

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar belakang

Masyarakat umum menganggap ketidakrapian gigi sebagai hal yang lumrah dan biasa saja. Pemikiran seperti ini harus diperbaiki dikarenakan ketidakrapian gigi seseorang akan mempengaruhi penampilan terutama tingkat rasa percaya diri seseorang. Selain itu ketidakrapiaan gigi akan mengganggu kesehatan gigi seperti menimbulkan tumpukan sisa makanan pada sela gigi yang sulit dibersihkan atau dijangkau. Tumpukan tersebut dalam waktu yang lama menjadi tempat bersarang kuman penyakit, menyebabkan lapisan enamel rusak dan lubang halus pada gigi. Gigi berlubang yang tidak ditanggulangi akan menjalar lebih dalam dan bisa menyebabkan infeksi saluran akar gigi dan gusi.

Untuk memperbaiki ketidakrapian gigi dapat digunakan *beghel*, sebuah perangkat kawat yang dipasang pada gigi untuk mengatur kembali posisi, arah, dan susunan gigi. Oleh karena itu, kekuatan *beghel* harus mampu mengatasi kekuatan geser gigi. Disisi lain, karena mulut adalah wilayah basah oleh liur, makanan dan minuman, maka *beghel* harus memiliki ketahanan korosi dan sifat biokompabilitas yang baik

Dengan persyaratan tersebut, material yang baik dan umum digunakan untuk *beghel* ialah *stainless steel 340L*. *Stainless steel* jenis ini memiliki kekuatan tarik tinggi (500 MPa) [1], ketahanan korosi yang baik dan sifat biokompabilitas yang cukup baik. Akan tetapi material jenis ini memiliki kelemahan dalam kekakuan, modulus elastisitas yang terlalu tinggi dan keberadaan nikel dalam paduannya yang berpotensi menimbulkan reaksi [2]. Gejala-gejala dari alergi antara lain sariawan pada bibir bagian dalam dan peradangan pada gigi.

Untuk mengatasi kekurangan *stainless steel 340L* tersebut maka diusulkan Titanium TNTZ (Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr) sebagai material pengganti. TNTZ ini memiliki kekuatan tinggi (837 MPa), ketahanan korosi yang tinggi dan kekakuan yang rendah (58 GPa) serta bebas unsur nikel yang berarti bebas unsur penyebab alergi mulut. Namun nilai kekuatan TNTZ tercatat masih rendah dibandingkan

dengan Ti-6Al-4V ELI sehingga diperlukan perlakuan untuk meningkatkan nilai kekuatannya.

Solusi untuk meningkatkan kekuatan Titanium TNTZ dengan melakukan proses *cold working* seperti proses *wire drawing*. Evaluasi terhadap hasil penguatan dari kawat yang diproduksi dilakukan dengan memeriksa kekuatan tarik, kekerasan, dan pengamatan struktur mikro kawat.

1.2 Batasan Masalah

1. Material uji yaitu titanium TNTZ merupakan biomaterial yang sedang dikembangkan untuk aplikasi biomedik khususnya orthodonti.
2. Proses pembentukan kawat yang digunakan adalah *wire drawing* bertahap.
3. Ukuran kawat yang dibuat ditentukan berdasarkan ukuran kawat yang umum digunakan untuk kawat gigi (*beghel*).
4. Analisis dilakukan berdasarkan kajian sifat mekanik, yaitu sifat tarik dan kekerasan, serta struktur mikro yang diamati dengan mikroskop optik.

1.3 Tujuan

1. Melihat pengaruh tingkat reduksi pada proses penarikan kawat terhadap sifat mekanik TNTZ
2. Menghasilkan kawat TNTZ (Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr) yang memiliki kekuatan dan kekakuan setara kawat gigi baja tahan karat

1.4 Manfaat Penelitian

Kawat TNTZ (Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr) hasil *wire drawing* bisa digunakan menjadi material bahan baku alternatif kawat gigi yang lebih unggul dari sisi sifat fisik dan mekanik dibandingkan dengan baja tahan karat

1.5 Sistematika Penulisan

Sistematika penulisan proposal tugas akhir ini dapat diuraikan sebagai berikut:

BAB I Pendahuluan memuat latar belakang, tujuan penelitian, manfaat penelitian, batasan masalah penelitian, dan sistematika penulisan.

