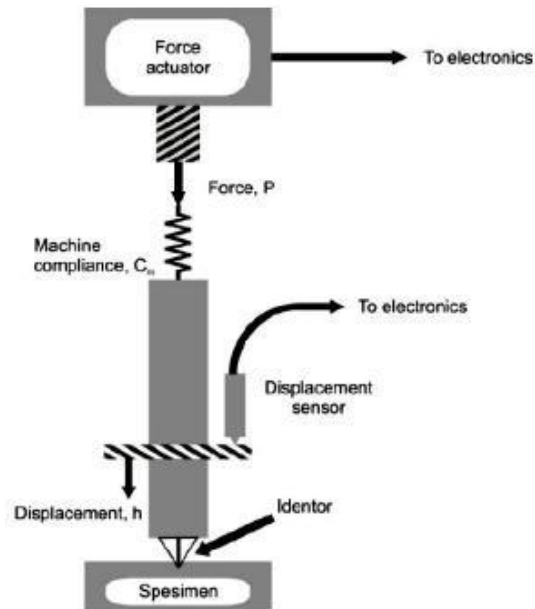
2.2.6 Pengujian Kekerasan

Pengujian kekerasan dapat diartikan sebagai salah satu teknik pengukuran yang dilakukan untuk mengetahui kemampuan suatu material yang di uji dengan memberi beban berupa indentansi pada bagian permukaan (Dieter, 1988) dalam Sukarno, 2017. Dalam menentukan deformasi yang terjadi pada bagian yang di uji maka perlu diberikan sebuah penekanan indenter yang keras pada bagian tersebut. Ada beberapa pengujian kekerasan jika didasarkan pada indentornya, yaitu metode *Brinell*, *Vickers*, dan *Rockwell*.

Penelitian kali ini menggunakan metode *Vickers* yang dimaksudkan untuk menguji nilai kekerasan mikro pada benda uji. Menurut H.W. Hayden dkk, 1965 (dalam Prihandoko, 2016) metode *Vickers* dikhususkan untuk mengukur kekerasan material dengan kisaran 500 HV dengan gaya penekanan rendah tanpa perlu menggantinya. Gaya penekanan yang dilakukan berkisar antara 1 kg sampai 120 kg. Gambar 2.24 memperlihatkan metode pengujian kekerasan terhadap material dengan cara penekanan indenter bersama gaya dan waktu identitas yang telah ditetapkan.

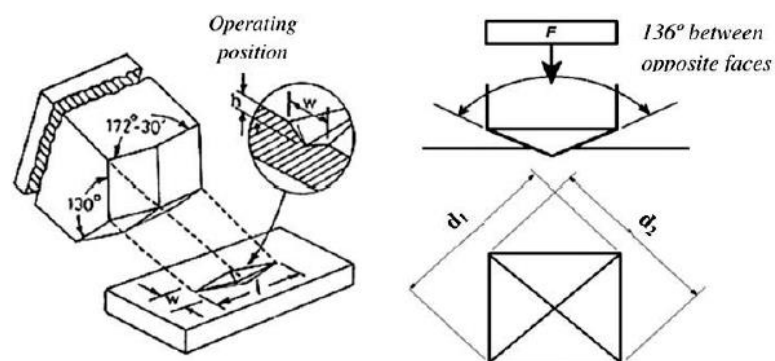
Metode *Vickers* dipilih karena dianggap memiliki ke akuratan yang baik jika dibandingkan dengan metode *Brinell* dan *Rockwell*. Hal tersebut dikarenakan dalam pengujian kekerasan pada material dengan metode *Brinell* dan *Rockwell* umumnya menggunakan cara manual dan rentang akan terjadinya kerancuan. Biasanya kedua metode tersebut digunakan untuk menguji kekerasan pada material yang bersifat lunak. Nilai pembebanannya berkisar antara 500 N sampai 1000 N. Pembebanan

yang cukup besar juga akan mempengaruhi perubahan nilai kekerasan pada permukaan material.



