

BAB II
www.itk.ac.id
TINJAUAN PUSTAKA

Pada bab 2 tinjauan pustaka ini akan dijelaskan mengenai keterkaitan beberapa referensi terhadap penelitian. Bab 2 ini meliputi beberapa aspek bahasan, diantaranya; Anatomi Tulang Manusia, *Bone scaffold*, Besi, *Polyvinyl Alcohol (PVA)*, *Powder metallurgy*, Pengujian Densitas, Pengujian Tekan dan penelitian terdahulu.

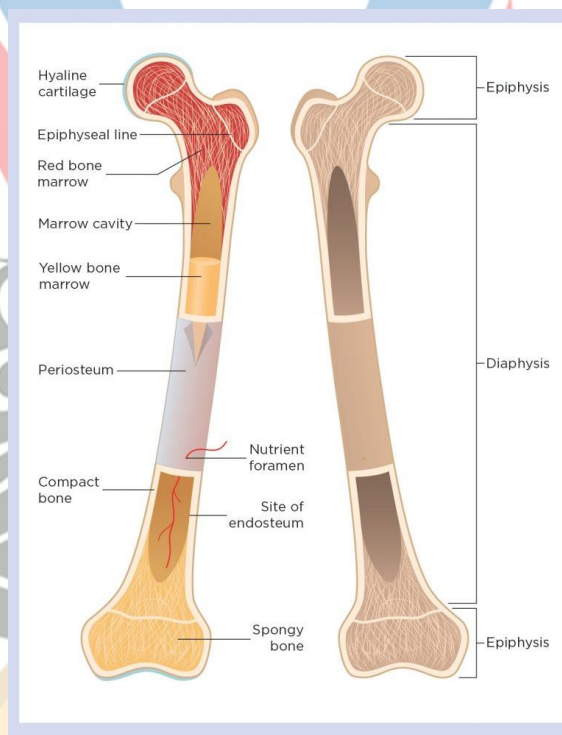
2.1 Anatomi Tulang Manusia

Tulang manusia memiliki empat fungsi utama. Pertama adalah fungsi mekanik, yaitu sebagai penyokong tubuh dan tempat melekat jaringan otot untuk pergerakan. Otot merupakan alat gerak aktif, sedangkan tulang merupakan alat gerak pasif. Kedua adalah fungsi protektif, yaitu berfungsi melindungi berbagai alat vital dalam tubuh dan sumsum tulang belakang. Ketiga adalah fungsi metabolik, yaitu sebagai cadangan dan tempat metabolisme berbagai mineral yang penting seperti kalsium dan fosfat. Dan keempat adalah fungsi hemopoetik, yaitu sebagai tempat berlangsungnya proses pembentukan dan perkembangan sel darah (Wibowo, 2005).

Tulang manusia memiliki beberapa bentuk yang dikategorikan menjadi tulang panjang, tulang pendek, tulang pipih dan tulang tidak teratur. Tulang panjang meliputi klavikula, humerus, radius, ulna, metakarpal, femur, tibia, fibula, metatarsal dan phalang. Tulang pendek meliputi tulang karpal, tarsal, patella dan tulang sesamoid. Tulang pipih meliputi skapula, sternum dan tulang rusuk. Tulang tidak teratur meliputi vertebra, sacrum dan tulang ekor. Tulang pipih terbentuk dengan pembentukan tulang secara membranosa, sedangkan tulang panjang terbentuk oleh kombinasi dari pembentukan tulang secara endokondral dan membranosa (Clarke, 2008).

Bagian luar tulang (bagian yang keras) disebut tulang kompak (*cortical bone*), dimana bagian ini sudah mengalami kalsifikasi atau pengapuran sehingga terlihat

sangat kokoh, kompak dan kuat. Sedangkan bagian dalam yang berpori dan berongga disebut tulang trabekular (*cancellous bone*), bagian ini belum terkalsifikasi sempurna, sehingga bersifat *porous* atau berpori. Tulang tersusun atas dua bahan, yaitu matriks yang kaya mineral sebesar 70% dan bahan-bahan organik sebesar 30%. Bahan organik tersebut meliputi sel sebesar 2% (sel *osteoblast*, sel *osteocyte*, dan sel *osteoclast*) dan osteoid sebesar 98%. Pada tulang manusia dewasa secara keseluruhan terdiri dari 80% tulang kortikal dan 20% tulang trabekular. (Wibowo, 2005; Clarke, 2008). Berikut merupakan gambar anatomi tulang manusia



