

Karakteristik Mekanik dan Struktur Mikro Kawat Titanium sebagai Fungsi Tingkat Deformasi untuk Aplikasi Restorasi Gigi

Gunawarman*, Ilhamdi, Victor Martin, Jon Affi* dan Lanang Aidil

Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik Universitas Andalas,
Kampus Unand Limau Manis, Padang 25163, Indonesia

*email: gunawarman@ft.unand.ac.id, jonaffi@ft.unand.ac.id

Abstrak

Biomaterial merupakan material yang dapat dipasangkan dan berinteraksi baik dengan tubuh manusia. Salah satu jenis biomaterial yang sering dijumpai sekarang adalah kawat gigi (behel) dari logam. Bahan logam yang umum dipakai adalah baja tahan karat (Fe-Ni-Cr) dan nikel-titanium (Ni-Ti). Namun, kedua bahan ini mengandung nikel yang dapat bersifat alergen. Reaksi alergi yang pernah dilaporkan bervariasi yaitu dari edema lidah, bibir, mouth lining dan anafilaksis. Reaksi alergi ini berhubungan dengan proses dan modus korosi yang terjadi selama pemakaian. Titanium dan paduannya merupakan logam yang diharapkan dapat mengatasi kekurangan ini, karena memiliki biokompatibilitas terbaik diantara berbagai jenis logam. Namun demikian, kekuatan titanium relatif lebih rendah dari Fe-Ni-Cr dan Ni-Ti seperti ditunjukkan oleh hasil pengujian awal dari penelitian ini. Selain itu, hasil studi menunjukkan bahwa kekerasan permukaan titanium juga relatif rendah sehingga akan lebih mudah aus selama pemakaian. Oleh sebab itu, perlu dilakukan peningkatan kekuatan dan kekerasan titanium melalui berbagai proses penguatan. Dalam paper ini disajikan peningkatan kekuatan titanium sebagai variasi tingkat deformasi (penguatan regangan) untuk 3 jenis titanium yang mewakili masing-masing tipe titanium yakni titanium murni grade 4 (tipe α), Ti-6Al-4V (tipe $\alpha+\beta$) dan paduan baru Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr. Sebagaimana diketahui, kekuatan logam sangat dipengaruhi oleh besarnya tingkat deformasi yang diberikan. Hasil penelitian menunjukkan bahwa kekuatan dan kekerasan titanium Ti-6Al-4V dan Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr naik secara signifikan dengan proses pengerjaan dingin ini, namun masih tetap di bawah kekuatan dan kekerasan baja tahan karat dan nikel-titanium. Oleh sebab itu, diperlukan proses penguatan lain untuk meningkatkan karakteristik mekanik titanium agar lebih potensial untuk kawat gigi bukan hanya dari sisi biokompatibilitas namun juga kekuatan dan kekerasan.

Kata kunci : Sifat Mekanik, Struktur Mikro, Biomaterial, Titanium, Kawat Gigi, Ortodontik

1. Pendahuluan

Pemasangan kawat gigi (behel) pada pasien ortodonti untuk memperbaiki susunan gigi yang tidak teratur telah berkembang pesat di dunia termasuk Indonesia. Susunan gigi diperbaiki dengan cara memberikan gaya tarik pada gigi melalui kawat untuk menggeser posisi gigi tersebut secara perlahan dan bertahap sampai tersusun rapi seperti yang diinginkan. Selain itu, pengaturan susunan gigi ternyata bisa mencegah berbagai keluhan di area mulut seperti ketidaknyamanan saat mengunyah makanan, menutup sela gigi yang menjadi tempat timbulnya plak, dan yang terpenting, bisa meningkatkan penampilan dan rasa percaya diri pemakai [1]. Oleh sebab itu, pemakaian kawat gigi akan semakin banyak dan ini menuntut pengembangan material kawat gigi yang lebih baik dan mampu memenuhi kebutuhan bidang ortodontik.