BAB II Tinjauan Pustaka untuk menguraikan referensi dan acuan tertulis yang berhubungan dengan penelitian.

BAB III Metodologi Penelitian untuk mendefinisikan tahapan dan prosedur penelitian

BAB IV Hasil dan Pembahasan untuk mengevaluasi hasil penelitian yang meliputi proses *wire drawing*, serta pengujian mekanik dan struktur mikro yang dilakukan.

BAB V Kesimpulan dan Saran untuk menyimpulkan hasil penelitian yang dilakukan dan menghasilkan rekomendasi yang ilmiah

DAFTAR PUSTAKA

LAMPIRAN

BAB II TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Biomaterial

Biomaterial adalah disiplin ilmu yang membutuhkan pengetahuan dan pemahaman mendasar dari sifat-sifat material pada umumnya, dan interaksi dari material dengan lingkungan biologis. Defenisi dari biomaterial adalah semua material sintetik yang digunakan untuk menggantikan atau memperbaiki fungsi jaringan tubuh berkelanjutan.

Biomaterial secara umum banyak ditemukan berbahan dasar dari *polymer* (*nylon, silicon, dll*), keramik (*aluminium oxide, hydroxyapatite carbon, dll*), komposit (*carbon-carbon, wire or fiber reinforced bone cement*), atau metal. Biomaterial berbahan dasar metal diperkirakan digunakan sebesar 70%-80% dari semua bahan material implan. Diantara biomaterial berbahan dasar metal seperti *stainless steel* dan paduan Co-Cr, titanium dan paduan titanium memiliki biokompabilitas yang bagus. Oleh karena itu, titanium dan paduan titanium dijadikan bahan penelitian untuk biomaterial, terutama dalam penggunaan implan yang memikul beban seperti sambungan pinggang buatan, pelat tulang, alat penunjang tulang belakang, implan gigi [3].

Pemilihan biomaterial berdasarkan beberapa pesyaratan diantaranya:

- a. Spesifikasi yang pantas berdasarkan fungsi material.
- b. Karakter lingkungan yang tepat dimana biomaterial akan ditempatkan dan efek yang akan dihadapi oleh biomaterial pada lingkungan tersebut.
- c. Gambaran seberapa lama biomaterial akan digunakan.
- d. Keamanan dalam penggunaan

Implan akan mengalami kondisi yang mirip dengan organ tubuh yang digantikan oleh karena itu biomaterial penyusun implan harus memenuhi beberapa persyaratan:

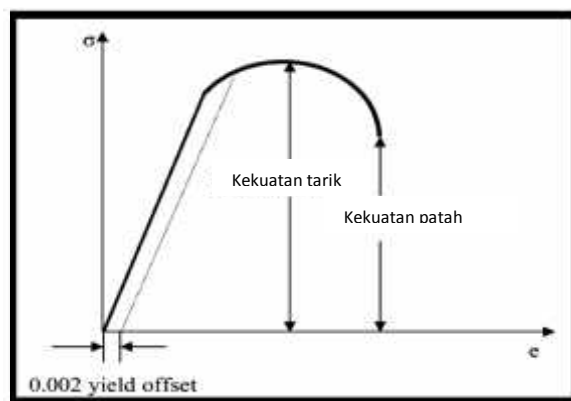
- a. Sifat fisik, sifat yang dapat diukur dan diteliti tanpa mengubah komposisi atau susunan dari zat tersebut diantaranya:
 - i. Sifat mekanik dari biomaterial, diantaranya:

- Kekuatan

Biomaterial ortodonti harus dirancang sesuai dengan kebutuhannya. Pada kawat gigi, dalam keadaan terpasang pada gigi, kawat gigi (*beghel*) harus mampu memberikan tekanan yang terus-menerus sehingga terjadi pergerakan gigi. Tekanan tersebut menyebabkan perubahan (*remodels*) pada jaringan tulang di sekitar gigi. Biomaterial tersebut harus mampu bertahan saat menerima tegangan dan tidak berubah bentuk [4,5].

Kekuatan tarik atau kekuatan tarik maksimum (*ultimate tensile strength*) adalah beban maksimum dibagi luas penampang awal benda uji. Kekuatan tarik dapat dibaca dari kurva tegangan-regangan yang merupakan hasil dari pengujian tarik [6].

