

1. *Accidental Loss*

Accidental loss (kehilangan gigi secara tidak sengaja) adalah proses kehilangan gigi akibat *unnatural causes*, yang terjadi pada orang muda maupun dewasa. Proses hilangnya gigi dapat terjadi karena kecelakaan atau oleh akumulasi pola hidup manusia yang tidak sehat.

2. *Natural Loss*

Natural loss merupakan proses kehilangan gigi yang terjadi secara alami, akibat penurunan fungsi tubuh manusia oleh usia.

Untuk meminimalisir efek kehilangan gigi, digunakan implan gigi berbahan biomaterial. Biomaterial adalah material alami, atau buatan (*artificial*) untuk membuat struktur atau implan (keseluruhan atau sebagian) pada struktur hidup, alat biomedis yang menjalankan, menambah, mengganti fungsi alami jaringan tubuh makhluk (Srivastana dan Gosh, 2018). Biomaterial digunakan pada pengganti sendi, *bone plate*, *bone cement*, ligamen dan otot buatan, implan gigi, pembuluh darah prosthesis, katup jantung, jaringan buatan, lensa kontak, dan juga implan payudara (Pignatello, 2011). Biomaterial harus bersifat inert, tidak beracun, non-karsinogenik, tidak menyebabkan alergi, dan tidak membuat radang jaringan. Biomaterial harus bersifat biokompatibilitas, atau sifat respon material yang ditanamkan dan degradasi material dalam lingkungan tubuh (Srivastana dan Gosh, 2018).

Dental implant adalah akar gigi buatan pada rahang untuk menahan gigi pengganti. Implan yang tertanam pada gigi akan berperan sebagai jangkar untuk gigi pengganti atau *crown*, timbul akibat adanya kerusakan gigi, cedera/kecelakan atau karena masalah lain (Srivastana dan Gosh, 2018).

Dental Implants: Before and After



Gambar 2. Dampak Penerapan Implan Gigi Manusia

Sumber: Alexander dan Shor (2020)

Aplikasi biomaterial bermacam-macam (ligamen, cangkang pembuluh darah, katup jantung, *dental implant*, dan lain-lain) dan alat-alat medis (alat pacu jantung, biosensor, jantung buatan, dan lain-lain), digunakan untuk mengganti atau mengembalikan fungsi organ atau jaringan yang trauma atau tidak dapat beregenerasi (Srivastana dan Gosh, 2018). Logam berbasis zirkonium dipilih karena kekuatan tinggi dan tahan korosi dalam cairan tubuh. Keunggulan lain dari paduan zirkonium adalah *wear resistance* yang tinggi, modulus elastisitas rendah, serta meningkatkan

ketahanan terhadap bakteri (Li et al., 2013). Unsur titanium (Ti) tahan korosi, ringan tetapi kuat dan cocok untuk bantalan beban, material implan ortopedi bersifat mampu mesin yang baik. Unsur Ti memiliki sifat biokompatibel yang baik, karena memiliki *osseo-integrate*. Dengan alasan inilah unsur Ti dipilih sebagai unsur paduan bahan ortopedi dan juga implan gigi (Pignatello, 2011). Penambahan unsur Ti pada paduan zirkonium meningkatkan sifat mekanik, karena unsur Ti meningkatkan biokompatibel paduan zirkonium. Unsur Ti ketahanan korosinya tinggi dan modulus elastisitas rendah. Penambahan unsur Al pada paduan zirkonium untuk meningkatkan kekuatan paduan, menurunkan densitas, serta meningkatkan ketahanan korosi, juga unsur Al berperan sebagai *α-stabilizer* (Pignatello, 2011).

B. Rumusan Masalah

Perumusan masalah yang akan diteliti adalah sebagai berikut:

1. Bagaimana pengaruh variasi penambahan unsur aluminium terhadap kekerasan dan struktur mikro paduan Zr-10Ti-(x)Al?
2. Bagaimana pengaruh proses *solution treatment* terhadap kekerasan dan struktur mikro logam paduan Zr-10Ti-(x)Al?
3. Bagaimana pengaruh variasi temperatur proses *solution treatment* terhadap kekerasan dan struktur mikro paduan Zr-10Ti-(x)Al?
4. Bagaimana pengaruh metode pendinginan cepat (*quenching*) terhadap kekerasan dan struktur mikro logam paduan Zr-10Ti-(x)Al?

C. Batasan Masalah

Batasan masalah penelitian ini sebagai berikut:

1. Jenis material yang digunakan logam zirkonium (Zr), dan penambahan titanium (Ti) 10%, dan aluminium (Al) sebanyak 2%, dan 4%.
2. Proses yang dilakukan adalah proses peleburan menggunakan *single arc melting furnace*.
3. Tungku yang digunakan dalam proses *solution treatment* adalah *tube furnace*.
4. Temperatur *solution treatment* yang digunakan yaitu 900°C, 1000°C, dan 1100°C.
5. Waktu *holding time* adalah selama 4 jam.
6. *Gas inert* yang digunakan adalah gas argon.
7. Metode pendinginan adalah metode celup cepat (*quenching*) dengan pendingin air.
8. Karakterisasi yang digunakan sebagai berikut:
 - a. Pengujian kekerasan metode Micro Vickers, dan standar pengujian ASTM E-92.
 - b. Analisis struktur mikro (metalografi), dengan standar material ASTM E-3.
 - c. Pengujian X-Ray Diffraction (XRD).
 - d. Uji Scanning Electron Microscope (SEM), Energy Dispersive Spectrometry (EDS).

II. TINJAUAN PUSTAKA

A. Biomaterial

Biomaterial secara umum didefinisikan sebagai material tidak hidup yang digunakan sebagai perangkat medis dan dapat berinteraksi dengan sistem makhluk hidup. Biomaterial ini tidak boleh menghambat aktivitas normal sel-sel tubuh, harus bersifat yang bebas racun (*toxic-free*) selama dan setelah proses implan ditanamkan (Wilson, 2018). Biomaterial digunakan dalam aplikasi penggantian sendi (*joint replacement*), implan tulang (*bone plate*), ligamen dan otot buatan (*artificial ligament and tendons*), implan gigi (*dental implants*), katup jantung (*heart valves*), jaringan buatan (*artificial tissues*), lensa kontak (*contact lenses*), serta implan payudara (*breast implants*) (Nassar, et al., 2011).

