

Seminar Nasional Tahunan Teknik Mesin (SNTTM) VIII

Universitas Diponegoro, Semarang 11-12 Agustus 2009

M2-018 Perancangan, Pembuatan dan Uji Coba Alat Ukur Sistem Gaya 3-Axis untuk Kawat Gigi

Rachman Setiawan¹⁾, Lanang Panca Yudha¹⁾, Agung Wibowo²⁾

¹⁾ Kelompok Keahlian Perancangan Mesin
²⁾ Kelompok Keahlian Teknik & Produksi Mesin

Fakultas Teknik Mesin dan Dirgantara
Institut Teknologi Bandung
Jl. Ganesha No.10 Bandung 40132
E-mail: rachmans@edc.ms.itb.ac.id

ABSTRACT

Perawatan pada pasien yang menggunakan kawat gigi dipelajari dalam ortodonti, yaitu cabang ilmu yang mempelajari tentang pergeseran gigi pada gusi. Salah satu aplikasi dari peralatan ortodonti adalah pegas retraksi seksional, yang dibuat dalam berbagai bentuk sesuai masing-masing keperluan kasus ortodonti. Salah satu aplikasi pegas ini adalah untuk memberikan efek penutupan rongga antar gigi dengan memanfaatkan efek balikan pegas retraksi (spring back). Masing-masing geometri pegas retraksi akan menghasilkan sistem gaya tertentu, yang terdiri dari gaya dan momen untuk memberikan efek gerakan gigi tertentu. Pengetahuan yang akurat akan karakteristik pegas retraksi seksional sangat menentukan dalam efektifitas perawatan gigi. Untuk memperoleh karakteristik pegas retraksi tersebut, diperlukan serangkaian pengujian mekanik dengan menggunakan alat ukur khusus. Dalam makalah ini, dipaparkan perancangan, pembuatan dan uji coba alat ukur gaya 3-aksis untuk kawat gigi. Hasil uji coba menunjukkan linieritas yang baik, untuk ketiga arah gaya/momen, dengan harga r^2 terkecil sebesar 0,9970 (M_y). Kecermatan juga telah memenuhi syarat fungsional. Selain itu, alat ukur memiliki karakteristik yang baik dalam sensitifitas, keterbacaan, keterulangan, dan kestabilan nol. Uji coba pengukuran juga dilakukan untuk beberapa geometri kawat gigi yang dibandingkan dengan solusi numerik dari metode elemen hingga.

Kata Kunci: Alat ukur, sistem gaya multi aksis, orthodonti, kawat gigi

1. Pendahuluan

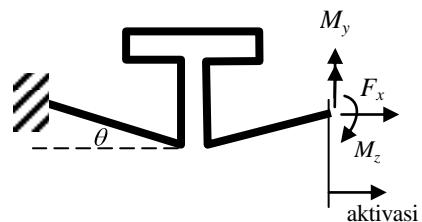
Dalam ilmu kedokteran gigi, dipelajari kelainan pada posisi gigi geligi, atau yang disebut dengan maloklusi gigi. Bidang yang menangani masalah kelainan pada posisi gigi disebut ortodonti. Perawatan ortodonti, terbagi atas perawatan dengan perlakuan ekstraksi dan non ekstraksi untuk mengatasi kasus maloklusi gigi dengan menggunakan alat bantu ortodonti. Para ortodontis (ahli dalam ilmu ortodonti-red) menemukan permasalahan bagaimana melakukan penutupan ruang bekas pencabutan gigi yang optimum. Pemosisian gigi yang tepat pada akhir perawatan sangat berpengaruh terhadap fungsi, stabilitas, dan estetika dari pasien [1]. Oleh karena itu, pada tahap ini sangat diperlukan penerapan prinsip biomekanika yang benar-benar

konsisten melalui aplikasi sistem gaya yang spesifik pada gigi sebagai solusi untuk permasalahan dalam proses penutupan ruang bekas pencabutan [2].