Kurva tegangan-regangan teknis merupakan kurva yang menampilkan hubungan antara tegangan dan regangan dimana luas penampang yang digunakan adalah luas penampang awal. Kurva tegangan-regangan teknis dapat dilihat pada Gambar 2.1



Gambar 2.1 Kurva tegangan-regangan teknis[5]

Tegangan yang didapat dari kurva tegangan teoritik adalah tegangan yang membujur rata-rata dari pengujian tarik. Tegangan tersebut diperoleh dengan cara membagi beban (P_{max}) dengan luas penampang awal benda uji(A_0) [6].

$$\sigma = \frac{P_{max}}{A_0} \quad (2.1)$$

Regangan yang didapatkan adalah regangan linier rata-rata yang diperoleh dengan cara membagi perpanjangan benda uji (ΔL) dengan panjang awal (L_0) [6].

$$\epsilon = \frac{\Delta L}{L_0} \quad (2.2)$$

- **Fleksibilitas (Kelenturan)**

Ketika biomaterial diberi tegangan, maka sebagian besar tegangan diserap oleh material tersebut. Namun, jika tegangan diberikan pada biomaterial yang lebih fleksibel, maka sebagian tegangan akan diteruskan pada gigi. Fleksibilitas material dapat dinyatakan dengan nilai modulus elastisitasnya. Modulus elastisitas (E) adalah ukuran kekakuan suatu material. Semakin rendah modulus elastisitas material, maka material dikatakan semakin fleksibel. Modulus elastisitas (E) material adalah perbandingan antara tegangan (σ) dan regangan (ϵ) yang dirumuskan dalam persamaan Hooke [6].

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} \quad (2.3)$$

- **Kekerasan**

Kekerasan adalah ketahanan suatu material terhadap deformasi plastis lokal, akibat penetrasi pada permukaan. Angka nilai kekerasan dihitung pada tempat dilakukannya pengujian (lokal). Nilai kekerasan suatu material dapat berbeda-beda pada tiap-tiap titik pengujiannya. Hal ini disebabkan karena ketidakhomogenan material ataupun dikarenakan terdapatnya cacat material [6].

ii. Sifat termal, fluktuasi temperatur yang terjadi pada mulut selama proses menelan dari makanan dan minuman yang panas atau dingin. Hal ini mempengaruhi performa dari biomaterial yang disebabkan temperatur yang tidak stabil.

b. Sifat kimia, salah satu faktor yang menentukan ketahanan sebuah material. Sifat kimia yang berpengaruh diantaranya:

- i. Keterlarutan, keterlarutan ini diukur pada saat kapan material akan larut dalam larutan yang diberikan contoh larutan seperti saliva atau air. Hal ini penting dikaji dikarenakan keasaman sebuah larutan berbeda-beda, jika sebuah larutan terlalu asam maka akan membuat implan akan cepat terlarut.
 - ii. Ketahanan korosi
Cairan tubuh manusia banyak mengandung ion – ion, senyawa asam, oksigen, air dan protein. Lingkungan tersebut mendukung terjadinya reaksi kimia yang dapat menyebabkan korosi pada biomaterial khususnya logam. Apabila terjadi korosi pada permukaan logam biomaterial, maka dapat memicu terjadinya peradangan organ [2,7,8]. Ketahanan korosi erat kaitannya dengan toksikologi.
- c. Biokompatibilitas
- Biokompatibilitas adalah kemampuan material untuk dapat ditanamkan dalam tubuh manusia tanpa menimbulkan reaksi negatif dari tubuh tersebut. Pada umumnya tubuh memiliki sistem kekebalan untuk menangkal material atau zat asing yang masuk. Penolakan tersebut dapat berupa reaksi peradangan, alergi dan iritasi. Salah satu yang menjadi perhatian dalam pengembangan biomaterial logam saat ini, yaitu mengenai penggunaan beberapa unsur kimia penyusun material yang dapat menyebabkan alergi. Sebagai contoh yaitu unsur nikel (Ni) yang jika berada dalam tubuh manusia dalam kadar tinggi, maka unsur tersebut dapat menyebabkan alergi pada jaringan tubuh [2,7,8].