Saat ini paduan nikel-titanium (Ni-Ti) dan baja tahan karat atau stainless steel (Fe-Ni-Cr) merupakan biomaterial yang umum dipakai untuk kawat gigi. Namun, pada penderita hipersensitif, reaksi alergen sering timbul bila memakai jenis logam ini. Reaksi alergi yang pernah dilaporkan bervariasi, yaitu dari edema lidah, edema bibir, mouth lining dan anafilaksis. Reaksi alergi ini dipicu oleh peningkatan kadar ion nikel (dan krom pada baja tahan karat). Pelepasan ion terjadi akibat proses korosi dalam rongga mulut dan kemudian ikut terbawa bersama zat makanan dan minuman ke seluruh jaringan tubuh, sehingga kandungan ion dalam tubuh meningkat melebihi ambang batas. Efek samping peningkatan ion logam ini bervariasi pada tiap orang. Sekitar 30% dari pasien ortodonti yang memiliki alergi terhadap nikel dan krom mengeluhkan rasa sakit dan telinga tersumbat [2,3].

Titanium dapat dijadikan alternatif pilihan untuk permasalahan ini karena mempunyai biokompatibilitas terbaik diantara logam-logam dan bebas dari kandungan nikel. Penggunaan titanium murni sebagai bahan dasar breket [2] menunjukkan bahwa bahwa logam ini dapat menjadi alternatif khususnya untuk pasien hipersensitif. Namun demikian kekuatan geser titanium diperoleh lebih rendah dari breket baja tahan karat dan keramik. Data material untuk kondisi anil [2] menunjukkan bahwa kekuatan dan kekerasan titanium sangat bervariasi tergantung kepada proses perlakuan yang diberikan. Oleh sebab itu, kekuatan dan kekerasan permukaan titanium untuk aplikasi kawat gigi harus ditingkatkan setinggi mungkin agar ukuran komponen ortodontik ini tetap bisa kecil atau kalau bisa lebih kecil lagi dibandingkan dengan komponen yang sudah ada di pasaran.

Untuk kawat gigi, kekuatan tarik lebih dominan sehingga perlu pengujian sifat tarik bahan. Selain itu, diperlukan kekerasan permukaan yang tinggi agar lebih tahan aus. Sifat mekanik ini berhubungan langsung dengan struktur mikro. Oleh sebab itu perlu pengontrolan struktur mikro bahan kawat. Pada studi ini, kawat titanium diproduksi dengan proses penarikan kawat (*wire drawing*) pada temperatur kamar (*cold working*), sehingga proses deformasi akan menyebabkan terjadinya pengerasan regangan pada kawat [4,5]. Tingkat deformasi yang dialami oleh logam pada saat proses penarikan adalah besarnya reduksi area pada setiap tahapan *drawing*. Pada tulisan ini dilaporkan perubahan kekuatan dan kekerasan 3 jenis titanium yang mewakili tiap tipe (α , $\alpha+\beta$ dan β) sebagai fungsi tingkat deformasi. Selain itu, sebagai hasil studi pendahuluan, dilaporkan juga perbandingan kekuatan dan kekerasan titanium (Ti-6Al-4V) dengan kekuatan dan kekerasan kawat gigi komersial yang umum beredar di pasaran.

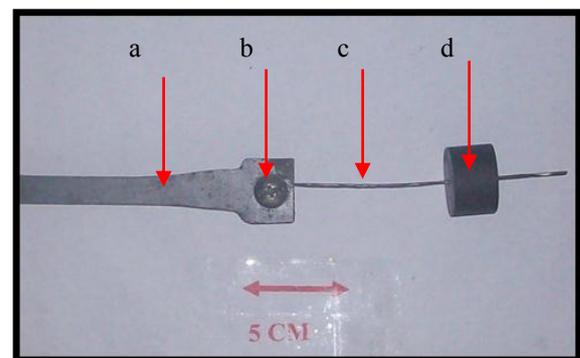
2. Metode Penelitian

Bahan. Sampel uji adalah 3 jenis yakni titanium murni grade 4 (titanium tipe α) berbentuk lembaran dengan tebal 3 mm. Komposisi kimia bahan ini adalah 99% titanium dan sisanya pengotor (Max 0.1% C, Max 0.5% Fe, Max 0.015% H, Max 0.4% O). Kemudian wakil titanium $\alpha+\beta$ yang diambilkan dari jenis paling populer untuk aplikasi biomedis yakni Ti-6Al-4V ELI, berupa batangan berdiameter 25.4 mm (1 inch). Sementara titanium tipe β diwakili oleh jenis titanium yang baru saja dikembangkan yakni Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr (TNTZ) berupa batangan berdiameter 25.4 mm. Bahan-bahan ini diperoleh dari Lab Biomaterial

IMR, Tohoku University, Jepang. Semua bahan baku tersebut dipotong dan dibuat menjadi batangan berdiameter sekitar 5 mm dengan proses pemesian kecuali untuk titanium murni dengan diameter 3 mm.