Gambar 2.1 Anatomi Tulang Panjang Manusia (Robson dan Syndercombe, 2018)

Bahan-bahan penyusun tulang tersebut memberikan kemampuan pada tulang untuk dapat menahan beban kompresi dan beban yang bersifat tarikan serta regangan. Berikut merupakan sifat mekanik tulang yang akan dijelaskan lebih lanjut pada tabel 2.1 berikut :

Tabel 2.1 Sifat Mekanik Tulang Manusia (Rezwan dkk, 2006)

Tulang	Kekuatan Tekan (MPa)	Kekuatan Tarik (MPa)	Modulus Elastisitas (GPa)	Ketangguhan Patah (MPa \sqrt{m})
Kortikal	130-180	50-151	12-18	6-8
Trabekular	4-12	-	0,1-0,5	-

2.2 *Bone Scaffold*

Merupakan metode rekayasa jaringan yang menggabungkan penggunaan sel, bahan rekayasa, dan faktor fisiokimia untuk memperbaiki atau mengganti fungsi biologis jaringan atau organ yang rusak, dengan menggunakan prinsip dan metode teknik, biologi, serta biokimia untuk memahami struktur dan fungsi jaringan normal, patologis dan untuk mengembangkan pengganti biologis yang berperan sebagai tempat, lingkungan, berkembang, dan berdiferensiasinya sel sesuai target jaringan yang direkonstruksi (Lanza dkk, 2007 ; Peng dkk, 2008).

2.2.1 Syarat Material Implan

Material implan dapat dikatakan baik apabila memenuhi beberapa kriteria sebagai berikut :

1. Biokompatibilitas dalam hal perlekatan dan pertumbuhan sel, serta kurangnya reaksi toksisitas dan inflamasi
2. Biodegradabilitas antara material implan dengan deposisi osteosid
3. Sifat mekanik yang baik selama masa perbaikan tulang yang meliputi penanaman dan *fatigue failure*

(Brown dkk, 2009 ; Hutmacher, 2000 ; Porter dkk, 2009)

Struktur berpori sangat berpengaruh pada perkembangan jaringan yang direkonstruksi. Struktur berpori dapat memfasilitasi aktivitas seluler, seperti migrasi dan proliferasi osteoblas dan sel mesenkim serta pengangkutan nutrisi dan oksigen yang diperlukan untuk vaskularisasi selama perkembangan jaringan tulang. Ukuran pori optimal untuk regenerasi jaringan bergantung pada jenis jaringan. Untuk regenerasi tulang ukuran pori yang direkomendasikan berkisar dari 200 μm hingga 300

μm untuk pertumbuhan jaringan fibrokartilaginous (Bose dkk, 2012 ; Elema dkk, 2000).

Struktur berpori juga berpengaruh terhadap sifat mekanik dari implan. Semakin banyak pori maka kekuatannya akan semakin turun, begitu pula sebaliknya. Sifat mekanik perancah harus dibuat sangat cocok dengan sifat mekanik jaringan baru yang akan dihasilkan untuk memberikan dukungan selama tahap awal pertumbuhan jaringan. Jika sifat mekanik seperti kuat tekan terlalu rendah, perancah dapat berubah bentuk atau hancur, menyebabkan pertumbuhan jaringan berubah bentuk, atau tidak ada pertumbuhan jaringan. Selain itu, jika kekuatan tekan terlalu tinggi, sel mungkin tidak mengalami kondisi *in vivo* yang tepat yang diperlukan untuk mendukung pertumbuhan sel. Dalam kasus menahan beban, sifat mekanis perancah yang melebihi tulang di sekitarnya dapat menyebabkan "*stress-shielding*" atau suatu kondisi di mana tulang di sekitarnya mengalami penurunan kepadatan. Selain itu, perbedaan modulus elastisitas antara perancah dan jaringan alami dapat menghasilkan jumlah regangan yang berbeda pada tingkat tegangan yang sama dan dapat menyebabkan delaminasi perancah dari jaringan sekitarnya (Kramschuster dan Turng, 2013).