Klasifikasi respon material berhubungan erat dengan biokompatibilitas material, yang aplikasinya tergantung kepada respon tubuh manusia dan degradasi material pada tubuh manusia (Mehjabeen, et al., 2018). *Bioinert* biomaterial adalah material yang pada tubuh akan berinteraksi minimal dengan jaringan disekitarnya. Beberapa material yang termasuk bioinert, yaitu stainless steel, titanium, dan alumina (Abdulahadi, 2018). *Bioinert* material pada permukaan tulang mengarah pada kontak *osteogenesis*, yaitu pertama kali terbentuknya tulang pada permukaan implan dan adanya pertukaran ion dengan jaringan sehingga membentuk sebuah ikatan kimia sepanjang ikatan *osteogenesis* (Muddugangadhar, et al., 2011).

Biolerant biomaterial adalah material yang belum tentu ditolak saat implantasi ke dalam jaringan tubuh (Muddugangadhar, et al., 2011). *Bioresorbable* adalah material yang saat dalam tubuh manusia larut dan lambat laun akan tergantikan dengan jaringan baru (seperti tulang). Selain harus biokompatibel, biomaterial memiliki sifat-sifat lain, diantaranya adalah (Nassar, et al., 2011):

1. Sifat Mekanik

Kekuatan mekanik biomaterial mekanik harus baik, dan kekuatan harus memiliki range densitas luas.

2. Struktur Vesikular

Struktur vesikular dengan diameter poros 200-350 μm dibutuhkan untuk memperbaiki tulang, untuk menjamin perjalanan oksigen dan gizi.

3. Ketahanan Korosi Tinggi

Biomaterial dengan ketahanan korosi rendah akan melepaskan ion-ion logam ke dalam tubuh, sehingga menyebabkan keracunan tubuh.

4. Tidak Beracun

Biomaterial tidak boleh mempengaruhi DNA dan merusak sel-sel dalam tubuh.

5. *Bioabsorbability*

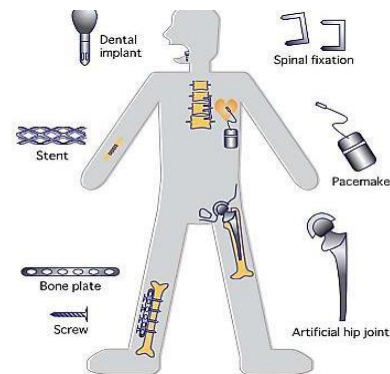
Kemampuan *bioabsorbability* dari material implan adalah faktor kunci regenerasi jaringan tulang.

6. Ketahanan Aus Tinggi

Biomaterial harus mempunyai ketahanan aus tinggi dan koefisien gesek rendah ketika dimasukkan ke dalam jaringan tubuh.

A.1. Material Biometalik

Material yang digunakan pada lingkungan yang berfungsi sebagai pengganti jaringan biologis, mengembalikan fungsi, berkontak langsung dengan cairan tubuh disebut biomaterial. Atau jika material logam, material ini disebut biometal (Smith dan Hashemi, 2019). Material biometalik adalah material logam yang penggunaannya berkontak langsung pada sel, jaringan, atau cairan tubuh.



Gambar 4. Contoh implan material logam

Biometal harus memiliki karakteristik utama *biocompatibility*, yaitu material yang saat digunakan dalam tubuh manusia memiliki stabilitas kimia, ketahanan korosi, nonkarsinogenik, dan tidak beracun (Smith dan Hashemi, 2019). Kedua berkemampuan menahan beban dengan intensitas besar atau bervariasi pada lingkungan korosif dalam tubuh manusia. Pentingnya material dapat menahan beban, karena pada orang normal pada umumnya akan dapat mengalami 1–2.5 juta siklus beban pada pinggulnya (dalam kasus ini adalah pinggul) selama satu tahun (karena adanya aktivitas normal). Berdasarkan siklus tersebut dapat dikalkulasi bahwa seorang manusia normal berumur 50 tahun akan dapat mengalami siklus beban sebanyak 50-100 juta kali selama hidupnya, sehingga biomaterial haruslah memiliki sifat yang kuat dan tahan terhadap *fatigue* serta tahan aus di lingkungan yang sangat korosif (Smith dan Hashemi, 2019).

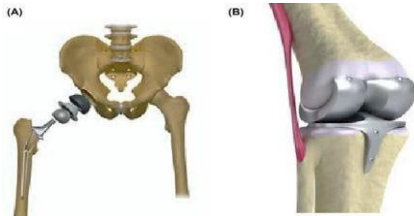
Material biometalik sebagai implan harus memiliki syarat sebagai berikut (Sumita dan Hanawa, 2003):

1. Tidak Beracun, karena kontak langsung dengan tubuh, karena kanker, kelainan bentuk (cacat), alergi, *necrosis*, *calcification*, dan peradangan dapat disebabkan dari lepasnya ion-ion metalik dari material yang ditanamkan dalam tubuh.

2. Tahan korosi berhubungan dengan *toxicity* pada tubuh dan kehandalan materialnya.
3. Kehandalan, harus berfungsi tanpa adanya kegagalan dan tanpa cacat.

B. Implan

Implan adalah suatu peralatan medis yang dibuat untuk menggantikan struktur dan fungsi bagian tubuh. Bahan untuk membuat implan terbuat dari bahan-bahan atau material biomedis, seperti titanium, silikon, zirkonium, dan lain-lain, karena kandungan racun rendah (*toxic-free*).

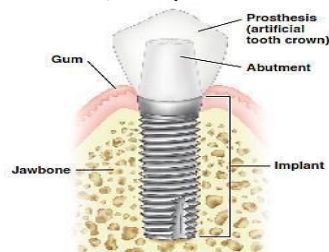


Gambar 5. Implan orthopaedic (a) pinggul buatan dan (b) lutut buatan (Sumber: Thomas, et.al., 2015)

Sifat biokompatibilitas implan karena implan ini dapat terkorosi pada lingkungan *in vivo* (dalam lingkungan makhluk hidup). Korosi berakibat pada penguraian dan melemahkan material implan dan berbahaya pada lingkungan jaringan dan organ (Ahmed, et.al., 2003).

B.1. Implan Gigi

Implan gigi (*dental implant*) adalah perangkat medis sintetik yang diletakkan ke dalam jaringan yang penunjang gigi dengan cara pembedahan, untuk menggantikan gigi yang hilang dengan material yang bersifat biokompatibel dengan tubuh (Saini, et.al, 2018). Sejak 1960-an, implan gigi telah menjadi opsi perawatan yang diandalkan untuk mengganti gigi yang hilang (Osman dan Swaini, 2015).



