

Design of Semi Automatic Bone Surgical Blades

Suanda, Hendri Sukma, dan Wina Libyawati

Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Pancasila, Jakarta Selatan

Email : Suanda69@gmail.com

Abstract. In the world of medical aids in conducting bone cutting operations in need of tools that are able to provide cutting results that do not cause excessive pain and minimize work that is uncertain, simplify the activities / needs when performing bone cutting operations, for that it requires a semi-automatic bone cutting scalpel blade , one of them being able to meet his special medical needs for bone cutting surgery. The design of semi-automatic bone scalpel is made in comparison with existing patent products, making questionnaires and comparing the market prices of existing products, aiming to reduce prices in design production to be cheaper. Making three variants that have been selected from the highest weighted value, the method used in the design of semi-automatic bone scalpel uses the method of "Product Design and Development" according to Ulrich and Happinger. In the process of modeling and simulation using solidworks software. Mechanical system of motor rotation using the cam followers system. Based on the analysis of the simulation results that have been carried out, it is obtained that the displacement that occurs in the scalpel loading dynamically is more significant by getting an average value of $-3,87 \times 10^{-12} \mu\text{m}$ compared to the static displacement which has a lower average value of $-2,85 \times 10^{-4} \mu\text{m}$, all static and dynamic loading are affected by the minimum starting point contact stress received by the scalpel, even though the initial contact load given is the same, it will still produce different values.

Keywords: Scalpel, static and dynamic, displacement, cam and follower

Abstrak. Didunia medis alat bantu dalam melakuan operasi pemotongan tulang dibutuhan alat yang mampu memberikan hasil pemotongan yang tidak menimbulkan rasa sakit berlebihan serta meminimalkan pekerjaan yang tidak pasti, mempermudah aktivitas/kebutuhan saat melakukan operasi pemotongan tulang, untuk itu dibutuhkan pisau bedah pemotong tulang yang berbasis semi otomatis, salah satunya agar mampu memenuhi kebutuhan medis khusus nya untuk operasi pemotongan tulang. Perancangan pisau bedah tulang semi otomatis dibuat perbandingan dengan produk paten yang sudah ada, pembuatan kuesioner dan perbandingan harga pasar produk yang sudah ada, bertujuan untuk menekan harga dalam produksi perancangan menjadi lebih murah. Pembuatan tiga varian yang telah dipilih dari bobot nilai tertinggi, metode yang digunakan pada perancangan pisau bedah tulang semi otomatis ini menggunakan metode dari "Perancangan Dan Pengembangan Produk" menurut Ulrich dan Happinger. Pada proses pemodelan serta simulasi menggunakan *software solidworks*. Sistem mekanik putaran motor dengan menggunakan sistem *cam followers*. Berdasarkan Analisa dari hasil simulasi yang sudah dilakukan maka didapatkan *displacement* yang terjadi pada pisau bedah pembebahan secara dinamik lebih signifikan dengan mendapatkan nilai rata-rata $-3,8 \times 10^{-12} \mu\text{m}$ dibandingkan *displacement* statik yang mendapatkan nilai rata-rata lebih rendah yaitu sebesar $-2,8 \times 10^{-4} \mu\text{m}$, semua pembebahan statik dan dinamik dipengaruhi dari *stress* kontak titik awal minimum yang diterima pisau bedah, walaupun beban kontak awal yang diberikan sama, tetap akan menghasilkan nilai yang berbeda.

Kata kunci: Pisau bedah, static dan dinamik, *displacement*, *cam and follower*

© 2019. BKSTM-Indonesia. All rights reserved

Pendahuluan

Pisau bedah umumnya digunakan dalam operasi untuk melakukan prosedur medis *invasif*, namun ada penelitian terbatas pada geometri yang membentuk instrumen pemotongan ini. Tujuan ini untuk mendefinisikan geometri bilah pisau bedah

dan menganalisis kekuatan pemotongan dan geometri antara bilah pisau bedah yang umum digunakan. Dengan Perkembangan teknologi saat ini metode-metode seperti sistem teknologi berbasis otomatis dan semi-otomatis di terapkan di dunia kedokteran seperti alat potong tulang dan