Sebagai pembanding sekaligus menjadi acuan kekuatan dan kekerasan digunakan 2 jenis kawat gigi komersial yakni paduan nikel-titanium Ni-50.8 at% Ti (SE508, Nitinol Device Company, Fremont, USA) [13] dan kawat gigi baja tahan karat AISI 304 yang biasa digunakan sebagai kawat gigi dengan panjang kawat 102 mm dan diameter 0,12 mm. Bahan dibeli dari supplier peralatan kedokteran gigi di kota Padang.

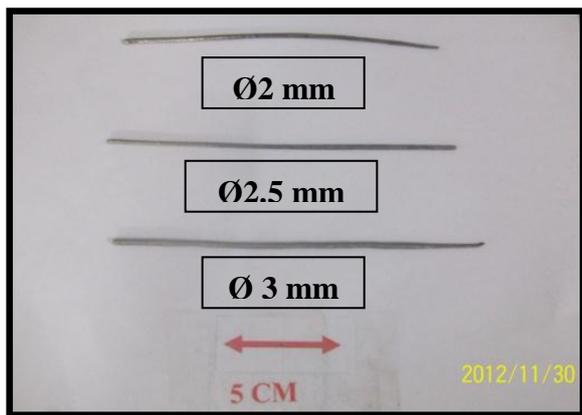
Proses. Proses penarikan kawat dilakukan pada sampel batangan titanium murni tanpa dianil lebih dahulu. Perlengkapan peralatan *wire drawing* seperti ril penarik (a) pengunci (b), kawat (c) dan cetakan (d) seperti diperlihatkan pada Gambar 1, dibuat sendiri di bengkel Jurusan Teknik Mesin Unand oleh mahasiswa tugas akhir dibantu teknisi. Penarik dan pengunci dibuat dari baja karbon rendah (St-37), sementara cetakan dibuat dari Baja ASSAB 760. Cetakan dikeraskan dengan proses *hardening* melalui pemanasan pada temperatur 900°C selama 30 menit diikuti dengan celup cepat dalam oli. Cetakan kemudian di-*temper* gar tidak terlalu getas. Cetakan dibuat 3 buah masing-masing mempunyai ukuran lubang 3mm, 2.5mm dan 2mm. Cetakan ini hanya sempat digunakan untuk titanium murni, karena diameter lubang cepat sekali aus. Untuk proses penarikan kawat titanium Ti-6Al-4VELI dan TNTZ digunakan cetakan karbida yang dipesan langsung dari sebuah perusahaan pembuat cetakan. Diameter lubang bervariasi dari 5 mm sampai 0.5 mm. Sebelum proses penarikan, batangan Ti-64 ELI dan TNTZ dianil lebih dahulu untuk menghilangkan pengaruh pengerjaan dingin sebelumnya.



Gbr 1. Contoh rangkaian alat penarikan kawat [6]

Proses penarikan dilakukan dengan mesin uji tarik UTM (universal testing machine) kapasitas maks 30 ton pada kecepatan rendah (5mm/menit). Penggunaan mesin uji tarik ini semata dilakukan agar gaya penarikan bisa diketahui dengan tepat sehingga tegangan ril untuk pembentukan kawat ini bisa diperoleh.

Contoh potongan kawat hasil proses penarikan kawat ditampilkan pada Gambar 2.



Gb 2. Contoh kawat titanium murni [6]

Bagian runcing pada salah satu ujung kawat adalah bagian yang sengaja dikecilkan untuk meloloskan kawat sehingga bisa dijepit, dan kemudian ditarik oleh *movable head* mesin uji. Tingkat reduksi untuk masing-masing kawat antara 0-90% sesuai dengan karakteristik tegangan alir bahan yang diperoleh dari pengujian tarik sampel awal.