2.3 Besi

Besi (simbol Fe) adalah salah satu logam komersial yang paling umum. Bijih besi yang umum adalah pirit magnetik, magnetit, hematit, dan karbonat besi. Untuk mendapatkan besi, bijih dimurnikan untuk menghilangkan unsur pengotor. Peleburan dilakukan di dalam tanur. Produk yang dihasilkan adalah besi kasar yang membutuhkan peleburan dan pemurnian berikutnya untuk mendapatkan besi murni komersial. Besi adalah logam berwarna keabu-abuan dan meleleh pada temperatur 1525°C serta mendidih pada temperatur 2450°C (Schwartz, 2002).

Besi merupakan unsur yang melimpah di bumi dan merupakan komponen penting secara biologis dari setiap organisme hidup. Namun, terlepas dari kelimpahan geologisnya, besi sering kali menjadi faktor pembatas pertumbuhan di lingkungan. Hal ini disebabkan oleh adanya kontak antara besi dengan oksigen yang membentuk

oksida, yang sangat tidak larut, dan bersifat racun (Abbaspour dkk, 2014). Dalam tubuh manusia, zat besi ada dalam bentuk kompleks yang terikat pada protein (hemoprotein) sebagai senyawa heme (porfirin yang mengandung zat besi) seperti hemoglobin atau mioglobin, enzim heme, atau senyawa nonheme seperti enzim besi-flavin, pemindahan, dan feritin (McDowell, 2003).

Pada tabel 2.2 disajikan perbandingan sifat mekanik, kelebihan, dan kekurangan dari material yang digunakan sebagai implan.

Tabel 2.2 Perbandingan Material Yang Digunakan Sebagai Implan (Chin dkk, 2020)

Kategori	Magnesium	Zink	Besi
Aplikasi	Rekayasa jaringan, ortopedi (misalnya, sendi pinggul, sekrup / pin dan implan gigi), klip mikro untuk bedah mikro laring dan aplikasi kardiovaskular.	vaskular dan ortopedi	
Laju Korosi (mm/year)	8 (Mg murni)	0,16 (Zn murni)	0,01 (Fe murni)
Modulus Young (GPa)	30 (Mg murni) 45 (Paduan Mg)	60 (Zn murni) 100 (Paduan Zn)	150 (Fe murni) 200 (Paduan Fe)
Kekuatan Tarik (MPa)	100 (Mg murni)	90 (Zn murni)	200 (Fe murni)
Elongasi maksimum (%)	7 (Mg murni)	8 (Zn murni)	40 (Fe murni)
Kelebihan	Paduannya cocok dengan tubuh manusia dan memiliki modulus elastisitas, kekuatan dan kekuatan tekan yang mirip dengan tulang trabekuler	Sifat anti-inflamasi dan anti-proliferatif. Efektif dalam mengurangi risiko aterosklerosis	Fe memiliki sifat mekanik dan biokompatibilitas yang menjanjikan
Kekurangan	Cepat berkarat sebelum rekonstruksi jaringan lengkap karena kurangnya ketahanan terhadap unsur klorida yang ada dalam cairan tubuh	Dibandingkan dengan paduan lainnya, Zn mengalami kekuatan radial yang sangat rendah	Korosi sangat lambat agar praktis untuk aplikasi <i>bioresorbable</i> (sifat mampu diserap pada jaringan biologis)

2.4 *Polyvinyl Alcohol (PVA)*

PVA diproduksi secara komersial melalui hidrolisis Polivinil Asetat dengan alcohol. Hal tersebut karena monomer dari vinil alkohol tidak dapat dipolimerisasi secara alami menjadi PVA. PVA memiliki beberapa bentuk yang disesuaikan dengan kebutuhannya dalam dunia farmasi, biomedis dan lainnya. Polimer dengan bentuk manik gel biasa digunakan untuk bahan sistem filtrasi air. Selain itu, aplikasi lain dari PVA meliputi baterai, perancah biomedis, sel bahan bakar, dan pembangkit listrik osmotik (Hassan dan Peppas, 2000 ; Surakatti dan El-Naas, 2014). Berikut merupakan sifat fisik dari material PVA.