Gambar 6. Bagian implan gigi (Sumber: Krames, 2010)

Dalam aplikasi terdapat dua komponen utama implan gigi, yaitu penyangga (*abutment*) dan sekrup (*screw*) (Saini, et.al, 2018).



Gambar 7. Pemasangan implan gigi (Sumber: Hisberques, 2019)

C. Zirkonium (Zr)

Zirkonium (Zr) ditemukan oleh kimiawan Martin Heinrich Klaproth di Berlin (Jerman) tahun 1780 sebagai produk akhir reaksi pemanasan batu permata (Hisberques, 2019). Pada tahun 1824, Berzelius berhasil memisahkan zirkonium tidak murni. Tahun 1947 *ductile zirconium sponge* telah diproduksi dengan proses Kroll, dan sampai kini proses tersebut dipakai sebagai proses pengolahan unsur zirkonium (Mehjabeen, et.al., 2018). Zirkonium (Zr) adalah logam transisi bersifat kuat dan sifat kimia dan fisika mirip dengan titanium (Ti). Identiknya, unsur Zr dan Ti adalah logam yang biasa digunakan sebagai implan gigi, karena tidak menghalangi pembentukan sel-sel tulang (osteoblasts) (Bona A, et.al., 2015).



Gambar 8. Zirkonium

(Sumber: <https://periodictable.com>)

Zirkonium tahan temperatur tinggi, di alam berbentuk zirkonium silikat ($ZrSiO_4$) dan zirkonium oksida pada badelleyit (ZrO_2). Dari mineral oksidanya diperoleh logam murni 99% bersifat keras dan getas, dan logam berwarna putih, lunak, *malleable*, dan bersifat ulet, diperoleh dari proses dekomposisi termal zirkonium tetraiodid ZrI_4 (Bona A, et.al., 2015). Zirkonium ZrO_2 bersifat bioaktif, mirip TiO_2 dan Ta_2O_5 . Nanostruktur ZrO_2 dan TiO_2 yang diannealing tidak berubah bioaktifnya, tetapi annealing dapat meningkatkan sifat bioaktif pada nanostruktur Ta_2O_5 (Mehjabeen, et.al., 2018).

D. Paduan Zirkonium

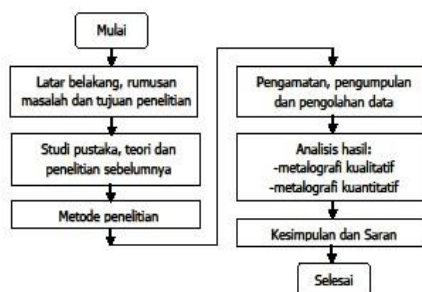
Zirkonium dapat dipadukan untuk meningkatkan sifat mekanik, tetapi produk zirkonium yang ada tidak terpadu (*unalloyed*). Terdapat dua buah *grade Zr-based alloy*, yaitu *industrial grade* dan *nuclear grade*. Unsur pemadu zirkonium dapat diklasifikasikan dalam tiga kategori, yaitu *α-stabilizer*, *β-stabilizer*, dan netral (Mehjabeen, et.al., 2018). Pemadu *α-stabilizer* (Al, Sn, dan O) meningkatkan *allotropic transformation temperature* (ATT), unsur *β-stabilizer* (Nb, Ta, Mo,

Fe, dan Ti) dapat menurunkan ATT. Jika menambahkan kedua α -stabilizer dan β -stabilizer, paduan Zr akan memiliki α -stabilizer dan β -stabilizer bersamaan. Paduan Zr tersebut diklasifikasikan sebagai α -, ($\alpha+\beta$) – dan β Zr alloy. Fasa β paduan Zr modulus elastisitas lebih rendah dibanding fasa α , karena fasa β struktur BCC lebih sedikit densitas atomnya (Mehjabeen, et.al., 2018).

Fasa β paduan Zr dapat bertransformasi menjadi ω (hexagonal tetapi tidak *closed packed*), α' (hcp), α'' (*orthorhombic*) dengan *cold rolling* implan tulang, dan berlanjut pada pertumbuhan tulang baru pada permukaan implan pada awal proses implanation. ZrO2 kemampuan bioaktif mirip dengan TiO2 dan Ta2O5. Nanostruktur ZrO2 dan TiO2 yang *diannealing* tidak berubah sifat bioaktifnya, tetapi meningkatkan bioaktif nanostruktur Ta2O5.

III. Metode Penelitian

Penelitian ini menerapkan langkah-langkah metode penelitian seperti diagram alur berikut:



Gambar 9. Bagan Alir Penelitian (Sumber: Hasil Penelitian)

IV. HASIL DAN PEMBAHASAN

A. Data Hasil Pengujian

Data hasil dari uji kekerasan, metalografi, pengujian XRD, dan pengujian SEM-EDS.

A.1. Pengujian Kekerasan Zr-10Ti-(x)Al

Pengujian kekerasan sampel *as-cast* dan *as-solution treatment* untuk membandingkan sebelum dan sesudah *solution treatment*.

Tabel 1. Parameter pengujian kekerasan

Metode Pengujian	Indentasi/Penekanan
Alat Pengujian	Micro Vickers
Standar Pengujian	ASTM E-92
Beban (gf)	1000
Indentor	Diamond pyramid
Magnification	5x
Dwell Time (detik)	10

A.2. Hasil Pengujian Kekerasan Sampel AsCast Paduan Zr-10Ti-(x)Al

Digunakan alat uji kekerasan Micro Vickers standar ASTM E-92. Pengujian, dilakukan proses penekanan lima kali pada titik yang berbeda-beda.

Tabel 2. Hasil pengujian kekerasan sampel *as-cast* paduan Zr-10Ti-(x)Al

Spesi-men	Nilai Kekerasan (HV)					Rata2 x	% Kena-ikan
	Titik 1	Titik 2	Titik 3	Titik 4	Titik 5		
0Al	375.34	385.42	385.42	375.89	393.24	382.46	
2%Al	393.28	408.71	412.7	397.06	404.77	403.30	5.44%
4%Al	470.48	470.48	460.83	456.12	470.48	465.68	14.46%

(Sumber: Hasil Penelitian)

B. Hasil Pengujian Kekerasan Sampel *Solution Treatment* Paduan Zr-10Ti-(x) Al Metode uji Micro Vickers standar ASTM E-92.