pengeboran tulang yang memiliki sistem pemotongan dengan sekali menekan tombol *switch* maka akan beroperasi dengan sendirinya. Salah satu yang diinginkan ketika waktu melakukan opearsi tingkat pemotongan yang lebih baik peningkatan hasil dari kualitas operasi pasien [2]. Momentum yang tepat untuk melakukan pengujian efek kecepatan pada laju pemotongan tulang yang tepat yaitu kortikal atau tulang kompak pada sapi dengan komposisi 80% seperti pada tulang manusia. Dalam operasi *oftalmik* (berhubungan dengan mata) pisau bedah pemotongan tulang manusia, dalam perakitannya untuk dibagian pegangan pisau dibuat sistem manual yang diberi dua poros berongga saling terhubung, keluar dan kedalam dari poros kepala pisau bedah [3].

Dengan mudah pisau bedah dapat digunakan secara perlahan dengan menekan kedalam bagain yang disayat dengan menekan ditarik secara lembut dan menekan tombol penahan. Pegangan tombol pegas didalam pegangan dengan mekanisme pegangan secara otomatis pisau didalamnya kedepan bergerak dan kedalam ketika tombol pegas dilepas [4]. Berkaitan dengan penemuan dari sistem terdapat didalam pisau bedah yaitu motor penggerak ketika melakukan operasi pembedahan kecil, motor yang digerakan, untuk memotong dengan tingkat hasil sayatan bersih serta proses cepat dan mengurangi

Metode Penelitian

Kendala dalam dunia kedokteran khususnya dalam melakukan proses operasi atau pemotongan tulang yang diharapkan dapat mengurangi waktu dan tenaga menjadi lebih efisien. Demikian metodelogi perancangan dan proses yang akan di gunakan dalam perancangan pisau bedah semi otomatis. Maka Perumusan ide untuk perancangan dari pisau bedah semi otomatis, yang harapkan akan memenuhi dari kebutuhan untuk menujang proses operasi atau pemotongan tulang, yang sekarang masih banyak menggunakan pisau bedah secara manual. Studi literatur dilakukan dengan mengumpulkan minimal sumber 8 paten produk yang terakit dengan perancangan, dan sumber data dari buku, jurnal atau *website* dalam mengolah dan mengumpulkan data sebagai referensi penelitian ini.

Perancangan pisau bedah semi otomatis ini menggunakan konsep dari “Perancangan Dan Pengembangan Produk” menurut Ulrich dan Happinger. Dalam merancangan dan Analisa simulasi menggunakan *software CAD (Computer*

rasa sakit saat melakukan operasi pada pasien [5]. Salah satu komponen yang terdapat pada alat gergaji tulang yaitu meliputi mata gergaji tulang. Bagian komponen bilah gergaji tulang saling terhubung dari bilah gergaji tulang, pelindung mata gergaji tulang [6]. Bar untuk poros kepala pisau yang memiliki beberapa *link drive* yang memanjang terhubung dengan kepala pisau pemotong ke poros ujung dari pisau [7].

Mata gergaji digerakan oleh mekanik, dan dikhususkan untuk operasi pemotongan tulang *ortopedia*, dengan *blade* berbentuk skrip dan memiliki gigi tidak simetris di sekeliling ujung pisau yang diproyeksikan untuk memotong dari dua arah sisi yang berlawanan. Dengan sistem kerja mengorbit dari ujung *blade* [8]. Pada perangkat alat medis memiliki motor pertama digabungkan ke poros penggerak pertama [9]. Sistem pemisahan jaringan bedah terdiri dari gagang membentuk lubang, pisau logam yang dipasang pada satu ujung dengan energi listrik, SUC terhubung ke ujung pegangan yang berlawanan dengan konektor yang mencakup bagian pertama untuk tabung hisap [10]. Hal tersebut menunjukan peluang untuk merancang tentang “perancangan pisau bedah tulang semi otomatis” Perwujudan perancangan dilakukan dengan menerapkan perinsip-perinsip perancangan Ulrich dan Eppinger [11].

Aided Design). Untuk pengambilan data tersebut dapat berupa data sekunder dan primer. Data primer dilakukan dengan cara pengambilan data cara studi langsung atau pun melakukan pengamatan bentuk yang akan dilakukan sebagai objek pengamatan.