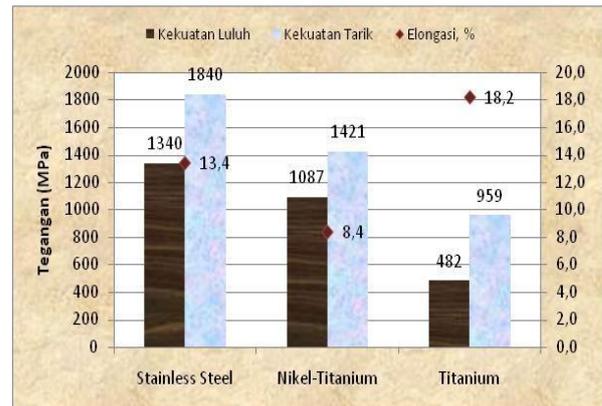
Kawat-kawat ini kemudian diuji tarik dengan mesin uji tarik mini *com-ten testing machine* kapasitas pada kecepatan 5mm/menit untuk menentukan sifat tarik kawat yakni kekuatan luluh, kekuatan tarik dan regangan. Uji keras juga dilakukan pada penampang melintang tiap kawat menggunakan micro-hardness tester pada beban 9.8 N selama 20s.

Pemeriksaan struktur mikro kawat dilakukan dengan mikroskop optik setelah melewati rangkaian prosedur baku penyiapan spesimen metalografi. Proses etsa dilakukan dalam larutan campuran asam florida (HF) selama waktu tertentu yang bervariasi tiap sampel. Proses etsa dihentikan bila sudah terjadi pengaburan pada permukaan sampel.

3. Hasil dan Diskusi

3.1 Sifat tarik kawat Titanium vs Kawat Gigi

Hasil pengujian tarik untuk spesimen titanium tipe $\alpha+\beta$ dan kawat gigi komersil baja tahan karat dan nikel-titanium ditampilkan pada Gambar 3 [7].



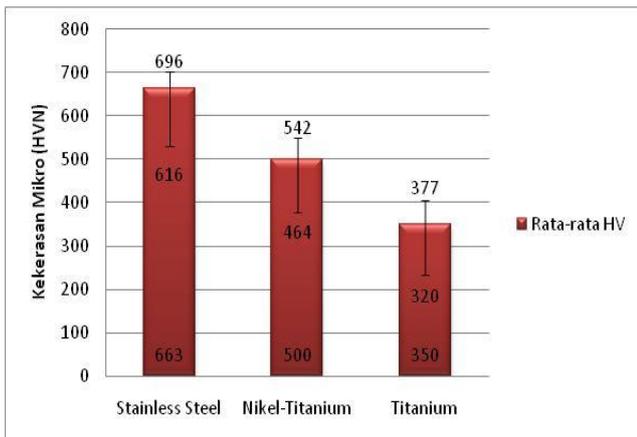
Gambar 3 Perbandingan kekuatan tarik, kekuatan luluh, dan elongasi bahan kawat gigi

Gambar 3 menunjukkan bahwa kekuatan tarik titanium jauh lebih rendah dari kekuatan kawat nikel-titanium dan baja tahan karat. Namun kekuatan (elongation) titanium jauh lebih tinggi dari kedua paduan komersil ini. Hal ini menyiratkan bahwa kekuatan bahan masih bisa ditingkatkan dengan pengerasan regangan. Stainless steel memiliki kekuatan tarik tertinggi yakni sebesar 1840 MPa, kekuatan luluh 1340 MPa, dan elongasi 13.4 %. Sementara, pada untuk nikel-titanium, kekuatan tarik adalah 1421 MPa, kekuatan luluh 1087 MPa, dan elongasi rendah hanya 8.4 %. Nilai sifat mekanik yang diperoleh ini masih dalam rentang spesifikasi bahan [8].