1) Pengujian *Solution Treatment* Temp. 900°C

Tabel 3. Hasil pengujian kekerasan sampel *solution treatment* 900°C

Spesi-men	Nilai Kekerasan (HV)					Rata-rata x
	Titik 1	Titik 2	Titik 3	Titik 4	Titik 5	
0% Al	316.61	307.25	254.76	260.37	275.24	282.846
2% Al	409.63	412.46	365.66	360.95	377.82	385.304
4% Al	443.44	424.08	439.30	424.08	458.68	437.916

(Sumber: Hasil Penelitian)

2) Pengujian *Solution Treatment* Tem. 1000°C

Tabel 4. Hasil pengujian kekerasan sampel *solution treatment* 1000°C

Spesi-men	Nilai Kekerasan (HV)					Rata-rata x
	Titik 1	Titik 2	Titik 3	Titik 4	Titik 5	
0% Al	385.54	375.33	329.88	356.08	365.51	362.468
2% Al	412.46	418.21	409.63	398.59	427.06	413.190
4% Al	439.30	445.62	445.62	445.62	455.36	446.304

(Sumber: Hasil Penelitian)

3) Pengujian *Solution Treatment* Temp. 1100°C

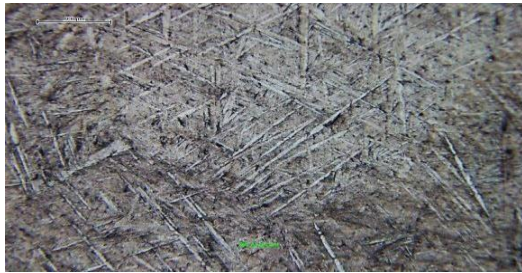
Tabel 5. Hasil pengujian kekerasan sampel *solution treatment* 1100°C

Spesi-men	Nilai Kekerasan (HV)					Rata-rata x
	Titik 1	Titik 2	Titik 3	Titik 4	Titik 5	
0% Al	404.77	382.28	382.28	378.72	382.28	386.066
2% Al	458.68	442.45	439.30	455.36	465.43	452.244
4% Al	497.70	482.95	501.49	497.70	490.24	494.016

(Sumber: Hasil Penelitian)

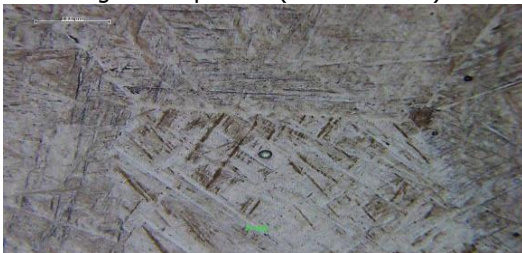
C. Metalografi Paduan Zr-10Ti-(x)Al a. Metalografi Kualitatif

Struktur mikro metalografi kualitatif paduan Zr-10Ti-(x)Al *as-cast* dan hasil *solution treatment* sampel dilakukan variasi penambahan Al. Pemeriksaan metalografi dengan campuran 5% H2SO4, 10% HF, 30 % HNO3, dan 50% H2O.



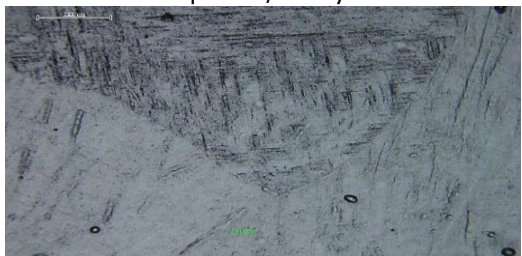
Gambar 10. Foto Struktur Mikro Sampel 0% Al. (Sumber: Hasil Penelitian)

Penambahan 0% Al as-cast dengan pembesaran 200x. Pada struktur mikro as-cast terbentuk struktur dendritik α -Zr berwarna cerah dan saling bertumpukkan (basket-weave).



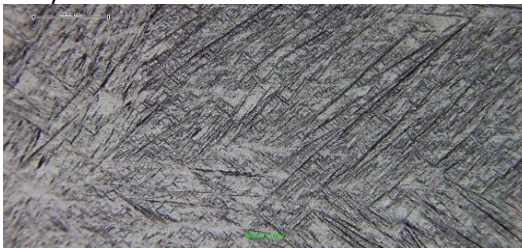
Gambar 11. Foto Struktur Mikro Sampel 0% Al pada 900°C, pembesaran 200x. (Sumber: Hasil Penelitian)

Hasil *solution treatment* 900°C terlihat terbentuk butir equiaxial/blocky.



Gambar 12. Penambahan 0% Al solution treatment 1000°C, pembesaran 200x. (Sumber: Hasil Penelitian)

Terjadinya peningkatan suhu solution treatment, terbentuk fasa α' -Zr berbentuk lancip (acicular) pada sebagian butir dan belum menyeluruh.



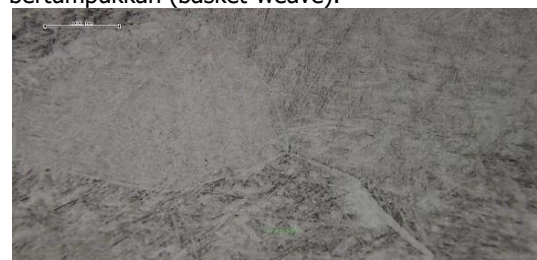
Gambar 13. Penambahan 0% Al solution, treatment 1100°C, dan pembesaran 200x (Sumber: Hasil Penelitian)

Pada suhu 1100°C, butir equiaxial membesar dengan fasa α' -Zr berbentuk acicular yang mendominasi dan terdistribusi merata. Ket: Larutan Etsa: Keller reagent; Waktu:10-15mt



Gambar 14. Penambahan 2% Al As-cast dan Pembesaran 200x. (Sumber: Hasil Penelitian)

Pada struktur mikro *as-cast* terlihat struktur dendritik α -Zr yang berwarna cerah dan saling bertumpukkan (basket-weave).



Gambar 15. Penambahan 2% Al Solution Treatment 900°C dan Pembesaran 200x (Sumber: Hasil Penelitian)

Terbentuk butir equiaxed berukuran besar dengan diiringi hilangnya struktur dendritik pada sampel.



Gambar 16. Penambahan 2% Al solution treatment 1000°C dan pembesaran 200x (Sumber: Hasil Penelitian)

Deskripsi: Fasa β -Zr semakin mendominasi dengan naiknya temperatur solution treatment.