Untuk mengoreksi posisi geligi tersebut biasanya seorang ortodonti menggunakan peralatan berbasis kawat gigi dengan berbagai geometri dan material, seperti dapat dilihat pada Gambar 1. Dengan geometri tertentu dari kawat gigi yang diaktifasi, diperoleh efek penarikan balik pada geligi sehingga diperoleh pergerakan gigi tertentu pula. Untuk menentukan geometri kawat gigi yang relevan untuk setiap kasus ortodonti, hingga saat ini seorang ortodontis menggunakan berbagai literatur dan pengalamannya sendiri. Lebih jauh, dengan pembuatan kawat gigi secara manual, karakteristik kawat gigi tidak diketahui secara pasti, sehingga bisa mengakibatkan perawatan yang kurang terkontrol. Karena efek penarikan gigi sangat tergantung pada geometri kawat gigi, maka pengetahuan mengenai karakteristik kawat gigi berbagai geometri sangatlah penting.



Gambar 1. Contoh pegas retraksi seksional tipe T-loop



Gambar 2. Sistem gaya pada kawat gigi

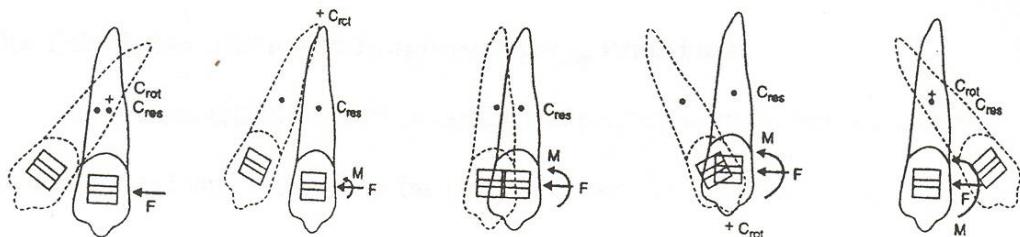
Karakteristik berbagai geometri kawat gigi ini selanjutnya coba diteliti secara empirik, dengan mengukur sistem gaya pada kaki-kaki kawat gigi, pada beberapa aktivasi. Untuk keperluan ini, alat ukur sistem gaya pada kawat gigi dirancang dan dibuat. Sistem gaya yang diukur adalah gaya F_x , dan dua momen M_z , dan M_y (Gambar 2).

Di dalam makalah ini, akan dibahas, proses perancangan hingga uji coba alat ukur sistem gaya tiga aksis untuk kawat gigi tipe pegas retraksi seksional.

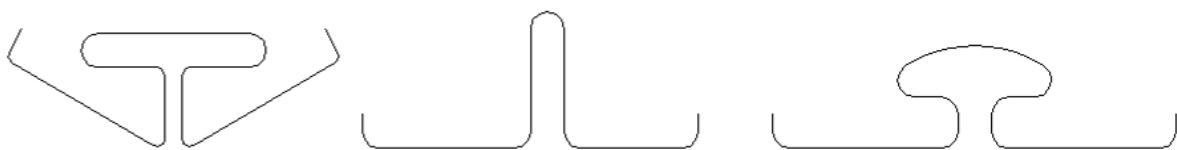
2. Orthodonti

Pada praktik ortodonti, seorang ortodontis mengandalkan pemahaman prinsip-prinsip biomekanika gigi untuk menghasilkan gerakan gigi yang optimum, sehingga dicapai suatu hasil perawatan yang baik. Biomekanika dapat diartikan sebagai suatu bidang keilmuan yang

mengkombinasikan disiplin biologi dan mekanika teknik serta menggunakan dasar-dasar fisika, matematika, dan teknik yang secara khusus menjelaskan sifat-sifat dari objek dan jaringan biologis [3]. Salah satu contoh pergerakan gigi pada perawatan ortodonti, adalah *bodily*, yaitu pergerakan gigi secara translasi, tanpa adanya gerak rotasi. Untuk memberikan pergerakan seperti ini, diperlukan suatu rasio momen terhadap gaya (M/F) tertentu, sesuai kondisi gigi pasien. Gambar 3 memberikan ilustrasi efek berbagai rasio M/F terhadap pergerakan gigi. Lebih jauh, penerapan gaya yang tidak semestinya dapat berakibat tidak efektifnya perawatan atau sebaliknya, ketidaknyamanan pada pasien. Suatu geometri kawat gigi tertentu akan memberikan efek gaya dan rasio M/F yang tertentu pula yang unik untuk masing-masing gigi pasien. Oleh karena itu, untuk kasus pergerakan gigi tertentu diperlukan geometri pegas retraksi sektional tertentu pula untuk menghasilkan variasi rasio momen/gaya yang sesuai dengan jenis gerakan gigi yang diinginkan. Beberapa contoh geometri kawat gigi dapat dilihat pada Gambar 4.