Untuk titanium, kekuatan tarik yang didapatkan adalah sebesar 959 MPa, kekuatan luluh 482 MPa, dan elongasi 18.2%. Jika dibandingkan dengan kedua jenis biomaterial lainnya, material titanium memiliki kekuatan yang lebih rendah sedangkan elongasi jauh lebih tinggi. Sebagai pembandingan, penelitian sebelumnya [2] menunjukkan bahwa kekuatan geser titanium untuk breket juga lebih rendah yakni sebesar 8,66 MPa. Sementara, breket baja tahan karat sebesar 9,43 MPa dan breket keramik 12,06 MPa.

3.2 Kekerasan Kawat Ti vs Kawat Gigi

Gambar 4 memperlihatkan nilai kekerasan titanium, stainless steel dan nikel-titanium. Pada Gambar ditunjukkan nilai rata-rata dan rentang nilai dari lima titik pengujian untuk lokasi berbeda namun pada bidang pengukuran yang sama, yaitu bidang tegak lurus dengan arah pembebanan (bidang melintang).



Gambar 4 Nilai kekerasan stainless steel dan nikel-titanium, dan titanium [8]

Pada Gambar 4 terlihat bahwa, seperti halnya kekuatan, nilai kekerasan *stainless steel* adalah tertinggi yakni 663 HV. Berikutnya, paduan Ti-Ni dengan nilai kekerasan 500 HV. Sementara titanium memiliki kekerasan yang terendah yaitu sekitar 340 HV. Oleh sebab itu, kekerasan Ti harus lebih ditingkatkan agar tidak mudah aus selama pemakaian.

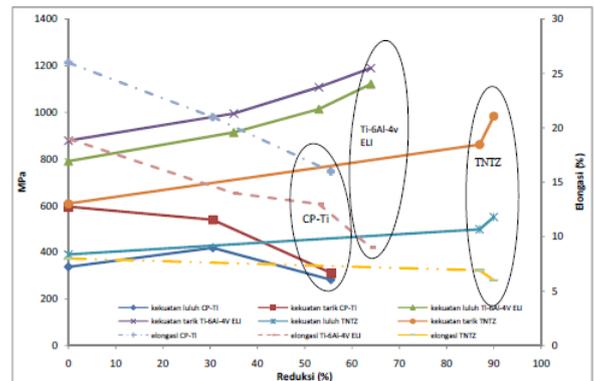
3.2 Pengaruh Tingkat Deformasi

3.2.1 Kekuatan

Pengaruh tingkat deformasi terhadap sifat tarik titanium ditampilkan pada Gambar 5. Dari Gambar terlihat bahwa kekuatan tarik meningkat dengan naiknya tingkat deformasi kecuali untuk Titanium murni. Kekuatan terbesar dihasilkan oleh Ti-6Al-4V ELI, kemudian TNTZ dan terendah titanium murni. Kekuatan titanium murni turun lebih disebabkan kurang bagusnya permukaan kawat yang dihasilkan setelah dua kali proses dengan memakai cetakan yang dibuat dari baja ASSAB. Cetakan tidak mampu menahan gesekan oleh kawat yang sudah mengalami penguatan. Hal ini dibuktikan oleh hasil pengujian kekerasan dimana kekerasan tetap naik dengan meningkatnya tingkat deformasi.

Ti-6Al-4V dapat menghasilkan kekuatan setara dengan kawat Ni-Ti, namun masih di bawah kekuatan kawat baja tahan karat komersial [9]. Hal ini menunjukkan bahwa Ti64 ini mempunyai potensi yang paling tinggi untuk digunakan sebagai kawat gigi diantara ketiga jenis titanium tersebut. Namun untuk, mampu proses, TNTZ adalah yang terbaik karena bisa direduksi sampai 90% tanpa diselingi proses anil. Hal ini akan membuat biaya

proses penarikan kawat TNTZ lebih murah dan cepat.



Gbr 5. Pengaruh tingkat deformasi terhadap kekuatan tarik, kekuatan luluh dan keuletan titanium [10].