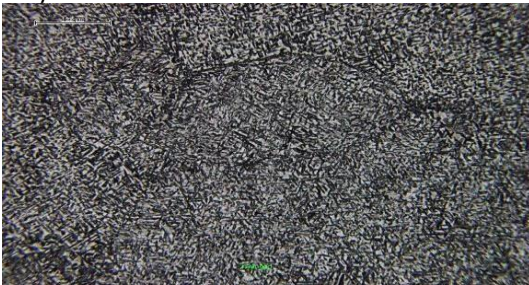
Gambar 17. Penambahan 2% Al Solution treatment 1100°C dan Pembesaran 200x (Sumber: Hasil Penelitian)

Fasa β -Zr terlihat mendominasi diiringi pertumbuhan butir equiaxed yang terdistribusi merata dan berukuran lebih kecil. Ket: Larutan Etsa: Kellerreagent; Waktu: 10-15 mnt



Gambar 18. Penambahan 4% Al as-cast dan Pembesaran 200x
(Sumber: Hasil Penelitian)

Pada struktur mikro as-cast tidak terlihat butir dendritik, dan didominasi oleh fasa β -Zr serta senyawa intermetalik.



Gambar 19. Penambahan 4% Al Solution Treatment 900°C dan Pembesaran 200x
(Sumber: Hasil Penelitian)

Proses solution treatment membuat batas butir semakin menebal dan fasa β -Zr semakin dominan dengan dihasilkannya butir berbentuk blok-blok.



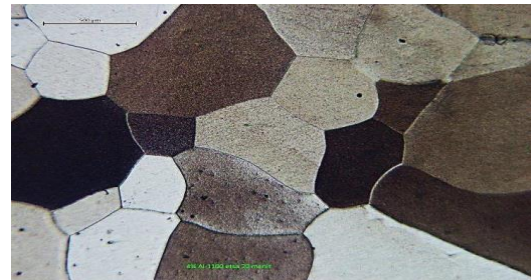
Gambar 20. Penambahan 4% Al Solution Treatment 1000°C dan Pembesaran 200x
(Sumber: Hasil Penelitian)

Meningkatnya temperatur butir equiaxial semakin membesar dan batas butir semakin jelas terlihat.



Gambar 21. Penambahan 4% Al Solution Treatment 1100°C dan Pembesaran 200x
(Sumber: Hasil Penelitian)

Terlihat bahwa butir equiaxed semakin jelas terbentuk dengan presipitat halus yang terdistribusi pada butir. Ket: Larutan Etsa: Keller reagent; Waktu:10-15 mnt.

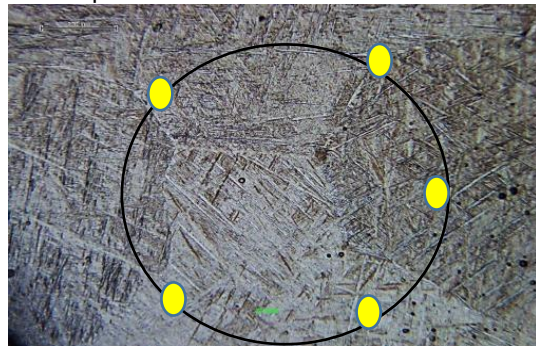


Gambar 22. Struktur mikro sampel solution treatment 1100°C, 4% Al, pembesaran 500x
(Sumber: Hasil Penelitian)

D. Metalografi Kuantitatif

Perhitungan metalografi kuantitatif sampel solution treatment untuk mengetahui distribusi ukuran butir pada paduan Zr-10Ti-(x)Al dengan metode Jeffries. Untuk rata-rata yang dihasilkan dari masing-masing sampel.

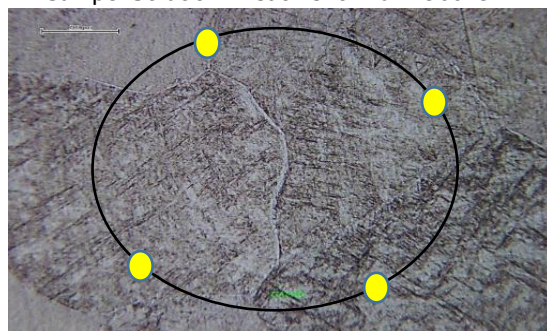
1. Sampel Solution Treatment 0% Al 900°C



Gambar 23. Metalografi Kuantitatif Jeffries Sampel sol-treat 0% Al 900°C
(Sumber: Hasil Penelitian)

- a) Faktor Jeffries = $M^2/\text{luas lingkaran}$
= $1002\pi r^2 = 1002\pi 402 = 1,990$
- b) $NA = (N1 + N22) = 1,99(0 + 52) = 1,99(2.5) = 4.975$
- c) $\varnothing = 1(NA)^{1/2}$
= $1(4.975)^{1/2} = 0.4483\text{mm} = 448.3 \mu\text{m}$

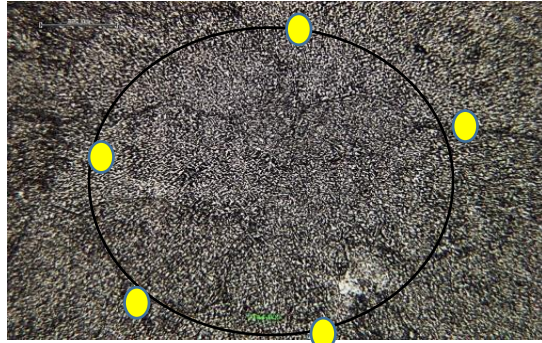
2. Sampel Solution Treatment 2% Al 900°C



Gambar 24. Metalografi Kuantitatif Metode Jeffries sampel sol-treat 2% Al 900°C
(Sumber: Hasil Penelitian)

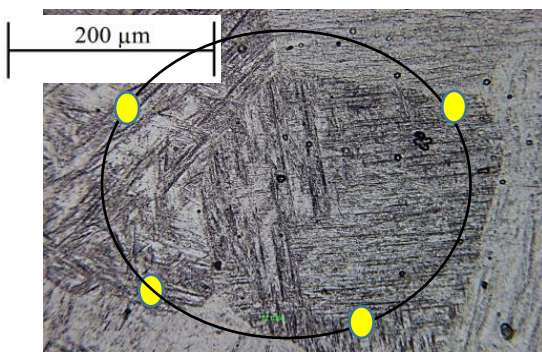
- a) Faktor Jeffries = $M^2/\text{luas lingkaran}$
 $=1002/\pi r^2 = 1002/\pi 40^2 = 1,990$
 b) $NA=F(N_1+N_2/2) =1,990+4/2) =1,99(2.5)$
 $=3.98$
 c) $\emptyset=1/(NA)^{1/2} =1(3.98)^{1/2}=0.5012\text{mm}=501.2 \mu\text{m}$