Spesifikasi Kebutuhan

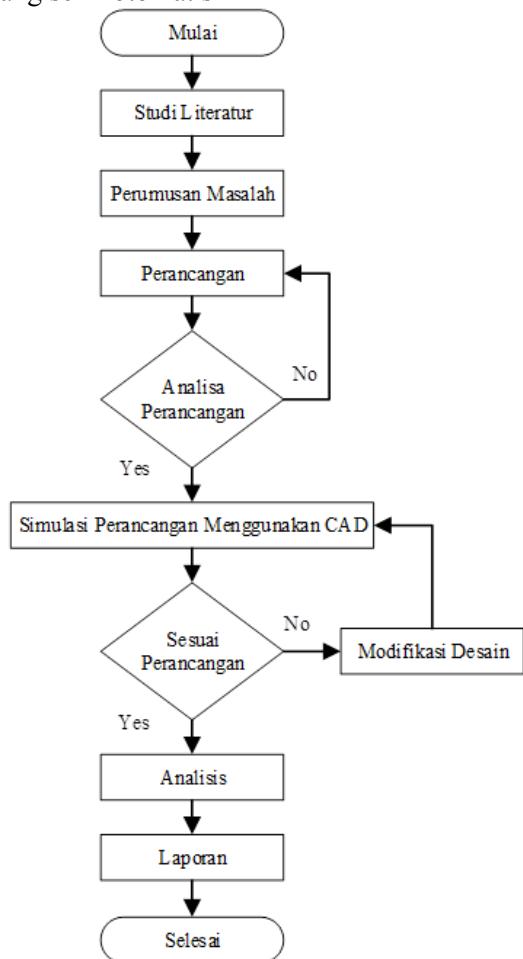
Spesifikasi kebutuhan digunakan untuk menentukan spesifikasi atau fitur yang digunakan dalam perancangan pisau bedah tulang semi otomatis ini. Tahapan untuk spesifikasi kebutuhan ditunjukan untuk memenuhi kebutuhan saat ini serta menambah atau memperbaiki fitur yang sudah ada pada produk atau teknologi sebelumnya. Spesifikasi ditentukan dengan empat langkah metode yang digunakan sebagai berikut

- a. Mempersiapkan Daftar Metriks Spesifikasi
- b. Mengumpulkan Data Teknologi Pesaing
- c. Mengatur Yang Dapat Di Terima Pada Setiap Matriks
- d. Merefleksikan Hasil dan Proses

Spesifikasi yang telah didapatkan selanjutnya akan dipilih kembali karena tidak semua spesifikasi tidak bisa diterapkan melihat dari tingginya kebutuhan untuk menerapkan semua dari spesifikasi yang ada. Spesifikasi harus di pilih dan di seleksi kembali, agar tidak didapatkan hasil spesifikasi yang tidak sesuai dan tidak dibutuhkan.

Menentukan konsep perancangan

Mencari permasalahan bagaimana merancang dan menganalisa dari “Perancangan pisau bedah tulang semi otomatis”



Pemilihan Konsep

Tahapan berikutnya yaitu adalah pemgumpulan ide-ide agar dapat mendapatkan solusi dalam penyelesaian masalah yang ada untuk perancangan pisau bedah tulang semi otomatis. Berikut beberapa ide yang telah didapatkan dari varian yang digunakan di pasaran serta varina yang telah dibuat dari hasil perancangan :

Operasi pemotongan tulang menggunakan *Reciprocating Sagittal Saw Blade*

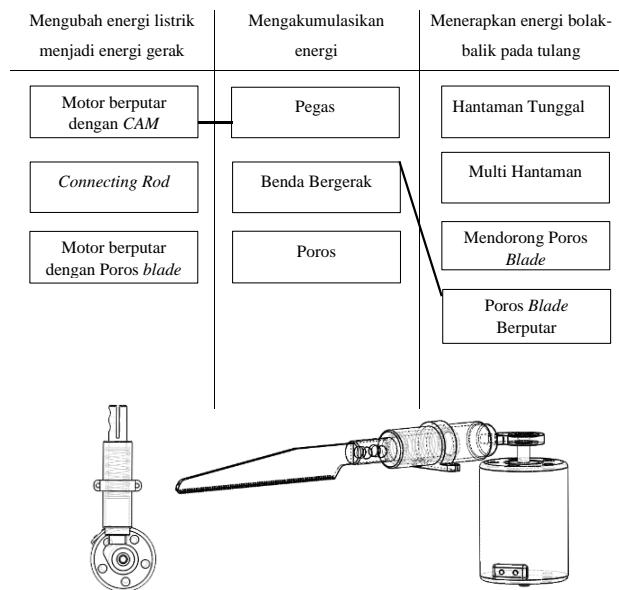
Operasi pemotongan tulang menggunakan *Surgery Oscillating Saw*