3.2.2 Kekerasan

Reduksi (%)	Arah	
	Transversal	Longitudinal
0		
19		
35		
54		
70		
77		
84		

Pengaruh tingkat deformasi terhadap nilai kekerasan titanium diperlihatkan pada Gbr 6. Berdasarkan Gambar terlihat bahwa nilai kekerasan ketiga jenis titanium berbeda pada tahap awal,

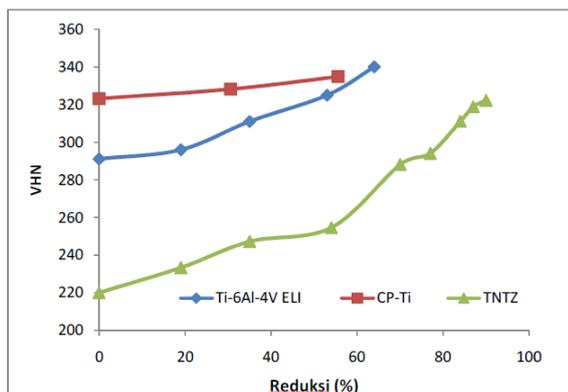
dimana TNTZ terendah diikuti dengan Ti-64 dan titanium murni. Perbedaan ini disebabkan oleh kondisi material pada kondisi awal berbeda terutama Ti murni yang tidak mengalami proses anil lebih dahulu. Angka kekerasan yang relatif tinggi dan tidak meningkat jauh menunjukkan bahwa titanium ini telah mengalami deformasi plastis sebelumnya pada saat dibentuk menjadi pelat. Sementara Ti-64 dan TNTZ dianil lebih dahulu. Oleh karena kemampuan deformasi Ti-64 dan TNTZ jauh lebih tinggi dari Ti murni. Kekerasan TNTZ terlihat meningkat secara signifikan dengan naiknya tingkat reduksi.

Hal menarik disini adalah bahwa angka kekerasan akhir yang diperoleh dari ketiga jenis titanium ini adalah relatif sama yakni pada kisaran 320-340 HVN. Namun demikian, angka kekerasan ini masih jauh di bawah kekerasan baja tahan karat dan nikel titanium. Hal ini menunjukkan bahwa proses pengerasan regangan ini tidak cukup mampu meningkatkan kekerasan titanium. Oleh sebab itu, diperlukan metoda lain untuk memperkeras permukaan titanium. Salah satu metoda yang banyak diterapkan adalah pelapisan titanium dengan serbuk keramik.

Gbr 6. Pengaruh tingkat deformasi terhadap nilai kekerasan titanium [10].

3.2.3 Struktur Mikro

Contoh perubahan struktur mikro yang terjadi pada TNTZ selama proses reduksi diperlihatkan pada Gambar 7. Gambar menunjukkan bahwa pada arah penampang tidak terjadi perubahan struktur mikro yang signifikan. Namun pada daerah memanjang, nampak jelas bahwa butir-butir fasa β berubah memanjang seiring dengan bertambahnya tingkat reduksi. Pengukuran tingkat kelonjongan butir menunjukkan adanya korelasi positif antara tingkat reduksi dan kelonjongan serta peningkatan kekuatan/ kekerasan.



Gbr 7. Pengaruh deformasi terhadap struktur mikro TNTZ.

Mekanisme peningkatan kekuatan dan kekerasan bahan pada saat deformasi dingin sudah umum diketahui, yakni akibat adanya penumpukan dislokasi selama proses deformasi. Tumpukan dislokasi ini menjadi penghalang gerakan dislokasi sehingga dislokasi menjadi lebih sukar bergerak. Namu, menarik dicatat bahwa peningkatan kekuatan pada kasus TNTZ jauh lebih tinggi. Hal ini disebabkan oleh terbentuknya fasa/presipitat α' selama proses deformasi [11].

Hasil penelitian ini menunjukkan bahwa dari sisi kekuatan dan kekerasan, masih diperlukan berbagai usaha lain agar kekuatan kawat titanium meningkat. Salah satu usaha yang bisa diterapkan adalah melalui kombinasi proses *solution treatment-aging* (STA) dan pengerjaan dingin atau proses *thermomechanical treatment* (TMT). Sebagai gambaran, proses STA pada TNTZ [12] dan Ti-6Al-4V [13] menghasilkan titanium dengan kekuatan 1200-1300 MPa. Selain itu pembentukan struktur nano melalui proses deformasi menyeluruh dapat juga diterapkan.