2.2 Kawat gigi

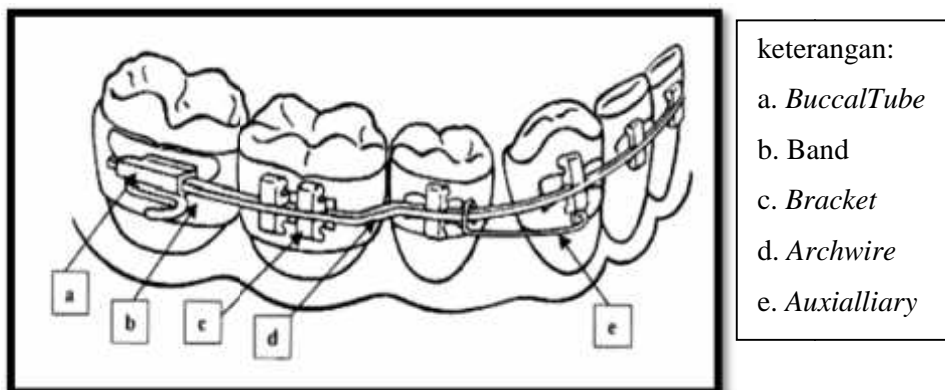
Kawat gigi biomedik adalah alat ortodonti berupa kawat yang dipasangkan pada gigi untuk memperbaiki susunan gigi [7]. Penerapan kawat gigi pada mulut manusia dapat dilihat pada Gambar 2.2. Pada Gambar 2.2 diperlihatkan susunan gigi sebelum pemasangan kawat gigi dan setelah pemasangan kawat gigi. Selama proses dipasangkannya kawat gigi terjadi proses pengaturan posisi gigi yang dilakukan oleh kawat.



Gambar 2.2 Penerapan kawat gigi sebelum (a) dan sesudah (b)[9]

Komponen kawat gigi umumnya terdiri dari dua komponen, yaitu:

1. Komponen aktif, berfungsi untuk menggerakkan gigi.
 - a. *Arch wire*/kawat busur berupa lengkung kawat yang merangsang pergerakan gigi menuju ke susunan yang diinginkan.
 - b. *Auxillaries* merupakan perlengkapan tambahan untuk menggerakkan gigi, seperti pir-pir atau karet elastik.
2. Komponen pasif, berfungsi untuk mendukung komponen aktif
 - a. *Band*, berupa cincin logam sebagai pengait sistem kawat gigi.
 - b. *Tube*, berupa tabung logam untuk jalur kawat menuju pengait.
 - c. *Bracket*, berupa tempat perlekatan komponen aktif.



Gambar 2.3 Komponen kawat gigi cekat[10]

Pergerakan gigi terjadi apabila kekuatan diberikan pada gigi, yaitu berupa tarikan dan tekan (menahan). Proses *remodelling* tulang dirangsang oleh pemberian

kekuatan pada gigi yang menyebabkan gigi bergerak perlahan ke posisi yang diinginkan.[6]

Banyak sifat mekanik dari struktur gigi manusia yang telah diukur, tetapi nilai yang dilaporkan bervariasi, akibat permasalahan teknis yang berhubungan dengan kondisional pengujian contoh bahan yang cukup kecil. Selain hal teknis tersebut ada beberapa hal yang mempengaruhi sifat mekanik dari struktur gigi manusia diantaranya gen, nutrisi, dan lain-lain.

Umumnya bahan dasar dari kawat gigi komersial yang digunakan pada saat ini adalah *Stainless Steel* dan Ni-Ti. Pada Tabel 2.1 akan menunjukkan sifat mekanik dari *Stainless Steel* dan Ni-Ti.

Tabel 2.1 Sifat mekanik *Stainless Steel* dan Ni-Ti untuk biomedik.[11,12]

| Sifat Mekanik | Ni-Ti | | <i>Stainless Steel</i> |
|----------------------------------|-------------------|--------------------|------------------------|
| | <i>Austenitic</i> | <i>Martensitic</i> | |
| Kekuatan Tarik (MPa) | 800-1500 | 103-1100 | 483-1850 |
| Kekuatan Luluh (MPa) | 100-800 | 50-300 | 190-1213 |
| Modulus Elastisitas (GPa) | 70-110 | 21-69 | 190-200 |
| Elongasi (%) | 1-20 | < 60 | 12-40 |