Gambar 2.24 Skema proses uji kekerasan dengan metode indentansi (Kuhn, 2000)

Gambar 2.25 menunjukkan metode *Vickers* dengan indentitas intan piramida sudut 136° . Pada dasarnya prinsip kerja metode *Vickers* sama dengan metode *Brinell* yang membedakan adalah injakan yang berbentuk bujur sangkar berdiagonal. Pada metode *Vickers* kalkulasi indenter sangat independen terhadap indenter tersebut (Saputra, 2015).



Gambar 2.25 Skematik prinsip indentasi metode *Vickers* (Kuhn, 2000)



Gambar 2.26 Bekas injakan indenter metode *Vickers* (Purwanto, 2017)

Gambar 2.26 memperlihatkan hasil dari injakan indenter dengan metode *Vickers* yang berbentuk bujur sangkar berdiagonal. Nilai panjang dari diagonal pada bekas injakan tersebut diukur dengan skala pada sebuah mikroskop pengukur. Dalam menentukan nilai kekerasan pada material yang di uji harus menggunakan standar ASTM E384-84 seperti pada persamaan 2.2 berikut.

$$HVN = 1,854 \frac{F}{d^2} \dots\dots\dots (2.2)$$

Dimana:

HVN = *Hardness Vickers* ($\frac{kg}{mm^2}$)

F = Beban yang diberikan (kgf)

d² = Panjang diagonal rata-rata (mm)

2.2.7 Pengujian Struktur Mikro

Pengujian struktur mikro pada suatu material adalah salah satu pengujian yang dilakukan tidak hanya untuk mengetahui sifat material, namun juga untuk indikasi keberhasilan perlakuan permukaan. Suatu material logam memiliki sifat mekanik yang bukan hanya bergantung pada komposisi kimia paduannya, tetapi juga tergantung pada struktur mikro yang terdapat pada material tersebut. Hasil pengamatan struktur mikro pada suatu material dapat berbeda-beda, tergantung bagaimana material tersebut diberi perlakuan. Tujuan dari pengamatan ini adalah

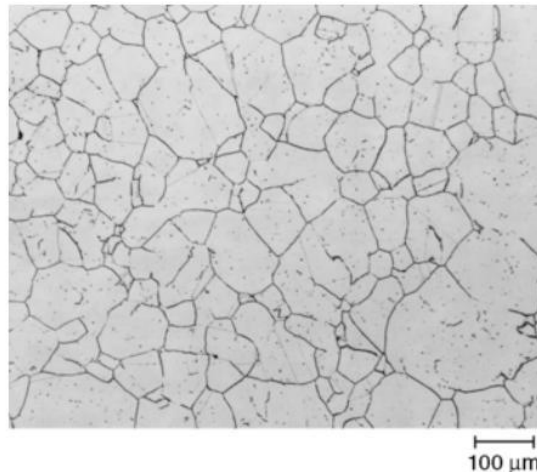
untuk mengidentifikasi dan analisis terhadap butiran pada suatu permukaan material.

Sebelum melakukan pengujian ini ada beberapa proses yang perlu dilakukan, diantaranya:

- 1) Pembuatan *holder*. Hal ini bertujuan agar benda uji lebih mudah di pegang pada saat pengambilan data. Pada umumnya *holder* ini menggunakan resin dengan paduan katalis.
- 2) Pemotongan material. Sebelum melakukan pengamatan struktur mikro terlebih dahulu benda uji harus dipotong pada ukuran yang telah ditentukan.
- 3) Pengamplasan material. Benda uji yang telah dipotong perlu dilakukan pengamplasan agar retak atau goresan yang terdapat pada permukaan benda uji menghilang.
- 4) Pemolesan material. Proses pemolesan pada benda uji umumnya menggunakan *metal polish* yaitu autosol yang bertujuan agar goresan yang terdapat pada permukaan akibat pengamplasan berkurang bahkan menghilang.
- 5) Proses pengetsaan. Ini merupakan proses terakhir sebelum melakukan pengamatan struktur mikro. Pengetsaan pada benda uji (*Stainless steel*) biasanya menggunakan fluida cair yaitu *aqua regia* dengan kandungan *Hydrochloric Acid* (HCl) dan *Notrid Acid* (HNO₃) dengan perbandingan 1:1. Selanjutnya dilakukan proses *etching*, setelah proses ini selesai maka benda uji siap untuk dilakukan pengamatan struktur mikro.