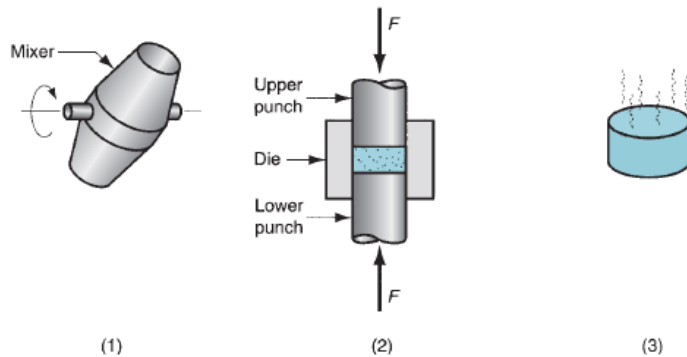
Tabel 2.3 Sifat Fisik *Polyvinyl Alcohol (PVA)* (Sekisui-sc.com)

Sifat Fisika	Deskripsi
Wujud	Berwarna krem sampai keputihan, butiran, bubuk
<i>Green Density</i>	641 kg/m ³
<i>Density</i>	1,19–1,31 g/cm ³
Stabilitas Terhadap Sinar Matahari	Luar Biasa
Kemampuan Terbakar	Terbakar seperti kertas
Titik Leleh	230°C untuk terhidrolisis penuh, 180°C – 190°C untuk terhidrolisis sebagian
Titik Didih	228°C
Stabilitas Panas	Perubahan warna sekitar temperatur 100°C, menggelap di atas temperatur 150°C, dan dekomposisi pada temperatur sekitar 200°C
Suhu Transisi Gelas	75°C -85°C
Panas Spesifik	1.5 J/(g K)

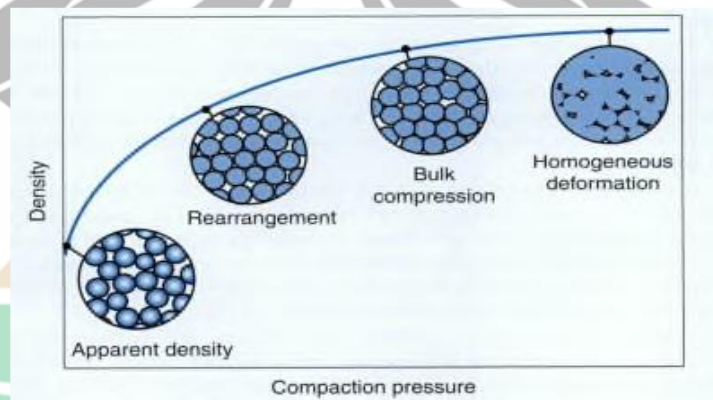
2.5 *Powder Metallurgy*

Proses manufaktur menggunakan metode *powder metallurgy* (PM) atau metalurgi serbuk dimulai dengan mencampur bubuk unsur atau paduan dan memadatkan campuran dalam cetakan dan kemudian dipanaskan atau "disinter" dalam tungku dengan atmosfer terkontrol untuk mengikat partikel secara metalurgi. Keunggulan dari metode manufaktur ini adalah kemampuan pembentukan presisi

tinggi *powder metallurgy* (PM) yang menghasilkan komponen dengan bentuk yang hampir bersih dan bentuk kompleks. Selain itu, proses *powder metallurgy* (PM) memiliki tingkat fleksibilitas yang tinggi yang memungkinkan penyesuaian kinerja seperti struktural dengan bentuk kompleks, porositas terkendali, performa terkontrol, performa yang bagus dalam pembebanan dan menyerap getaran, sifat khusus seperti kekerasan dan ketahanan aus, presisi luar biasa dan permukaan akhir yang bagus, serta toleransi yang relatif kecil (Jones, 1960).