Gambar 3. Proses retraksi gigi kaninus menggunakan alat ortodonti dengan rasio momen/gaya:
a) 0, b) < 9.4 , c) 9.4 mm , d) > 9.4 , e). [4,3]



Gambar 4. Beberapa contoh geometri kawat gigi yang dipakai: a) T-loop (gable 30°), b) U-loop,
c) Mushroom-type

Pembebaan kawat gigi dapat diketahui akibat penarikan kawat yang akan menghasilkan gaya dan momen pada ujung kawat tersebut. Pemberian sudut *gable* pada kawat T-loop yang sudutnya bervariasi akan mempengaruhi momen dan gaya. Bentuk awal kawat gigi dapat diberikan variasi sudut *gable*, tergantung pada jenis perawatan yang akan dilakukan. Namun pada saat kawat gigi terpasang pada gigi, deformasi pada ujung aktivasi dan ujung penjangkaran dilakukan dengan defleksi vertikal nol, sehingga pada kawat yang telah dibentuk dengan

memberikan sudut *gable* akan menghasilkan momen pada gigi meskipun pengaktivasi belum dilakukan.

3. Alat Ukur Kawat Gigi

3.1 Survei Literatur

Tujuan utama dari pengujian yang dilakukan adalah untuk mengetahui besar gaya dan momen yang dihasilkan oleh kawat gigi seksional, setelah diberi jarak aktivasi. Dari informasi ini, kita bisa mengetahui dan menganalisis rasio momen/gaya, dan efeknya pada gigi, sehingga pergerakan gigi yang optimum dapat tercapai.

Beberapa periset dalam berbagai literatur melaporkan rancangan alat pengukuran sistem gaya. Chen [5], menggunakan alat ukur sistem gaya berbasis, dan alat pemegang kawat yang terbagi atas dua bagian, yaitu sebelah kiri (tetap) dan kanan (bebas). Aktivasi kawat dapat tercapai dengan memindahkan pemegang kawat sebelah kanan sepanjang arah sumbu-x. Momen (M_z) dan gaya (F_x dan F_y) pada pemegang sebelah kiri direkam oleh alat *transducer* yang mempunyai resolusi output <0.1 N. Drescher [6] merancang alat uji *orthodontic measurement and simulation system* (OMSS). Komponen utama dari sistem tersebut terdiri atas dua sensor gaya-momen yang dapat mengukur gaya dan momen pada ketiga bidang sumbu secara simultan. Kedua sensor tersebut diletakkan pada suatu penampang yang berpenggerak motor dengan kemampuan bergerak 3 dimensi. Seluruh komponen mekanikal dibuat pada ruangan dengan kondisi temperatur yang terkontrol. Tidak terdapat informasi lebih lengkap mengenai rancangan kedua alat ukur tersebut di atas.

Selain itu, rancangan alat ukur juga terinspirasi oleh alat sejenis tetapi untuk aplikasi lain, yaitu dalam bidang robotika, seperti rancangan Kim *et al* [7,8], yang telah berhasil merealisasikan sensor gaya dan momen multi-aksis untuk tangan robot. Sensor batang dirancang berbasis *strain gauge*.

3.2 Persyaratan Rancangan

Alat ukur sistem baya untuk kawat gigi yang dibuat memiliki persyaratan rancangan sbb.

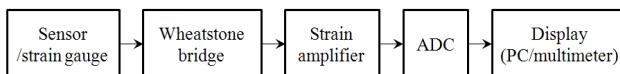
- Memiliki bagian yang berfungsi sebagai dudukan kawat gigi
- Memiliki mekanisme aktivasi/penerikan terkontrol terhadap kaki pegas kawat gigi
- Dapat mengukur gaya dalam arah-x (F_x), momen pada arah-y (M_y) dan momen pada arah-z (M_z).
- Ringan, ringkas dan mudah dioperasikan
- Terbuat dari bahan yang tahan terhadap korosi dan tidak beracun.