Operasi pemotongan tulang menggunakan *Followers CAM*

Operasi pemotongan tulang menggunakan *Bone Sternum Surgery*

Maka dipilih varian *Followers CAM*

Tabel 1. Konsep Kombinasi *Followers CAM*



Gambar 1. *Followers CAM*

Metode pemotongan tulang dengan penyelesaian konsep di atas yang dikembangkan dari kombinasi motor dengan *CAM*, motor akan berputar 21000 rpm, dan *CAM* medorong poros dengan berulang kali yang di akibatkan dari pelepasan pegas. serta menghantarkan energi melalui beberapa hantaman yang berulang dari *CAM*, mampu pemotongan *ortopedia* dan semua jenis tulang. Konsep desain ini menggunakan energi listrik yang di hasilkan dari pengisian batrai untuk menggerakan motor dan mengoperasikan motor yang nantinya akan memutar poros motor yang menyatu dengan *CAM*, tahapan selanjutnya *CAM* berputar terus menerus, membentur poros pisau menimbulkan gaya dorong dan dipantulkan balik dari spring yang terpasang pada poros pisau dengan gaya bolak-balik secara terus menerus dengan putaran mencapai 0-21000 rpm.

Motor yang digunakan adalah jenis motor DC dengan kemampuan putaran mencapai 0-21000 rpm. Tahapan terakhir yaitu bentuk pisau dengan poros yang didorong dengan *CAM* di sesuaikan dengan ukuran poros pisau dengan menggunakan dua pengikat di belakang mata pisau dengan ukuran pisau 100 mm, agar saat melakukan operasi pemotongan pada tulang manusia mendapatkan

hasil yang sesuai dengan apa yang direncanakan sebelumnya melakukan operasi.

Hasil dan Pembahasan

Pada proses operasi pemakanan pisau bedah tulang semi otomatis dari hasil waktu dan massa serta putaran motor yang di tentukan dari table berikut yaitu :

Tabel 2. Waktu dan massa, putaran motor dan CAM

No	t (s)	a (m/s)	D(d)	m (kg)
1	30	32100	21	0,015
2	60	32100	21	0,015
3	120	32100	21	0,015
4	160	32100	21	0,015

Penyelesaian :

$$a = \frac{v}{t}$$

$$F = m \cdot a$$

$$v = \frac{\pi \cdot d \cdot n}{60}$$

$$= \frac{3,14 \times 21 \times 21000}{60}$$

$$= 23100 \text{ m/s}$$

$$F = m \cdot a$$

$$= 0,015 \text{ kg}$$

$$a = \frac{v}{t}$$

$$= \frac{23100}{30}$$

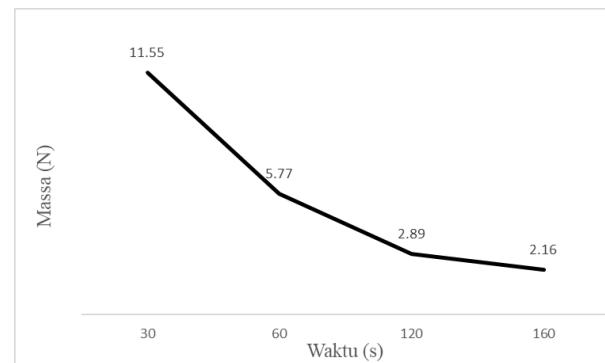
$$= 770 \text{ m/s}^2$$

Jadi :

$$F = m \cdot a$$

$$= 0,015 \times 770$$

$$= 11,55 \text{ N}$$



Grafik. 1. Hasil gaya yang didapat

Hasil perhitungan dari waktu yang telah di tentukan semakin lama waktu yang diberikan semakin kecil gaya yang di dapat, Hal ini dipengaruhi dari *stress* yang terjadi pada setiap lama proses waktu dari putaran motor terhadap massa dari pisau bedah tulang semi otomatis.

