

SIMULASI DAN ANALISIS *LOCKING COMPRESSION PLATE* IMPLAN TULANG PAHA MENGGUNAKAN METODA *FINITE ELEMENT ANALYSIS*

M. Nasyarudin Latif¹⁾, Syahril²⁾, Rahmat Azis Nabawi³⁾, Is Prima Nanda⁴⁾, Roni Eka Sahputra⁵⁾, Rizki Rahmadian⁶⁾, Andril Arafat⁷⁾

^{1,2,3,7)}Fakultas Teknik, Universitas Negeri Padang

⁴⁾Fakultas Teknik, Universitas Andalas Padang

^{5,6)}Fakultas Kedokteran, Universitas Andalas Padang
email: arafat@ft.unp.ac.id

Abstrak: Penggunaan implan pada kasus patah tulang (atau secara umum disebut pemasangan pen), bertujuan untuk menyangga atau menyambung bagian tulang yang patah. Implan ini secara ilmiah dinamakan Locking Compression Plate (LCP) yang terdiri dari pelat dan sekrup. Berdasarkan fungsinya sebagai penyambung, maka LCP dirancang untuk dapat menanggung beban tubuh dan beban lainnya sampai tulang itu sembuh dan menyatu kembali. Namun, ada kasus tulang paha patah (*femur fracture*) yang telah disambung menggunakan LCP mengalami patah pada pelat sebelum tulang sembuh sehingga harus dilakukan kembali operasi kedua untuk pemasangan pelat yang baru. Penelitian ini bertujuan untuk membuktikan kekuatan bahan pelat LCP apakah patah akibat pembebanan yang melebihi kekuatan bahannya atau tidak. Rekonstruksi menggunakan *software* berbasis 3D *Computer Aided Design* (CAD) dengan metoda simulasi *Finite Element Analysis* (FEA). Beban yang diberikan tidak hanya secara vertikal mengikuti beban tubuh diatas tulang paha, namun juga dianalisis beban secara horizontal dan torsional. Disamping itu, juga dikembangkan rancangan pelat dalam 5 bentuk lainnya sebagai alternatif rancangan (prototipe). Hasil penelitian menunjukkan bahwa bahan pelat LCP yang digunakan adalah *Stainless Steel 316L medical grade* yang sesuai dengan standar bahan implan. Dengan adanya penelitian ini diharapkan dapat memberikan kontribusi desain dan informasi tentang penggunaan pelat LCP yang baik sehingga kasus-kasus yang mengalami pelat patah dapat dihindari.

Kata kunci: *Locking compression plate*, implan, tulang paha, simulasi, *Finite Element Analysis*

Abstract: *The use of implants in cases of fractures (or commonly referred to as pen placement), aims to support or connect the broken bones. This implant is scientifically called as Locking Compression Plate (LCP) consisting of plate and screws. Based on its function as a connector, the LCP is designed to be able to support the body's load and other loads until the bones heal and reunite. However, there are cases of femur fracture that have been connected using LCP on the plate before the bone heals then the second surgery must be done again for the installation of a new plate. This study aims to prove the strength of the LCP plate material whether broken due to loading that exceeds the strength of the material or not. Reconstruction using 3D Computer Aided Design (CAD) based software with Finite Element Analysis (FEA) simulation method. The load given is not only vertically following the body load above the femur, but also the load is analysed horizontally and torsionally. In addition, the design of plates in 5 other forms was also developed as an alternative design (prototipe). The results showed that the LCP plate material used was medical grade 316L Stainless Steel in accordance with implant material standards. This research is expected to contribute to the design and information about the optimal use of LCP plates so that cases that experience broken plates can be avoided.*

Keywords: *Locking compression plate*, implant, femur, simulation, *Finite Element Analysis*

PENDAHULUAN

Seiring dengan perkembangan teknologi dari tahun ke tahun, ilmu di bidang medis ikut merasakan perkembangan teknologi seperti proses pembedahan tulang manusia yang mengalami penyakit kelainan (osteoporosis) atau patah. Pada zaman dulu untuk menyambungkan kembali tulang yang patah menggunakan bahan yang berupa tulang-tulang hewan yang di ekstrak, tetapi kekuatan pada bahan tulang-tulang yang diekstrak tersebut mengalami masalah yaitu tidak kuatnya benda tersebut menerima beban berat tubuh manusia yang mengalami patah tulang dan menyebabkan benda tersebut lepas dan patah kembali.

Setiap desain dan ukuran pelat beragam sesuai dengan kebutuhan bagian tulang yang mengalami patah atau kelainan tulang. Pelat telah diuji dan dianalisis secara medis sesuai standar yang bertujuan agar pada saat pelat telah dipasang di tulang tidak mengalami gangguan sampai pada proses penyembuhan tulang tersebut.



Gambar 1. Pelat terjadi patah saat proses penyembuhan tulang pasien

Tetapi untuk kasus penelitian ini terdapat pelat dimana terjadi patah atau gagal pada proses penyembuhan pasien yang mengalami tulang patah. Gambar 1 menunjukkan pelat yang patah pada seorang remaja laki-laki setelah dilakukan operasi dalam waktu sebulan. Gambar 2 menunjukkan hasil X-Ray (*rontgen*) sebelum dan sesudah operasi pemasangan LCP.