3. Sampel *Solution Treatment* 4% Al 900°C



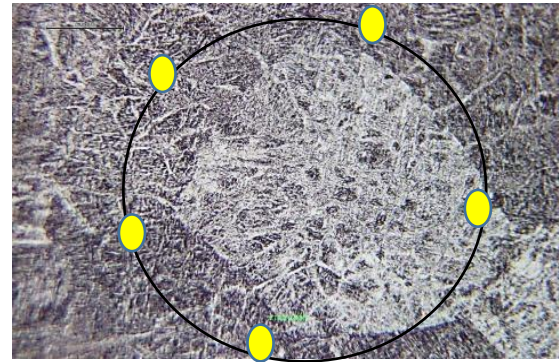
Gambar 25. Metalografi Kuantitatif Metode Jeffries, Sampel sol-treat 4% Al 900°C
 (Sumber: Hasil Penelitian)

- a) Faktor Jeffries = $M^2/\text{luas lingkaran} = 100/2\pi r^2$
 $= 100/2\pi 40^2 = 1,990$
 b) $NA=F(N_1+N_2/2) =1,99(2+6/2) =1,99(5)$
 $=9.95$
 c) $\emptyset=1/(NA)^{1/2} =1(9.95)^{1/2}=0.317 \text{ mm}=317\mu\text{m}$
4. Sampel *Solution Treatment* 0% Al 1000°C
- a) Faktor Jeffries = $M^2/\text{luas lingkaran}$
 $=1002/\pi r^2 =1002/\pi 40^2 =1,990$
 b) $NA=F(N_1+N_2/2)=1,99(0+3/2) =1,99(1.5)$
 $=2.98$
 c) $\emptyset=1/(NA)^{1/2}=1(2.985)^{1/2}=0.112\text{mm}=112.2 \mu\text{m}$



Gambar 26. Metalografi Kuantitatif Metode Jeffries, sol-treat 0% Al 1000°C
 (Sumber: Hasil Penelitian)

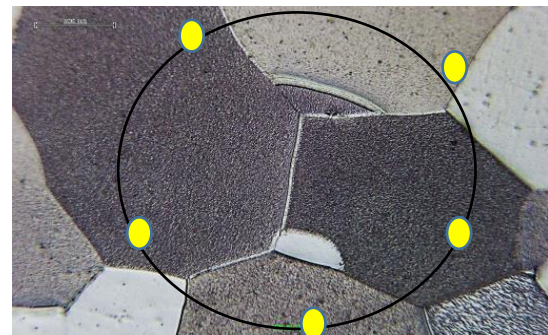
5. Sampel *Solution Treatment* 2% Al 1000°C
- a) Faktor Jeffries = $M^2/\text{luas lingkaran}$
 $=1002/\pi r^2 =1002/\pi 40^2=1,990$
 b) $NA=F(N_1+N_2/2) =1,99(0+82) =1,99(4) =7.96$
 c) $\emptyset=1/(NA)^{1/2}=1(7.96)^{1/2}=0.3544 \text{ mm}=354.4 \mu\text{m}$



Gambar 27. Metalografi Kuantitatif Metode Jeffries sampel sol-treat 2% Al 1000°C
 (Sumber: Hasil Penelitian)

6. Sampel *Solution Treatment* 4% Al 1000°C

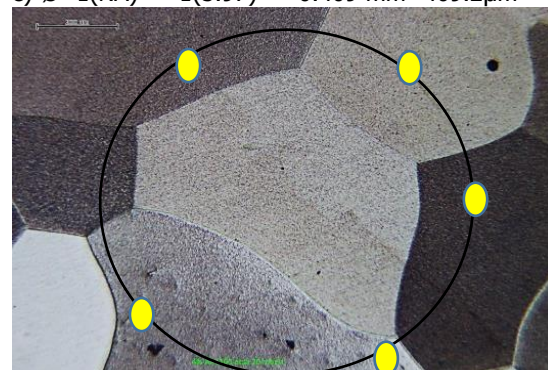
- a) Faktor Jeffries = $M^2/\text{luas lingkaran}$
 $= 1002/\pi r^2 = 1002/\pi 40^2 = 1,990$
 b) $NA=F(N_1+N_2/2) =1,99(2+5/2) =1,99(4.5)$
 $=8.9$
 c) $\emptyset= (NA)^{1/2} =1(8.955)^{1/2}=0.3341\text{mm}=334.1 \mu\text{m}$



Gambar 28. Metalografi kuantitatif metode Jeffries sampel sol-treat 4% Al 1000°C
 (Sumber: Hasil Penelitian)

7. Sampel *Solution Treatment* 4% Al 1100°C

- a) Faktor Jeffries = $M^2/\text{luas lingkaran}$
 $=1002/\pi r^2=1002/\pi 40^2=1,990$
 b) $NA=F(N_1+N_2/2) =1,99(0+6/2) =1,99(3) =5.97$
 c) $\emptyset=1/(NA)^{1/2}=1(5.97)^{1/2}=0.409 \text{ mm}=409.2\mu\text{m}$



Gambar 29. Metalografi kuantitatif metode Jeffries sampel sol-treat 4% Al 1100°C
 (Sumber: Hasil Penelitian)

- E. Pembahasan
 Sampel As-Cast Paduan Zr-10Ti-(x) Al
 Pembuatan sampel paduan terner Zr-10Ti(x)Al

melalui proses peleburan, dan parameter material *charging*. Persentase berat Zr dikurangi seiring persentase berat Al yang ditambahkan, sehingga diperoleh berat t akhir seragam. Proses peleburan menggunakan single arc *melting furnace* dan elektroda tungsten untuk menghasilkan bunga api (*arc*) untuk peleburan.

Alat *arc melting furnace* untuk mencairkan material yang akan dibuat paduan, menggunakan standard Tungsten Inert Gas (TIG) welding unit sebagai sumber daya panas melalui busur listrik dari elektroda yang bersentuhan dengan material pada krusibel. Sebelum peleburan, dilakukan material charging dengan Zr dulu pada krusibel kemudian Ti dan juga Al pada bagian atasnya.