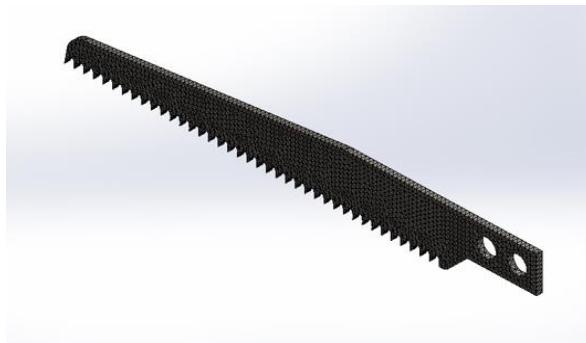
a. Proses Simulasi Statik

- 1) Masuk kedalam *software* dengan memberikan proses simulasi pada specimen pisau bedah material yang digunakan yaitu stainless steel AISI 420.
- 2) Memberi titik pada bagian dua lubang pisau bedah sebagai *Fixed Geometry* kepala pisau diberi tekanan beban sebesar 8 N dengan melakukan proses *meshing*, proses awal sebelum melakukan simulasi untuk geometri yang akan terkena proses simulasi dapat dilihat pada gambar di bawah ini

Tabel 3. Kekuatan yang dihasilkan dari tiap sumbu

benda	satuan	Sum X	Sum Y	Sum Z	Hasil
Pisau Bedah	N	8,00006	$-1,87631 \times 10^{-5}$	$3,52785 \times 10^{-6}$	8,00006

Kekuatan yang dihasilkan dari *meshing* dari tiap sumbu yang berbeda.

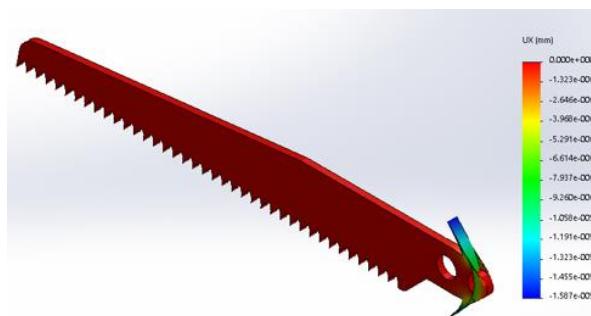


Gambar 2. Hasil *meshing* pisau bedah tulang

Tabel 4. Stress Displacement

Simulasi <i>Displacement</i>	Pergerakan UX: X Displacement	Min -1,58735×10 ⁻⁵ N/m ² mm	Max 0 N/m ²
---------------------------------	----------------------------------	--	---------------------------

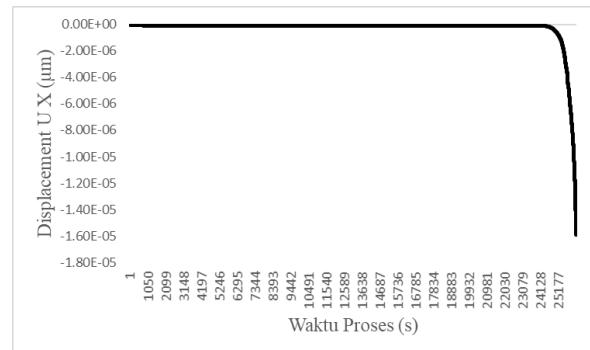
Pergerakan dari hasil simulasi pada sumbu x mendapatkan hasil titik minimum.



Gambar 3. Hasil simulasi stress displacement static

Simulasi yang didapatkan hasil tegangan stress pada awal melakukan simulasi yang diakibatkan kontak langsung dengan permukaan pada kepala pisau dan mendapatkan tegangan minimum langsung pada simulasi static ini kelelahan material yang diterima hanya pada fix pada kepala pisau yang artinya perubahan pada strukut pisau, besar terjadi hanya pada ujung kepala pisau. Diakibatkan kontak awal tidak terlalu signifikan *displacement* dan tidak mempengaruhi keseluruhan dari badan pisau yang telah diberi beban sebesar 8 N. Didapat nilai rata-rata *displacement* pada pisau bedah ini dapat dilihat dari grafik berikut:

3) Melakukan study pada bidang pisau yang telah diberi beban static dengan melakukan pengujian stress pada sumbu x, hasil terlihat pada gambar dibawah ini:



Grafik 2. Data Hasil Simulasi Statik

Dari hasil diagram diatas perpindahan pisau bedah dari titik awal pergerakan $2,00 \times 10^6$ mm sampai titik akhir proses *displacement* mencapai $-1,80 \times 10^5$ mm dan nilai rata-rata yang didapat pada proses pembebaan simulasi *displacement* secara statik mendapatkan nilai $-2,85 \times 10^{-7}$ mm atau sama dengan $-2,85 \times 10^{-4}$ μm

menunjukkan pergerakan dari hasil pembebaan dengan menurunan yang diakibatkan oleh waktu dan kekuatan dari pembebaan statik yang didapat tidak signifikan yang artinya pembebaan static yang dilakukan tidak perpengaruh pada keseluruhan material pisau bedah hanya mampu mempengaruhi perubahan material pada ujung fix kepala pisau yang diberi beban.

a. Proses Simulasi Dinamik

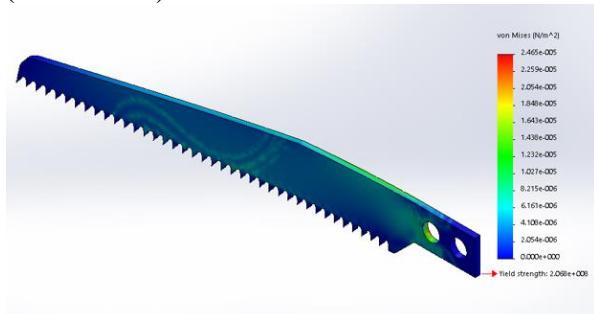
- Memberi waktu proses pergerakan dinamik pada sumbu X dengan waktu 0,25 detik dan yang akan menerima beban

- dinamik pada *fixed* kepala pisau sebesar 8 N
- 2) Material pisau menggunakan AISI 420
 - 3) Perbedaan simulasi statik dengan dinamik, dari proses *meshing* yaitu pemberian *Rayleigh Damping*

Tabel 5. Von mises Stress

Name	Type	Min	Max
Stress1	VON: von Mises Stress at Step (1 Seconds)	0 N/m ²	4,79778×10 ⁵ N/m ²

maksimum dari titik 0 minimum. Hal itu terjadi karena diakibatkan belum terjadinya *contact* (bersentuhan).



Gambar 4. Hasil simulasi step awal stress displacement dinamik

Sumbu X pada proses simulasi dengan pergerakan dinamik maka hasil yang telah di dapat pada tabel dan gambar di bawah.

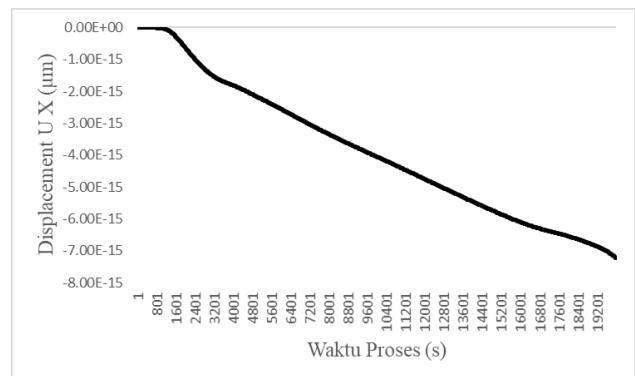
Tabel 6. Mises Stress

Name	Type	Min	Max
Displacement	UX: X	-	0
t	Displacement at Step : 100(1 Seconds)	4,07873×10 ⁻¹⁵ mm	mm

Simulasi mises stress pada pisau bedah dengan step awal 1 detik, dan medapatkan kekuatan.