2.3 Titanium Ti-29Nb-13Ta-4,6Zr (TNTZ)

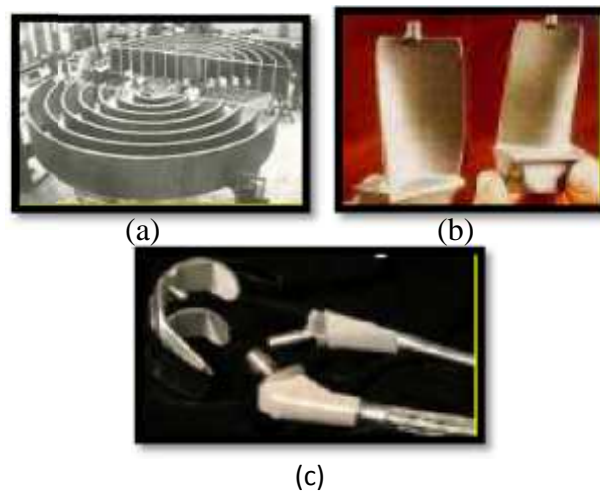
Titanium adalah unsur terbanyak ke sembilan di kerak bumi dan terdistribusi secara luas. Karena afinitasnya yang besar terhadap oksigen dan unsur lain, titanium tidak terdapat dalam bentuk logam statis di alam, tetapi dalam bentuk mineral yang stabil. Bentuk umum mineral titanium adalah *ilmenite* (FeTiO_3) dan *rutile* (TiO_2) [13].

Logam titanium memiliki beberapa sifat-sifat fisik, yaitu [14] :

- Umumnya logam titanium berwarna abu-abu metalik (*dark grey metallic*).

- Memiliki sifat ketahanan korosi dan biokompatibilitas yang sangat baik.
- Memiliki kekuatan (*ultimate tensile strength*) dari 178 MPa (CP Ti) hingga 1380 MPa (*titanium alloys type*).
- Densitas yang cukup rendah sebesar 4500 Kg/m³ [45% lebih ringan dari densitas besi (7800 Kg/m³) dan 60% lebih berat dari pada aluminium (2700 Kg/m³)].
- Titik cair sebesar ± 1670 °C.
- Sifat keuletannya cukup tinggi dan modulus elastisitas sekitar ± 100 GPa

Berdasarkan beberapa keuntungan penggunaan *titanium Alloy*, maka *titanium Alloy* mulai dilirik sebagai bahan dasar pada beberapa bidang. Beberapa bidang yang banyak memanfaatkan *titanium Alloy* seperti dirgantara, industri, alat kesehatan, alat olahraga, dll.

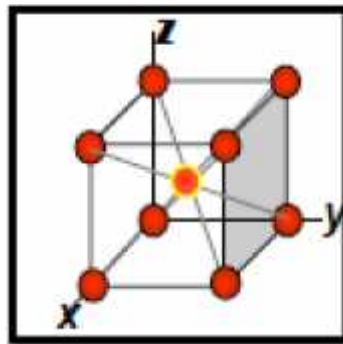


Gambar 2.4 Penggunaan *titanium alloy* pada bidang industri kertas (a), pada sudu turbin (b), pada sambungan pinggang (c)

Kesuksesan penggunaan Titanium secara klinis sehubungan dengan sifat mekaniknya yang baik, daya tahan terhadap korosi dan biokompatibilitas yang sangat baik. Titanium merupakan logam yang paling tahan korosi. Logam ini sangat reaktif, dan sifat ini sangat menguntungkan, karena oksida yang terbentuk pada permukaan (TiO₂) sangat stabil dan mempunyai *passivating effect* terhadap logam. Logam titanium yang dipakai sebagai implan sangat baik ditoleransi oleh

jaringan. Titanium tidak menyebabkan hipersensitifitas, *alloy* titanium adalah satu-satunya *alloy* yang tidak mengandung *sensitizing elements*.