Penyusunan material charging ini perlu dilakukan karena adanya perbedaan melting point masing-masing unsur, sehingga unsur dengan melting point paling tinggi ditempatkan pada bagian dasar krusibel dan setelahnya adalah unsur bermelting point lebih rendah.

Paduan Zr-Ti dalam diagram fasa termasuk ke dalam sistem isomorphous α - β atau tidak ada batas kelarutan pada Ti dalam matriks Zr, begitupun sebaliknya, akibatnya transformasi fasa pada paduan zirkonium dan titanium adalah transformasi alotropik dengan perubahan dari fasa α (Zr, Ti) yang berstruktur kristal close-packed hexagonal (HCP) menjadi fasa β (Zr, Ti) berstruktur kristal body centered cubic (BCC).

Pembuatan sampel melalui peleburan, Zr dan Ti membentuk struktur mikro berbentuk dendritik. Proses peleburan dimulai pada temperatur dibawah garis liquidus (TL), dan selesai ketika mencapai garis solidus (TS). Hasil metalografi kualitatif yang memperlihatkan struktur mikro yang terbentuk pada masing-masing variasi membentuk butir dendrit. Hasil metalografi kualitatif paduan as-cast 0% Al terlihat struktur dendrit berbentuk plat tajam dan bentuk anyaman yang terkoneksi satu sama lain, dikenal dengan struktur basketweave. Fasa yang dihasilkan α -Zr berwarna cerah dan berwarna gelap adalah β -Zr. Fasa α terbentuk pada batas butir prior β dan membatasi butir α .

Pada pembesaran 1000, fasa β terdistribusi merata diseluruh sisi fasa α sehingga mencegah terjadinya pertumbuhan butir fasa α . Distribusi fasa α -Zr lebih dominan, dibandingkan dengan fasa β -Zr. Pada uji XRD, persentase fasa α -Zr dihasilkan lebih banyak, intensitas peak lebih dominan dibandingkan fasa β -Zr. Tingkat kekerasan diakibatkan oleh mekanisme solid solution yang menyebabkan hambatan pada bidang slip yang berujung meningkatnya sifat mekanik paduan (Liu, et.al., 2018). Variasi penambahan unsur Al ascast Zr-Ti dengan material *charging*, terbentuk intermetalik Zr₃Al dan Ti₃Al, khususnya 4% Al. Senyawa Zr-10Ti-(x)Al menyebabkan kekerasan meningkat. Struktur mikro as-cast 4% Al diperbesar 1000, fasa β -Zr lebih dominan

dibanding 0% Al, karena pendinginan cepat saat solidifikasi akibat krusibel dan pendingin air serta gas argon, sehingga fasa β -Zr terbentuk banyak. Senyawa intermetalik Zr₃Al dan Ti₃Al terdistribusi di batas butir, kekerasan naik 14.46% dan 0% Al as-cast.

Kekerasan karena penambahan unsur Al meningkat dari 386.066 HV menjadi 403.304 pada penambahan % Al serta 465.68 pada Al 4%. Hasil pengujian XRD dengan analisis peak intensitas secara manual, terbentuk senyawa intermetalik berupa Zr₃Al dan Ti₃Al dengan persentase hampir sama. Proses solution treatment pada sampel ascast Zr-10Ti-(x)Al meningkatkan sifat mekanik dengan menghilangkan struktur dendritik sampel as-cast. Pada variasi temperatur 900°C, 1000°C, dan 1100°C daerah fasa β . Fasa β menjadi tujuan pemanasan karena sifatnya metastabil sehingga hardening dicapai pada paduan (Ieyen dan Peters, 2003). Pendinginan cepat dengan air (*quenching*) setelah proses *holding time* 4 jam. Pada temperatur 900°C, 1000°C dan 1100°C struktur mikro berubah signifikan dan hilangnya struktur dendrit berbentuk blok-blok (*blocky*). Dihasilkan struktur fasa tajam (*acicular*). Terbukti proses pelarutan (*solution treatment*) memperbaiki struktur hasil peleburan dan mengubah struktur mikro paduan (Damisih, et.al, 2018).

Laju pendinginan cepat mendorong bentuk butir *blocky/equiaxed* serta *acircular*, butir *equiaxed* terbentuk akibat pendinginan yang seragam di seluruh sisi paduan. Struktur mikro solution treatment 1100°C, fasa β paduan membentuk fasa α' dan fasa α yang menjadi matriks dan tidak membentuk *equiaxed* dominan. Fasa α' karena laju pendinginan cepat dari fasa β , terbentuk struktur *acicular* atau *lath martensit*. Martensit paduan zirkonium kristalnya berbentuk heksagonal, mirip fasa α , karenanya dinotasikan sebagai fasa α' (Takahashi, 2009).

Nilai rata-rata kekerasan dari tiga variasi temperatur pada paduan as-cast 0% Al, sampel pada temperatur 1100°C kekerasannya paling tinggi yaitu 386.066 HV. Penambahan unsur aluminium pada sampel 4% Al temperatur 1100°C, kekerasan meningkat 494.016 HV jika dibandingkan dengan sampel 0% Al 1100°C sebesar 386.066 HV. Hasil metalografi kualitatif, struktur mikro yang dihasilkan berbeda dengan sampel 0% Al perlakuan 1100°C, pada sampel 4% Al butir *equiaxial* mendominasi dengan ukuran besar. Paduan 4% Al perlakuan 1100°C membentuk senyawa intermetalik Zr₂Al dan Ti₃Al dengan peak list lebih mendominasi, sehingga meskipun intensitas peak fasa α -Zr menurun, tetapi terjadi penguatan akibat fasa kedua yang lebih dominan sehingga kekerasan meningkat. Selain itu terdapat peningkatan intensitas peak pada fasa β -Zr disebabkan solution treatment

pada 1100°C, karena semakin tinggi temperatur β -Zr semakin banyak dan fasa β yang lebih tinggi.

Hasil pengujian SEM-EDS pada paduan 4% Al 1100°C terdapat butir acicular pada sampel. Pada pembesaran 5000 butir acicular terbentuk dengan orientasi arah seragam, dan pembesaran 2000 hanya terlihat morfologi batas butir. Pengujian EDS dilakukan pemilihan dua area, pada batas butir terlihat unsur titanium melebihi material balance, pada area kedua butir persentase aluminium serta titanium melebihi material balance. Karena pemeriksaan menggunakan EDS pembesaran 2000 tidak mewakili spesimen sampel 4% Al.