Simulasi yang didapatkan hasil tegangan stress pada awal melakukan simulasi yang diakibatkan kontak langsung dengan permukaan pada kepala pisau dan mendapatkan tegangan minimum langsung. Yang diakibatkan kontak awal pada fix ujung kepala pisau dengan pembebahan dinamik secara terus menerus dalam jangka waktu 0,25 detik makan yang terjadi perubahan struktur yang meningkan pada pisau bedah sangat cepat. Didapat

nilai rata-rata displacement pada pisau bedah ini dapat dilihat dari grafik berikut:



Grafik 3. Data Hasil Simulasi Dinamik

Dari hasil diagram diatas displacement pada titik awal hingga mencapai titik akhir proses *displacement* dinamik pada pisau bedah $-8,00 \times 10^{-15}$ mm dengan mendapatkan nilai rata-rata sebesar $-3,87 \times 10^{-15}$ mm seluruh hasil mencapai $-3,87 \times 10^{-12}$ μm .

Hasil uji simulasi secara statik dan dinamik yang dilakukan didapat, pada pergerakan pisau bedah tulang mampu mencapai $-2,85 \times 10^{-4}$ μm untuk displacement beban statik sedangkan pada *displacement* beban dinamik mencapai $-3,87 \times 10^{-12}$ μm .

Menunjukkan tingkat pergerakan secara kejut tidak terjadi pada kedua pembebahan yang diberikan, tetapi dari perpindahan yang dihasilkan dari menerima beban secara dinamik mendapatkan perpindahan menurunan secara signifikan dipengaruhi oleh stress dinamik dan static dari pisau bedah yang merima beban, walau pun beban yang diberikan sama akan tetapi nilai yang didapatkan selalu berbeda.

Kesimpulan

Ada pun kesimpulan yang telah didapat dari hasil perancangan ini yaitu sebagai berikut :

- a. Perancangan pisau bedah tulang manusia mempunya dua kepala *CAM* dengan mampu dorong dua kali lebih banyak, yang menghasilkan putaran motor dapat di perkecil sehingga mengurangi energi yang digunakan.
- b. Proses perancangan pisau bedah tulang semi otomatis meliputi pembuatan komponen utama mekanik yang didapatkan dengan perbandingan harga serta standar produk yang sudah ada pada saat ini.
- c. Hasil uji kerja simulasi pada pisau bedah tulang semi otomatis pada proses pembebahan static dan dinamik memiliki perbedaan displacement

yang cukup jauh, karna diakibatkan oleh titik awal *stress* kontak pembebahan yang diterima berbeda dinamik dan statik, walapun nilai pembebahan sama, tetap akan mehasilkan nilai yang berbeda.

Saran

Saran dan perbaikan untuk penelitian lanjutan pada penlitian yang sama:

- a. Perancangan pisau bedah tulang manusia semi otomatis ini harus memperhitungkan berapa energi listrik atau baterai yang diperlukan.
- b. Pisau bedah tulang manusia semi otomatis ini harus memiliki indicator kapasitas energi yang sudah atau sedang digunakan.
- c. Proses hasil pengoperasian pada tulang manusia harus memilik perbandingan dengan pisau bedah tulang lain seperti *Surgery Oscillating Saw* dan *Reciprocating Sagittal Saw Blade*.
- d. Pisau bedah tulang semi otomatis membutuhkan pelindung pada bilah pisau agar tidak terkontaminasi dengan lingkungan sekitar.