Jika peneliti terdahulu biasanya menggunakan miskroskop cahaya dalam melakukan pengujian ini, akan tetapi semakin berkembangnya teknologi pengujian struktur mikro bisa menggunakan SEM (*Scanning Electron Microscope*) untuk mengetahui fraktografi material yang akan di uji. Pengamatan menggunakan mikroskop memiliki kekurangan yaitu pada mikroskop mempunyai batas maksimum nilai pembesaran hanya sampai 1500x. Hal ini akan mempersulit pengamatan jika peneliti ingin mengamati lebih dalam struktur mikro yang ada pada

benda uji. Gambar 2.27 memperlihatkan hasil pengamatan struktur mikro dari mikrostruktur.



Gambar 2.27 Struktur mikro dari SS AISI 316 yang telah di anil, di sensitisasi dan di etsa dengan *waterless Kalling's reagent* untuk memperlihatkan ikatan butiran karbida $M_{23}C_6$ (ASM *Metal Handbook* Vol:9, 2004)

2.2.8 Pengujian *Wettability*

Dalam pengujian *wettability* terhadap suatu permukaan material memiliki dua sifa fluida cair yaitu *hydrophilic* dan *hydrophobic*. *Wettability* dapat diartikan sebagai suatu istilah yang menjelaskan tentang kecenderungan suatu fluida yang tidak saling bercampur satu dengan lainnya. Suatu material dapat dikatakan memiliki sifat *hydrophilic* jika matrial tersebut mampu berinteraksi dengan fluida. Sedangkan, jika material tersebut tidak dapat berinteraksi dengan fluida maka disebut memiliki sifat *hydrophobic*.

Pada dasarnya jika suatu permukaan material ditetesi sebuah fluida cair maka tetesan tersebut akan berbentuk hampir bulat dengan sudut kontak yang mampu melebihi 90° . Data yang dihasilkan pada pengujian *wettability* terhadap permukaan material menjadi salah satu hal penting dalam menentukan sebuah respon dari material tersebut saat berkontak langsung dengan fluida cair. Pengujian *wettability* terhadap material setelah mendapat perlakuan *shot peening* untuk plat implan yang dipasang didalam tubuh menjadi hal yang sangat diperlukan untuk

mengetahui apakah plat implan tersebut dapat berinteraksi dengan baik atau tidak terhadap protein yang terdapat di dalam tubuh.

2.2.9 Pengukuran Ketebalan Plat

Suatu permukaan material jika mendapat perlakuan *shot peening* akan mengalami pengikisan yang menyebabkan semakin kecilnya nilai ketebalan material tersebut dibandingkan sebelum mendapat perlakuan. Hal tersebut dikarenakan dalam proses perlakuan *shot peening* terjadi sebuah deformasi akibat penembakan *steel ball* nya. Deformasi tersebut membuat permukaan material menjadi pipih.

Pengukuran ketebalan plat pada penelitian ini menggunakan *vernier caliper* dimana alat ini memiliki tingkat ketelitian 0,01 mm yang dapat mengukur ukuran sebuah benda lebih akurat dan teliti. *Vernier caliper* mempunyai dua bagian untuk mengukur sebuah benda yaitu rahang luar yang berfungsi untuk mengukur diameter dalam pada sebuah benda seperti lubang pipa, lubang besi, dan sebagainya. Bagian yang kedua adalah rahang dalam yang berguna untuk mengukur diameter suatu benda. Selain untuk mengukur diameter alat ini juga dapat mengukur panjang, yang rata-rata *vernier caliper* memiliki panjang maksimal 25 cm.