Secara khusus, kecermatan maksimum alat ukur ditentukan oleh kebutuhan rentang sistem gaya untuk aplikasi orthodonti, yaitu [3]: gaya (F_x): 70 – 120 grf, Momen-y (M_y) : $3,5 \text{ mm} \times F = 245 - 420$, dan Momen-z (M_z) : $9,4 \text{ mm} \times F = 658 - 1128$. Kecermatan maksimum ditentukan sebesar 0,1 dari rentang pengukuran tersebut di atas, sehingga diperoleh kebutuhan kecermatan: 5 grf (F_x), 17,5 grf.mm (M_y), dan 47 grf.mm (M_z).

3.3 Perancangan Dasar

Untuk memenuhi persyaratan rancangan tersebut di atas, dikembangkan konsep rancangan alat ukur sbb. Untuk fasilitas gerak aktivasi, dipilih mekanisme ulir pada *guide* yang terbuat dari dua poros silindris. Jarak aktivasi dapat diketahui secara langsung dari pembacaan skala pada penggaris dengan bantuan kaca pembesar. Hal ini dirasa cukup teliti mengingat pada aplikasi sesungguhnya tidak diperlukan ketelitian yang terlalu tinggi. Susunan perangkat uji sistem gaya pada kawat gigi yang telah dibuat dapat dilihat pada Gambar 5. Gaya-gaya diukur oleh sepasang sensor, yaitu gaya dan momen di masing-masing kaki kawat gigi. Satu sensor (Gambar 6a) hanya digunakan untuk mengukur gaya, F_x , sementara sensor yang lain mengukur dua momen sekaligus, yaitu M_y , and M_z (Gambar 6b). Sensor yang dipilih menggunakan konsep *cantilever beam* dengan *strain gauge*. Dengan konfigurasi jembatan *wheatstone* yang berbeda sinyal dari *strain gauge* kemudian diolah dan ditampilkan pada komputer melalui seperangkat sistem akuisisi data. Geometri sensor dirancang sehingga memberikan sensitifitas yang memadai melalui pemodelan dengan menggunakan analisis elemen hingga, seperti dipaparkan pada sub bab selanjutnya.

Material keseluruhan alat ukur dipilih dari aluminium sehingga tahan karat dan ringan, sekaligus memberikan sensitifitas yang mencukupi untuk sensor. Basis dari bahan aluminium dinilai cukup kaku, dibandingkan dengan gaya-gaya pengukuran yang relatif kecil.



Gambar 5. Alat ukur dan sistem akuisisi datanya

3.4 Rancangan Sensor

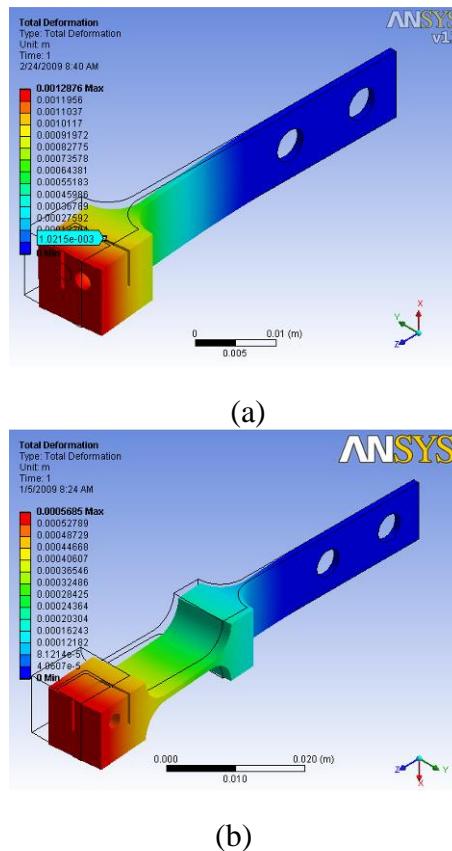
Sensor dirancang dari batang aluminium yang dimesin dengan ketebalan tertentu pada dua arah yang berbeda tergantung dari arah pengukuran sensor. Kawat gigi diikat pada ujung sensor melalui slot dan dijepit dengan mekanisme sekrup sehingga memberikan efek pencekaman yang memadai. Pencekaman dengan menggunakan *bracket* yang sebenarnya untuk kawat gigi pernah dicoba untuk me-simulasikan kondisi pencekaman sebenarnya pada gigi. Namun hal ini menimbulkan ketidakpastian pada model pencekaman yang berakibat pada hasil pengukuran. Untuk menghilangkan ketidakpastian ini, maka untuk rancangan berikutnya, digunakan model