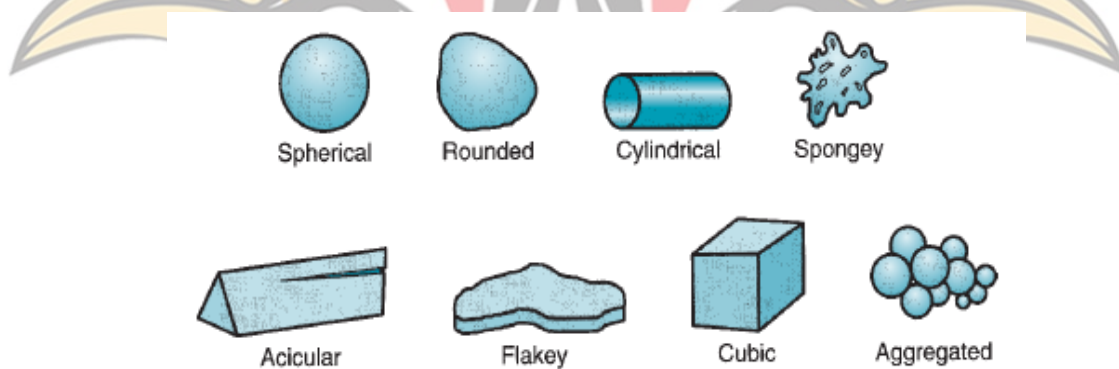
Gambar 2.2 Powder Metallurgy Konvensional : (1) Blending; (2) Compacting; (3) Sintering (Groover, 2010)



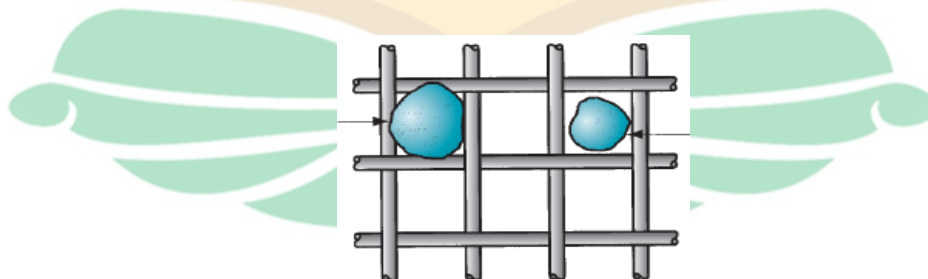
Gambar 2.3 Ilustrasi perubahan Densitas pada saat proses kompaksi (Kalpakjian dan Schmid, 2014)

Parameter proses metalurgi serbuk yang optimal tergantung pada jenis pelumasan selama pencampuran, rasio berat serbuk, waktu pencampuran, ukuran

partikel pengisi, tekanan pemadatan, waktu penekanan, suhu sintering dan waktu penahanan sintering. Selain itu, fitur geometri dari serbuk juga berpengaruh terhadap hasil akhir produk. Ukuran partikel mengacu pada dimensi serbuk. Jika bentuk partikelnya bulat, satu dimensi sudah cukup. Untuk bentuk lain, diperlukan dua atau lebih dimensi yang berbeda. Metode yang biasa digunakan untuk pemisahan serbuk berdasarkan ukuran partikel disebut klasifikasi. Partikel disortir dengan melewatkannya melalui serangkaian ayakan dengan ukuran mata jaring yang semakin kecil. Bubuk ditempatkan pada saringan dengan jumlah mata jaring tertentu dan digetarkan sehingga partikel yang cukup kecil untuk masuk melalui bukaan lolos ke saringan dibawahnya. Identifikasi parameter efektif yang optimal merupakan prasyarat untuk keberhasilan penerapannya. Oleh karena itu, efisiensi proses dan kualitas proses metalurgi serbuk perlu ditingkatkan dengan menentukan kondisi optimal dari parameter pengolahan metalurgi serbuk agar mendapatkan kualitas produk sesuai keinginan (Hussain dkk, 2019; Groover, 2010).