Kesimpulan

Pengujian sifat mekanik kawat titanium sebagai fungsi tingkat deformasi, dan dibandingkan dengan kawat gigi komersil menghasilkan beberapa kesimpulan sebagai berikut:

1. Kekuatan tarik dan kekerasan kawat titanium lebih rendah dari kekuatan tarik dan kekerasan kawat gigi komersil dari Ti-Ni dan Fe-Cr-Ni.
2. Kekuatan dan kekerasan Titanium meningkat secara signifikan dengan kenaikan tingkat deformasi terutama pada TNTZ dan Ti-64. Namun kekuatan dan kekerasan yang dihasilkan masih di bawah kekuatan dan kekerasan kawat gigi komersil.
3. Peningkatan kekuatan seiring dengan peningkatan tingkat kelonjongan butir fasa β pada arah longitudinal. Peningkatan terbesar terjadi pada titanium tipe β , TNTZ
4. Masih diperlukan alternatif proses lain untuk meningkatkan sifat mekanik Titanium agar bisa menyamai bahkan mengungguli sifat mekanik kawat gigi komersil.

Ucapan Terima Kasih

Penulis mengucapkan terima kasih kepada DP2M-DIKTI yang telah membantu sebagian pembiayaan penelitian melalui Hibah Pascasarjana melalui kontrak no. 05/UN.16/ PL-HP/2013. Terimakasih juga diucapkan kepada Laboratorium

Biomaterial Science, IMR, Tohoku University, Sendai, untuk penyediaan bahan titanium.

Referensi

- [1]. Anonim, informasi pada <http://kompas.com>. *Kawat Gigi, Cegah Masalah Gigi Hingga Jantung*. 17 Desember 2009 / 09:44 WIB, diakses 10 Agustus 2012.
- [2] Sianiwati, Goeharto dan Achmad Sjafei. Titanium Bracket. Bagian Ortodonsia, Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Airlangga, Surabaya.
- [3] <http://waspada.co.id>. Jangan Sembarangan Pakai Kawat Gigi. 19 Maret 2012 /20:51 WIB. Diakses 10 Agustus 2012.
- [4] <http://ardra.biz/metalurgi>. Pengaruh Deformasi Terhadap Sifat Mekanik Wire Rod. Diakses 10 Agustus 2012.
- [5] Dieter, G.E. 1986. *Mechanical Metallurgy*. McGraw-Hill: New Jersey.
- [6]. Martin, V. Karakteristik fisik dan mekanik kawat Titanium murni sebagai fungsi deformasi untuk restorasi gigi, skripsi sarjana, Jurusan Teknik Mesin Unand, 2012
- [7]. Anggi S, Karakteristik mekanik material kawat gigi titanium dan perbandingan dengan kawat gigi komersil Nikel-titanium dan stainless steel, skripsi sarjana, Jurusan Teknik Mesin Unand, 2013.
- [8] Ratner, B.D., et al. 1996. *Biomaterials Science - An Introduction to Materials in Medicine*. Academic Press: California-USA.
- [9]. Lasanova, W.F. Pembuatan Kawat Gigi berkekuatan Tinggi untuk aplikasi orthodonti, skripsi sarjana, Jurusan Teknik Mesin Unand, 2013
- [10]. Aidil L., Pengaruh tingkat deformasi terhadap kekuatan, kekerasan dan struktur mikro TNTZ untuk kawat gigi, skripsi sarjana, Jurusan Teknik Mesin Unand, 2014.
- [11]. Niinomi, M, et al, Mechanical characteristics and microstructure of drawn wire for biomedical applications, *Material Science and Engineering C* 27 (2007), 154-161.
- [12]. Andry Putra, Pengaruh variasi perlakuan panas terhadap Sifat mekanik dan struktur mikro tipe- β untuk komponen fiksasi tulang, Skripsi sarjana, Jurusan Teknik Mesin Unand, 2013.
- [13]. Febrianto, Pengaruh perlakuan panas terhadap sifat mekanik dan struktur mikro paduan Ti6Al4V untuk kawat gigi, skripsi sarjana, Jurusan Teknik Mesin Unand, 2014.