Seminar Nasional Tahunan Teknik Mesin (SNTTM) VIII

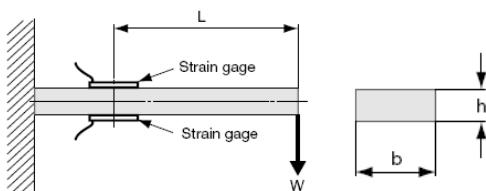
Universitas Diponegoro, Semarang 11-12 Agustus 2009

slot dan sekrup tersebut di atas. Perancangan dimensi sensor dibatasi antara lain oleh: regangan minimum yang dapat dibaca oleh strain gage dengan gaya minimum yang telah ditentukan, defleksi maksimum sehingga tidak terlalu mempengaruhi jarak aktivasi kawat gigi, dan data material aluminium dengan modulus elastisitas (E) = 73,1 GPa, data pengukuran gaya dengan kecermatan 5 grf, maksimum 500 grf, dan momen dengan kecermatan 50grf.mm, dan maksimum 500 grf.mm. Dengan batasan tersebut, beberapa alternatif dimensi, terutama tebal sensor dicoba melalui pendekatan teoretik maupun menggunakan bantuan software elemen hingga.

Gambar 7 menunjukkan model pembebaan pada sensor, dan posisi strain gauge. Setelah beberapa trial dan dengan pertimbangan pembuatan, dimensi yang optimal diperoleh dengan dimensi tebal 1 mm, lebar 10 mm, dengan panjang dirancang 20 mm (jarak antara beban dengan strain gauge kira-kira 17,8 mm). Analisis regangan dan defleksi dilakukan dengan metode teoretik kasus pelat tipis (Pers. 1 untuk gaya dan Pers. 2 untuk momen), maupun dengan bantuan software elemen hingga. Perbandingan hasil perkiraan regangan maupun defleksi untuk masing-masing sensor dapat dilihat pada Tabel 1. Analisis dilakukan pada beban gaya, F_x , sebesar 500 grf dan momen, M_y dan M_z , sebesar 500 grf.mm.



Gambar 6. Model elemen hingga sensor: a) gaya, F_x , b) Momen, M_y . dan M_z .



Gambar 7. Model analisis sensor sebagai batang kantilever

$$\varepsilon = \frac{PLc}{EI} \quad (1)$$

$$v = \frac{P}{6EI} \left(x^2 + 3L^2x - 2L^3 \right)$$

$$\varepsilon = \frac{Mc}{EI} \quad (2)$$

$$v = \frac{M}{2EI} \left(x^2 - 2xL - L^2 \right)$$

Tabel 1. Hasil pemodelan sensor

	Teoretik	MEH	Beda(%)
Sensor gaya, F_x :			
Regangan min. (strain)	7,305	7,329	0,3
Defleksi max. (mm)	1,021	1,022	0,1
Sensor momen, M_y :			
Regangan min. (strain)	4,104	4,054	1,2
Defleksi max. (mm)	0,204	0,201	1,4
Sensor momen, M_z :			
Regangan min. (strain)	4,104	4,116	0,3
Defleksi max. (mm)	0,558	0,569	1,9

Untuk sensor gaya, pada gaya pengukuran maksimum, terlihat bahwa defleksi terlalu tinggi, hal ini mengharuskan adanya faktor koreksi pada jarak aktivasi pada gaya pengukuran maksimum. Namun, sebagian besar pengukuran maksimum terjadi pada kisaran di bawah 200grf, maka untuk sementara dapat ditoleransi. Untuk ketelitian jarak aktivasi, suatu faktor koreksi yang mengkompensasi defleksi sensor dapat diterapkan.