Titanium Cp-Ti dan titanium Ti-6Al-4V ELI telah terdaftar pada standar ASTM (*American Society for Testing and Materials*) sebagai salah satu bahan dasar biomaterial. Banyak penelitian yang membahas tentang penggunaan Titanium jenis lain agar bisa distandarisasi seperti jenis titanium Ti-29Nb-13Ta-4,6Zr yang dikenal juga dengan titanium TNTZ. Titanium TNTZ merupakan titanium paduan tipe terbentuk oleh penambahan elemen penstabil *isomorphous* seperti unsur *Tantalum*, dan *Niobium*. Unsur-unsur tersebut ditambahkan sebagai penguat fasa agar tetap stabil dibawah temperatur transus (882°C). Temperatur transus adalah temperatur dimana sel satuan titanium akan mulai berubah dari HCP (*Hexagonal Close Packed*) menjadi BCC (*Body Centered Cubic*). Sel satuan HCP akan tetap stabil dibawah 882°C , sedangkan apabila diatas 882°C berubah menjadi BCC [14]. Unsur Zr digunakan sebagai unsur yang tahan terhadap korosi, tidak bereaksi dengan air, asam (nitrat, sulfat sebagai pelarut) meskipun dengan pemanasan. Hal ini bertujuan agar titanium TNTZ tidak mudah terkorosi.



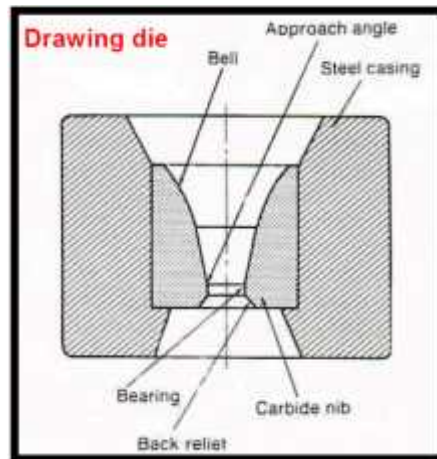
Gambar 2.5 Sel satuan titanium Ti-29Nb-13Ta-4,6Zr (TNTZ)

2.4 Wire drawing

Wire drawing adalah proses yang melibatkan pengurangan penampang diameter dari kawat dengan cara melewati kawat melalui beberapa *dies*. Untuk *wire drawing* yang melibatkan proses *wire drawing* yang berkelanjutan maka *dies* selanjutnya harus memiliki diameter yang lebih kecil dari *dies* sebelumnya.

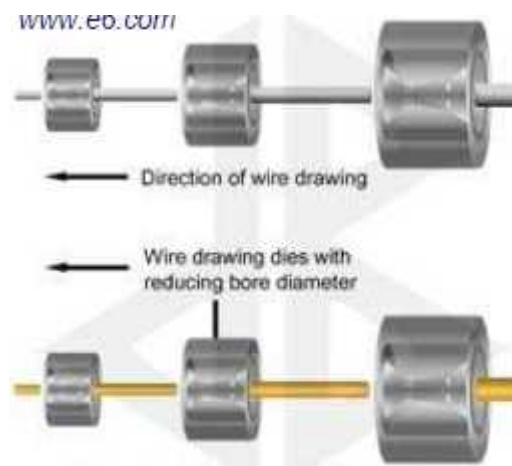
Deformasi pada *wire drawing* dipengaruhi oleh beberapa faktor [15]:

1. Komposisi kimia
2. Sudut datang
3. Lubrikasi
4. Kecepatan penarikan
5. Reduksi



Gambar 2.6 Penampang *drawing dies* [16]

- Bentuk dari *bell* menyebabkan *hydrostatic pressure* naik dan menaikkan aliran dari lubrikan ke dalam *die*. [16]
- Sudut datang dimana pengecilan penampang diameter terjadi. [16]
- *Back relief* memberikan logam untuk mengembang sedikit pasca kawat meninggalkan *dies* dan meminimalisir abrasi jika penarikan berhenti atau die tidak sejajar. [16]



Gambar 2.7 Pereduksian penampang benda kerja pada *wire drawing*[16]

Proses *wire drawing* menggunakan *soap powder* sebagai lubrikan pada proses *wire drawing* kering sedangkan pada proses basah digunakan lubrikan seperti oli. Penggunaan dari lubrikan bertujuan untuk mengurangi gesekan pada permukaan *dies* dengan permukaan sampel selain itu penggunaan lubrikan sebagai *coolant* pada proses *wire drawing*. Reduksi yang dikerjakan pada sampel berasal dari perbandingan antara luas penampang sebelum reduksi (A_o) dan luas penampang yang diinginkan setelah reduksi (A_f) dengan luas reduksi sebelum proses penarikan kawat (A_o)

$$\text{Reduksi} = \frac{A_o - A_f}{A_o} \times 100\% \quad (2.4)$$