Referensi

- [1] J. Brill, "The History Of The Scalpel: From Flint To Zirconium-Coated Steel," *American College of Surgeons*, p. 72, 2017.
- [2] P. P. Shetty, R. W. Hatton, A. C. Barnett, A. J. Homich, and J. Z. Moore, "Modeling The Cutting Edge Geometry Of Scalpel Blades," *Proc. Inst. Mech. Eng. Part B J. Eng. Manuf.*, vol. 231, no. 1, pp. 65–72, Jan. 2017.
- [3] Nallakrishnan, "Surgical Knife With Retractable Blade And Depth Of Cut Control," USOO5620453A, 1997.
- [4] M. Kisco, "Gajendra Safe Surgical Knife - Aka Gss Knife," US 20070078472A1, 2007.
- [5] M. H. Chester, "Motor Driven Surgecal Knife," US3020912, 1962.
- [6] F. Wayne, G. Dodds, and R. U. S. A. Data, "System, Apparatus, And Method For Cutting Bone During An Orthopaedc Surgical Procedure," USOO8608745B2, 2013.
- [7] G. E. Plaskon, N. J. Us, C. E. Collazo, and O. Greenwich, "Integrated Cutting Guide And Sagital Saw Blade Assembly," US OO8403932B2, 2013.
- [8] Tuke, "Saws And Blades Therefor," 3905105, 1932.
- [9] W. Anderson, "Depth Controllable and Measurable Medical Drivers Device and Methods of Use," USOO8894654B2, 2014.
- [10] F. Application, P. Data, and A. V Mueller, "Surgical Tissueseparation System And Surgical Knife Particularly Useful Theren," 4960419, 1990.
- [11] K. U. Steven Eppinger, *Perancangan Dan Pengembangan Produk*. The McGraw-Hill Companies, 2000.
- [12] W. R. Krause, "Orthogonal bone cutting: saw design and operating characteristics," *J. Biomech. Eng.*, vol. 109, no. 3, pp. 263–71, Aug. 1987.
- [13] N. Umadevi and S. N. Geethalakshmi, "A Brief Study On Human Bone Anatomy And Bone Fractures," *IJCES Int. J. Comput. Eng. Sci.*, vol. 1, no. 3, p. 12.
- [14] T. B. Lannin, M. P. Kelly, and T. P. James, "Reciprocating Bone Saw: Effect of Blade Speed on Cutting Rate," no. November 11-17, p. 6, 2012.
- [15] S. Antonio, "Combination Scalpel Blade," US20060271077A1, 2006.
- [16] B. Mubeen, I. Ahmed, and A. Jameel, "Study of Mechanical Properties of Bones and Mechanics of Bone Study of Mechanical Properties of Bones and," *Istam*, no. December 2015, p. 8, 2016.
- [17] R. S. . Katke S.P, "Speed Control of DC Motor Using Microcontroler," *Int. J. Adv. Technol. Eng. Sci.*, vol. 02, no. 12, p. 6, 2015.
- [18] D. Harind, Y. Putra, and R. Dinzi, "Studi Pengaturan Kecepatan Motor DC Shunt dengan Metode Ward Leonard (Aplikasi pada Laboratorium Konversi Energi Listrik FT-USU)," *Singuda Ensikom*, vol. 6, no. 1, p. 6, 2014.
- [19] A. A. Rozak, D. Satrijo, and A. Widodo, "Perancangan Gear Test Rig Dengan Pembebanan Pre Twist," *J. Tek. Mesin S-1*, vol. 2, no. 3, p. 7, Jul. 2014.
- [20] D. M. Irawan, G. Iswantoro, M. H. Furqon, and S. Hastuti, "Pengaruh Nilai Konstanta Terhadap Pertambahan Panjang Pegas Pada

- Rangkaian Tunggal, Seri dan Paralel,” *J. Tek. Mesin MERC (Mechanical Eng. Res. Collect.)*, vol. 1, no. 1, p. 4, May 2018.
- [21] A. L. Wenden, “Penentuan Konstanta Pegas Dengan Cara Statis Dan Dinamis,” *Fis. Edukasi*, vol. 3, no. September, p. 8, 2016.
- [22] D. Djumhariyanto, “Analisa Tegangan Poros Roda Mobil Listrik Dengan Metode,” vol. 01, no. Agustus, p. 7, 2016.
- [23] A. Morbidoni, C. Favi, and M. Germani, “Glocalized Solutions for Sustainability in Manufacturing,” p. 2, 2011.
- [24] M. A. Hendrawan, P. I. Purboputro, M. A. Saputro, and W. Setiyadi, “Perancanganchassis Mobil Listrik Prototype ‘Ababil’ dan Simulasi Pembebanan Statik dengan Menggunakan Solidworks Premium 2016,” *Proceeding of The URECOL*, p. 10, 2018.
- [25] D. Satrijo, A. Suprihanto, and A. Kholil, “Simulasi Dan Analisa Modus Getar Pada Mesin Freis Type Vertical Milling Dengan Menggunakan Program Bantu Msc Nastran,” *Rotasi*, vol. 7, no. 1, pp. 1–13, 2005.
- [26] O. Soegihardjo, “Analisis Perpindahan (*displacement*) dan Kecepatan Sudut (angular velocity) Mekanisme Empat Batang Secara Analitik Dengan Bantuan Komputer,” *J. Tek. Mesin*, vol. 4, no. 2, p. 9, 2002.