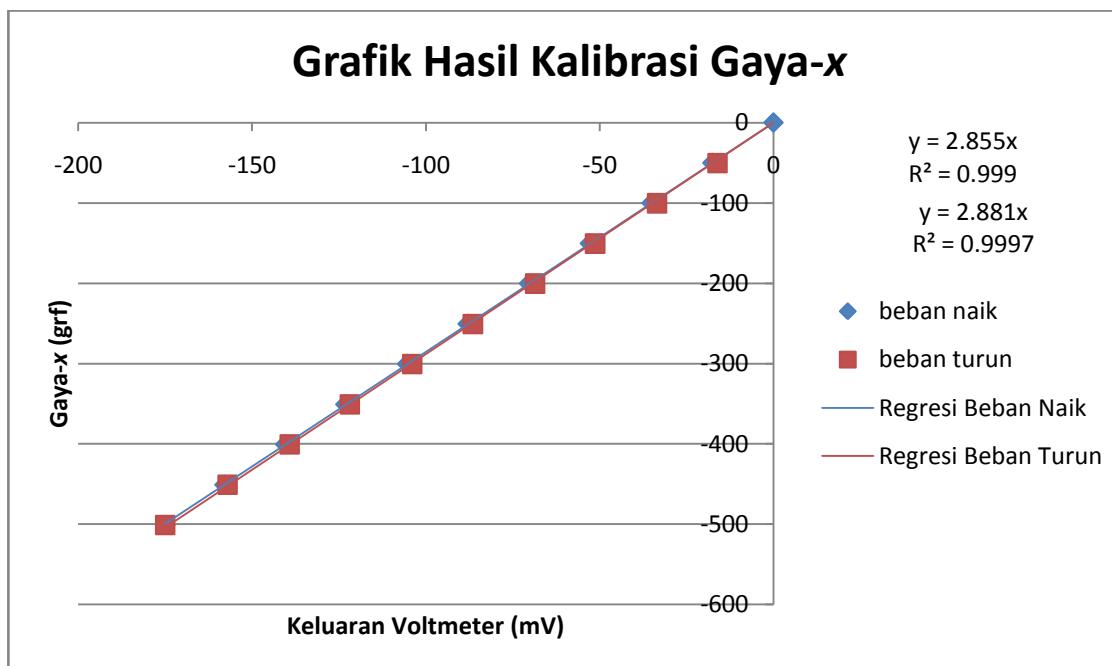
4. Uji Kelayakan

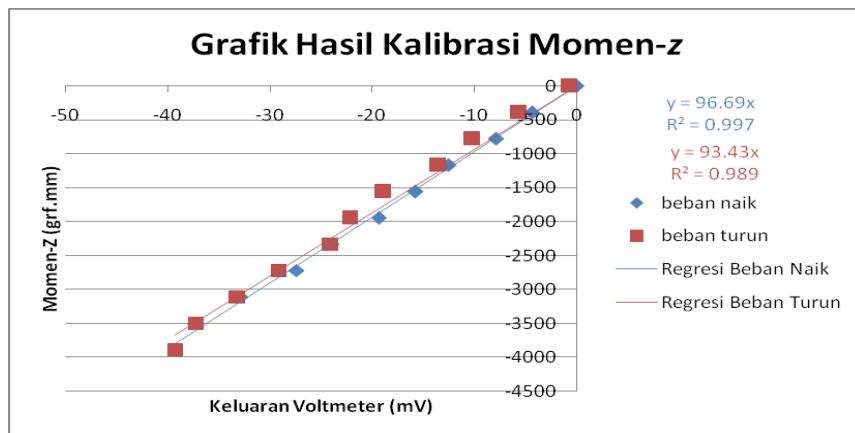
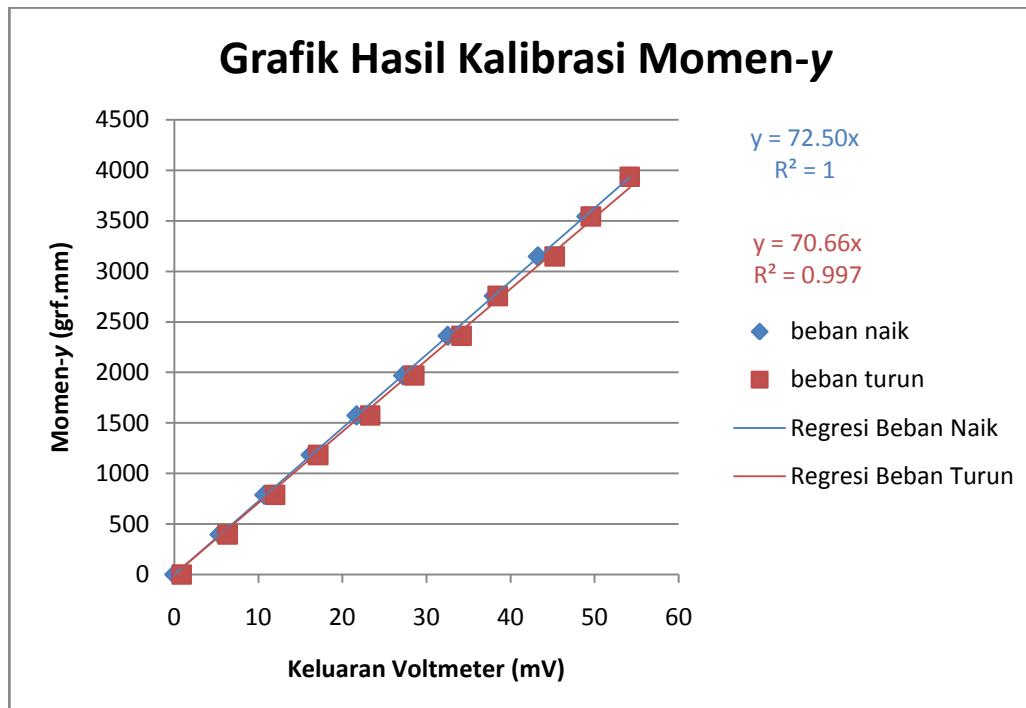
4.1. Kalibrasi