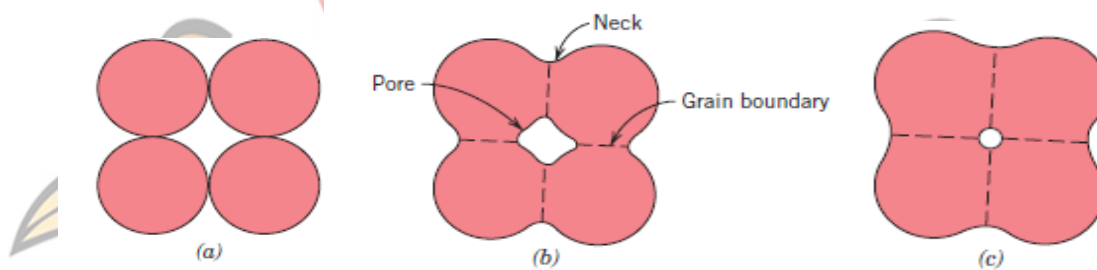


Gambar 2. 4 Geometri Partikel Serbuk (Groover, 2010)



Gambar 2. 5 Ilustrasi Metode Klasifikasi (Groover, 2010)

Penentuan suhu sintering berkaitan dengan komposisi, ukuran partikel, keadaan permukaan, dan sifat yang dibutuhkan untuk produk. Dengan mempertimbangkan kekuatan, kekerasan, ketangguhan, keuletan, porositas, dan kekuatan mekanik, suhu sintering harus diantara 60%-80% dari temperatur lebur (T_m). Untuk logam murni, suhu sintering adalah 70%-80% dari temperatur lebur (T_m). Misalnya, sintering besi (Fe) terjadi pada $1000^{\circ}\text{C} - 1200^{\circ}\text{C}$. Untuk sintering serbuk logam campuran, suhu sintering umumnya lebih rendah daripada suhu utama komposisi. Semakin halus bubuknya, semakin aktif permukaan bubuknya, dan semakin rendah suhu sinteringnya. Suhu sintering dan waktu penahanan bervariasi dengan persyaratan fisik dan mekanik yang berbeda untuk produk. Waktu penahanan selama proses sintering tergantung pada suhu, porositas yang dibutuhkan, dan bentuk pori (Liu dan Chen, 2014).



Gambar 2.6 Ilustrasi Pertumbuhan Ikatan Antar Partikel Selama Proses Sintering (Callister dan Rethwisch, 2014)

Mekanisme yang terjadi selama proses sintering terbagi menjadi 3. Pertama, partikel setelah dilakukan kompaksi saling bersentuhan satu sama lainnya. Selama tahap sintering awal, *neck* terbentuk disepanjang kontak antara partikel yang saling berdekatan. Kedua, batas butir terbentuk didalam setiap *neck* dan setiap celah antar partikel menjadi pori. Ketiga, saat sintering berlangsung terjadi penyusutan dan ukuran pori mengecil (Callister dan Rethwisch, 2014).

2.6 Pengujian Densitas

Prinsip Archimedes menyatakan bahwa objek yang ditenggelamkan atau direndam pada suatu fluida, akan mendapatkan gaya apung yang besarnya sama dengan

berat fluida yang dipindahkan (Mohazzabi, 2017). Densitas atau massa jenis adalah besaran yang menunjukkan perbandingan antara massa dengan volume suatu benda. Atau dapat dituliskan dengan :

$$\rho = \frac{m}{v} \quad (2.1)$$

Berdasarkan hukum Archimedes (persamaan 2.1), untuk mengukur Densitas dengan material berbentuk padatan atau *green* dapat menggunakan hukum tersebut. Untuk menghitung nilai Densitas aktual dan teoritis, dapat menggunakan persamaan berikut :

- Densitas aktual :

$$\rho_m = \frac{m_s}{(m_s - m_g)} \times \rho_{H_2O} \quad (2.2)$$

- Densitas teoritis :

$$\rho_{th} = \rho_{s1} \cdot v_{s1} + \rho_{s2} \cdot v_{s2} \quad (2.3)$$

Porositas mempengaruhi massa jenis dari suatu benda karena terdapat volume ruang kosong (rongga pori) yang dimiliki oleh zat padat terhadap jumlah dari volume zat padat itu sendiri. Porositas suatu bahan pada umumnya dinyatakan sebagai porositas terbuka atau *apparent porosity*, dan dapat dinyatakan dengan persamaan :

$$P = \frac{\rho_{th} - \rho_m}{\rho_{th}} \times 100\% \quad (2.4)$$

(Fasya dan Iskandar, 2015)