V. KESIMPULAN DAN SARAN

A. Kesimpulan

Berdasarkan pembahasan di atas, dapat disimpulkan:

1. Variasi paduan sampel 0% Al dan 4% Al as-cast menyebabkan perbedaan nilai kekerasan.
2. Variasi penambahan unsur Al sampel as-cast menyebabkan perbedaan struktur mikro berupa berkurangnya struktur dendritik *basket-weave*.
3. Proses *solution treatment* dengan pendinginan cepat (*quenching*) mengubah butir dendritik menjadi butir *equiaxed/blocky* serta acicular paduan dan meningkatkan persen fasa β -Zr.
4. Proses *solution treatment* pada temperatur 1100°C meningkatkan nilai kekerasan paduan Zr10Ti-(0%; 2%; 4%) Al. Nilai kekerasan rata-rata 386.066 HV, 452.244 HV, dan 494.016 HV, dibandingkan as-cast Zr-10Ti-(0%; 2%; 4%)Al yaitu 382.462 HV, 403.304 HV, dan 465.68 HV.
5. Nilai kekerasan paduan 1100°C mencapai nilai maksimum karena adanya fasa kedua Zr2Al dan Ti3Al, dan persentase fasa β -Zr tertinggi.
6. Variasi suhu *solution treatment* Zr-10Ti-(0%; 2%; 4%) Al menghilangkan butir dendritik, berganti butir acicular dan blok-blok/*equiaxed*.

B. Saran

Berdasarkan kesimpulan, diberikan saran sebagai berikut:

1. Parameter *holding time* dapat divariasikan pada *solution treatment* untuk melihat pengaruh perubahan fasa Zr-10Ti-(0%; 2%; 4%) Al.
2. Dilakukan proses lanjutan *aging* setelah proses *solution treatment* untuk mengetahui pengaruhnya terhadap nilai kekerasan paduan.
3. Pengujian korosi *solution treatment* dapat dilakukan untuk mengetahui ketahanan korosi untuk aplikasi biomaterial.

DAFTAR PUSTAKA

Alexander, and K. Shor Dental Implants Before and After. <https://shordental.com/smilegallery/dental-implants-before-and-after/>. diakses tanggal 05-06-2020 pukul 15.04.

- A. Bona., O. Pecho., R. Alessandretti. 2015. Zirconia as Dental Biomaterial. *Materials*: 8.
- A. Mehjabeen., T. Son., W. Xu, H. Tang dan M. Qian. 2018. Zirconium Alloys for Orthopaedic and Dental Applications : *Advanced Engineering Materials*.
- A. Connie., dan Sanjai S. 2017. The 4 Types of Teeth & How They Function. <https://www.everydayhealth.com/dentalhealth/basics/types-teeth-how-they-function/>. diakses tanggal 05-06-2020 pukul 14.04.
- A. Leyens and M. Peters. 2003. *Titanium and Titanium Alloys, Fundamental and Applc.* Wiley-VCH GmbH & Co. KGaA. Weinheim.
- B.C. Muddugangadhar, G.S. Amarnath, S. Tripathi Dikshit S., dan Divya. 2011. Biomaterials for Dental Implants: An Overview. *Int'l. Journal of Oral Implantology and Clinical Research*: 2(1):13-24.
- D.J. Wilson. 2018. Metallic Biomaterials: State of The Art and New Challenges: *Fundamental Biomaterials: Metals*.
- E. Nassar., K. Ciuffi, Calefi P., L.Rocha, E.Faria., 2011, Biomaterials and Sol-Gel Process: A Methodology for the Preparation of Functional Materials: *Biomaterials Science & Engineering*.
- H.J. E. Kwon., dan Jiang R. 2018. Development of Teeth. *Reference Module in Biomedical Sciences*. Elsevier Inc. New York. USA.
- Jujur I. N. Damisih, J. Sah, Agustanhakri, dan D. H. Prajitno. 2018. Pengaruh Temperatur Pererlakuan Pelarutan Terhadap Karakteristik Struktur Mikro dan Sifat Kekerasan Paduan Coran Ti-6Al-4V ELI. *Widyariset*:(2):153-162.
- J. Liu, J. Ruan., and H. Yang. 2018. Microstructure, mechanical properties, and preliminary biocompatibility evaluation of binary Ti-Zr alloys for dental application. *Journal of Biomaterials App.* 0(0): 1-10.
- Kementerian Kesehatan RI. 2018. Hasil Utama RISKESDAS 2018 Blok Gigi.
- Kementerian Kesehatan RI: Pusat Data dan Informasi Kementerian Kesehatan RI. 2014. Situasi Kesehatan Gigi dan Mulut.
- Krames Patient Education. 2010. Understanding Dental Implants. The Stay Well Company.
- M.Saini, Y. Singh, P, Arora, V Arora., dan K Jain. 2015. Implant Biomaterials: A Comprehensive Review. *World Journal of Clinical Cases*: 3(1): 52-57.
- M. Sumita, dan T. Hanawa. 2003. *Failure Processes in Biometallic Materials: Comprehensive Structural Integrity*. Elsevier Science
- M. Hisbergues. 2009. Zirconia: Established Facts and Perspectives for a Biomaterial in Dental Implantology. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*: 88B (2): 519-529
- M. Takahashi. 2009. Grindability of Dental Cast TiZr Alloys: *Mat. Transactions*:50(4):859-863.

- PeriodicTable <https://periodictable.com/Elements/040/index.html>. diakses 06-06-2020 jam 15.04
- Rosario Pignatello, 2011. "*Biomaterials Science and Engineering*". Croatia.
- R. Osman., dan M. Swain., 2015. A Critical Review of Dental Implant Mats. with an Emphasis on Titanium vs Zirconia. *Materials*: 8(3): 932958.
- S. Thomas, Y. Grohens., and N. Ninan. 2015. *Nanotechnology Applications for Tissue Engineering*. Elsevier Inc.
- S. Srivastava, dan B.Ghosh 2018. Metallic Biomaterials for Dental Implant Systems: *Fundamental Biomaterials: Metals*.
- Warreth Abdulhadi. 2018. Dental Implants: An Overview. *Implant Dentistry*.
- W. Ahmed., A. Elhissi, M Jackson., E. Ahmed, dan B. Zakariya. 2012. *Precision Machining of Medical Devices: The Design and Manuf. of Medical Devices*. Woodhead Pub.
- W. Smith and J. Hashemi. 2019. *Foundations of Materials Science and Eng. 6th Ed*. McGrawHill Education. New York. USA.