Kalibrasi dilakukan dengan merancang pembebanan yang sesuai, yaitu gaya dan momen. Untuk beban, anak timbangan komersial dipakai, dengan sebelumnya diukur massanya dengan timbangan dengan resolusi 0,01 grf. Pengukuran jarak antara beban dengan sumbu strain gauge diukur dengan mikrometer. Keluaran dibaca dari voltmeter maupun perangkat akuisisi data hingga terbaca di PC. Gambar 8 menunjukkan rata-rata nilai dari masing-masing 5 pengukuran kalibrasi pada waktu yang berbeda namun dengan *set up* yang tetap.

4.2 Analisis

Kalibrasi dilakukan untuk lima kali pengukuran pada waktu yang berbeda tetapi dengan sensor yang tetap pada alat uji, tidak dilepas-pasang. Hasil kalibrasi untuk analisis kelayakan dapat dilihat pada Tabel 2, yaitu untuk linieritas, sensitifitas, kecermatan, dan keterulangan. Linieritas digambarkan dengan r^2 terhadap hasil regresi linier dari rata-rata lima data pengukuran kalibrasi. Harga sensitifitas tergantung pada pemilihan pembesaran di *strain amplifier*, yang dengan mempertimbangkan noise yang terdeteksi pada keluaran sistem akuisisi data. Kecermatan (*resolution*), lebih tergantung pada kecermatan peralatan digital sistem akuisisi data yang memberikan kecermatan 0,1 mV. Keterulangan digambarkan sebagai simpangan baku (*standard deviation*) dari lima kali pengukuran kalibrasi.





Gambar 8. Respon pengukuran dari kalibrasi, untuk: a) gaya, F_x , b) momen, M_y , dan c) momen, M_z .

Tabel 2. Hasil kalibrasi

	F_x	M_y	M_z
Linieritas, r^2	0,9990	0,9999	0,9970
Sensitifitas, grf/mV (gaya), grf.mm/mV (momen)	2,9	72,5	96,7
Kecermatan, grf (gaya), grf.mm (momen)	0,29	7,25	9,67

Seminar Nasional Tahunan Teknik Mesin (SNTTM) VIII

Universitas Diponegoro, Semarang 11-12 Agustus 2009

Simpangan baku, grf (gaya), grf.mm (momen)	0,26	1,03	1,247
--	------	------	-------

Dari hasil kalibrasi, diperoleh bahwa linieritas dari sensor baik, dengan harga r^2 terkecil adalah 0,997, yaitu untuk sensor M_z . Terdapat variasi yang lebih besar dalam kasus beban turun, dengan r^2 terkecil adalah 0,989, untuk sensor yang sama. Sensitifitas juga dinilai sangat baik untuk F_x , namun kurang baik untuk sensor-sensor momen. Namun, sensitifitas tersebut telah memberikan data kecermatan yang cukup untuk alat ukur momen tersebut, dibandingkan dengan kebutuhan pengukuran, seperti pada bagian 3.2 Persyaratan Rancangan. Simpangan baku dengan kecermatan alat ukur juga masih di bawah kebutuhan kecermatan alat ukur. Selain itu, alat uji juga menunjukkan kestabilan nol yang baik dan histerisis yang masih dapat diterima.