2.7 Pengujian Tekan

Pengujian tekan hampir sama dengan pengujian tarik, yang membedakan adalah peletakan sampel diantara *platen* dan *grip*. Pengujian tekan dapat mengungkapkan kekuatan tekan maksimal, kekuatan luluh, modulus elastisitas, dan ketangguhan dari sampel uji. Persamaan 2.5 dan 2.6 digunakan untuk menghitung

tegangan tekan dan regangan. Gaya pada uji tekan akan dianggap negatif, yang menghasilkan tegangan negatif. Selanjutnya, karena l_0 lebih besar dari l_i , regangan tekan yang dihitung dari persamaan 2.6 harus juga negatif. Uji tarik lebih umum karena memiliki informasi lebih banyak mengenai sifat mekanik suatu material daripada yang diperoleh dari uji tekan (Callister dan Rethswisch, 2014; Khan, 2018).

Output dari uji tarik adalah beban atau gaya terhadap perpanjangan (elongasi). Karakteristik beban-deformasi ini bergantung pada ukuran sampel. Misalnya, dibutuhkan dua kali beban untuk menghasilkan perpanjangan yang sama jika luas penampang sampel digandakan. Untuk meminimalkan faktor geometri ini, beban dan perpanjangan dinormalisasi ke parameter masing-masing tegangan teknik dan regangan teknik. Tekanan teknik ditentukan oleh hubungan berikut :

$$\sigma = \frac{F}{A_0} \quad (2.5)$$

Regangan teknik didefinisikan sebagai berikut :

$$\epsilon = \frac{l_i - l_0}{l_0} = \frac{\Delta l}{l_0} \quad (2.6)$$

Terkadang regangan teknik juga dinyatakan sebagai persentase, dimana nilai regangan dikali dengan 100 (Callister dan Rethswisch, 2014).

2.8 Penelitian Terdahulu

Berikut adalah rangkuman hasil penelitian terdahulu yang memiliki keterkaitan dengan penelitian yang telah dilakukan sebagai berikut :

Tabel 2.4 Penelitian Terdahulu

No.	Nama dan Tahun Publikasi	Hasil
1	Cheng dkk, 2013	Metode : Membandingkan logam murni (Fe, Mn, Mg, Zn, W) sebagai <i>biodegradable material</i> dengan

www.itk.ac.id

pengujian elektrokimia, pengujian *immers*, pengujian *contact angle*, pengujian *cytotoxicity*, dan pengujian *hemolysis*.

Hasil : Fe menunjukkan biokompatibilitas yang sangat baik (sitotoksisitas dan hemokompatibilitas) dan laju korosi yang relatif rendah dalam larutan Hank. Mn menunjukkan sitotoksisitas yang signifikan, menunjukkan tidak tepat untuk aplikasi biomedis. Mg tidak menunjukkan sitotoksisitas, tetapi menyebabkan rasio hemolisis yang tinggi. Zn tidak menunjukkan sitotoksisitas pada sel, sementara secara signifikan mengurangi viabilitas sel. W tidak cocok untuk bahan biodegradable karena: laju korosi rendah di lingkungan fisiologis, meskipun menunjukkan biokompatibilitas yang sangat baik.

2 Paramitha dkk, 2015 Metode : Besi (Fe) sebagai penyusun material penyusun implan pada 48 ekor mencit. Biokompabilitas diperiksa melalui respon profil darah perifer, kadar ion besi dalam plasma darah, penilaian radioDensitas, dan respon jaringan secara histopatologis.

Hasil : implan besi menyebabkan peningkatan kadar ion besi di dalam darah dan reaksi inflamasi yang terbatas, dan tidak ditemukan adanya efek toksik dari produk degradasi maupun dari implan besi itu sendiri.

3 Yafie dan Widyastuti, 2014 Metode : Serbuk W dan Cu dicampurkan dan kemudian dikompaksi dengan tekanan sebesar 400 MPa. Lalu sampel disinter dengan variasi temperatur 700°C, 800°C, 900°C dan waktu tahan 1, 2, 3 jam.

www.itk.ac.id

www.itk.ac.id

Hasil : Semakin tinggi temperatur *sintering* atau semakin lama waktu tahan yang diberikan maka akan diperoleh nilai *sinter density* yang semakin tinggi, porositas yang semakin kecil, kekerasan yang semakin tinggi, kekuatan tekan yang semakin tinggi dan modulus elastisitas yang semakin tinggi.