Dengan bahan aluminium, alat uji cukup ringan dan sensor memiliki sensitifitas yang memadai, tidak berkarat dan cukup kuat menahan beban pengukuran kawat gigi. Mekanisme penarikan (aktivasi) juga dibuat sehingga mudah dioperasikan dan memiliki backlash yang minimal. Namun demikian, masih terdapat beberapa kekurangan, antara lain, mekanisme pencekaman yang kemungkinan tidak mencerminkan kondisi sebenarnya, sehingga karakteristik saat dipasang di gigi akan berbeda dibandingkan dengan hasil pengukuran. Prinsip sensor dengan menggunakan strain gauge berakibat perlunya sistem akuisisi data yang cukup banyak, sehingga menyulitkan operasional oleh dokter gigi. Alternatif lain adalah dengan sensor berbahan *piezoelectric material*. Namun, hal ini terbentur kendala ketersediaan di dalam negeri. Uji coba dalam berbagai temperatur pengukuran belum dilakukan untuk memperoleh faktor kompensasi temperatur. Hal ini dapat ditanggulangi dengan pengukuran pada temperatur standar.

5. Kesimpulan dan Pengembangan

Dalam rangka riset karakteristik kawat gigi jenis pegas retraksi, prototipe alat uji sistem gaya 3 aksis telah diancang dan dibuat. Alat uji telah memenuhi kebutuhan maupun beberapa persyaratan rancangan lainnya, meskipun masih terdapat beberapa hal yang perlu diperbaiki. Rancangan sensor dengan strain gauge dinilai sudah optimal. Pengembangan selanjutnya, adalah modifikasi alat uji menjadi *portable* dan dapat lebih mudah dioperasikan oleh dokter gigi, sehingga nantinya ditargetkan dapat dipakai oleh paling tidak di pusat-pusat pendidikan dan penelitian orthodonti.

Ungkapan Terima Kasih

Riset kerjasama antara KK Perancangan Mesin ITB dan Bagian Orthodonti FKG Unpad ini didanai oleh Kementerian Negara Riset dan Teknologi, dalam skema Riset Insentif Terapan, kontrak No. 53/RT/Insentif/PPK/II/2008. Untuk itu, penulis sampaikan terima kasih.

Seminar Nasional Tahunan Teknik Mesin (SNTTM) VIII

Universitas Diponegoro, Semarang 11-12 Agustus 2009

Daftar Pustaka

- [1] Gjessing, P., *Controlling Retraction of Maxillary Incisors*, American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 101 (1992) 120 – 131
- [2] Nanda, R., *Biomechanics in Clinical Orthodontic*, W. B Sauders Company, Philadelphia, 1997, p 156-187
- [3] Proffit, W., *Contemporary orthodontic*, Mosby Inc., St. Louis, 2001, p 340-361, 567-578
- [4] Raboud, D.W., M.G. Faulkner, *Three Dimensional Effect in Retraction Appliance Design*, American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 112 (1997) p 378-392
- [5] Chen, J., et al, *Non-linear large deformation FE Analysis of Orthodontic Springs*, Biomedical Material Engineering, 7 (1997) p 99-110
- [6] Drescher, D., C Bourauel, *Application of the orthodontic measurement and simulation system (OMSS) in orthodontics*, European Journal of Orthodontics, 13:3 (1991) p 169-178
- [7] Kim, GS, et al., *Design and fabrication of a three-component force/moment sensor using plate-beams*, Measurement Science & Technology, 10 (1999) p 295 - 301
- [8] Kim, GS, *Development of a small 6-axis force/moment sensor for robot's finger*, Measurement Science & Technology, 15 (2004) p 2233 - 2238