(A)

(B)



(C)

Gambar 2. (A) Tulang paha patah, (B) Setelah operasi pemasangan LCP, (C) Pelat LCP patah sewaktu proses penyembuhan

Penelitian ini bertujuan untuk merekonstruksi dan menganalisa ulang desain pelat patah tersebut agar dapat diketahui kekuatan pelat LCP sebenarnya. Sehingga bisa dibuktikan apakah pelat tersebut bisa patah dengan beban tubuh dan beban lainnya. Analisa ini juga dapat

mengetahui beban maksimal yang mampu diterima oleh pelat. Dalam hal ini, digunakan simulasi teknologi komputer yaitu *3D Computer Aided Design (CAD)* dan untuk menganalisisnya menggunakan *Finite Element Analysis (FEA)*. Dengan penelitian ini diharapkan dapat memberikan kontribusi desain dan informasi tentang penggunaan pelat tulang yang optimal sehingga kasus-kasus yang mengalami pelat patah dapat terjawab.

METODE PENELITIAN

Dalam merekonstruksi ulang pelat, sekrup dan tulang yang patah, dilakukan dengan mengukur kembali menggunakan alat ukur kaliper untuk mendapatkan semua ukuran. Selanjutnya mendesain pelat, sekrup dan tulang menggunakan *software* berbasis 3D *parametric Autodesk Inventor Professional*. Untuk analisa beban yang mampu diterima oleh pelat tersebut menggunakan *software Finite Element Analysis Autodesk Inventor Professional*.

Disamping itu, juga dikembangkan 5 rancangan pelat lain sebagai alternatif desain (*prototipe*) yang juga dianalisis menggunakan FEA. Analisa yang akan diperoleh adalah *von misses stress*, *displacement*, dan *safety factor*.

Untuk proses simulasi dan analisis ada beberapa parameter atau data yang diinput seperti karakteristik tulang dan jenis material pelat-sekrup. Karakteristik mekanis pada tulang diasumsikan *isotropic* dan *linear* sehingga dapat disimulasikan dengan metode FEA. Sifat mekanis tulang dijelaskan pada tabel 1 sebagai berikut.

Tabel 1. Karakteristik tulang

Parameter	Unit
Densitas	1.75 (g/cc)
Modulus Elastisitas	16.7 (GPa)
Rasio Poison	0.3

Sedangkan untuk karakteristik pelat dan sekrup yaitu material *Stainless Steel AISI 316L* seperti Tabel 2 dibawah (Pilliar 2009).

Tabel 2. Karakteristik pelat dan sekrup

Parameter	Unit
Densitas	8 (g/cc)
Modulus Elastisitas	187.5 (GPa)
Rasio Poison	0.33
<i>Yield strength</i>	380 (MPa)
<i>Ultimate tensile strength</i>	585 (MPa)

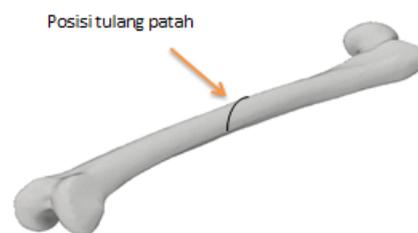
HASIL DAN PEMBAHASAN

1. 3D-CAD

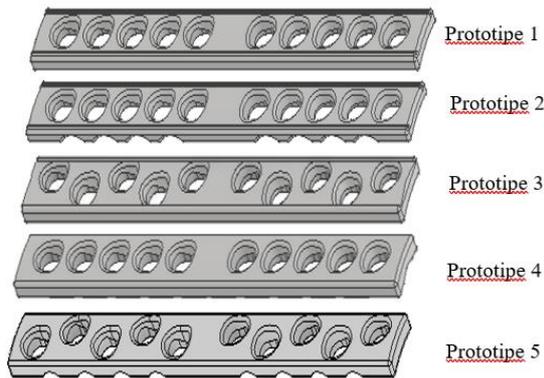
Gambar 3 dan 4 menunjukkan hasil rekonstruksi pelat-sekrup dan tulang yang akan disimulasikan dalam penelitian ini. Dimensi pelat yaitu panjang 174 mm lebar 16 mm, dan tebal 5 mm dengan 10 lubang sekrup. Untuk selanjutnya 3D-CAD pelat ini dinamakan “Desain 1”, sedangkan “Prototipe 1 sampai 5” dinamakan untuk pelat alternatif yang dikembangkan. Desain prototipe-prototipe ini akan dibandingkan hasil simulasi analisisnya dengan pelat yang patah (Desain 1).



Gambar 3. 3D-CAD pelat-sekrup



Gambar 4. 3D-CAD tulang paha



Gambar 5. 3D-CAD 5 jenis prototipe pelat tulang paha

2. Boundary Conditions

Untuk parameter keadaan pembebanan pada tulang paha, terdapat 3 keadaan (*boundary conditions*) yang dianalisis yaitu dengan arah beban vertikal pada tulang paha (*vertical load*) yaitu pembebanan dari atas paha yang menanggung beban tubuh ataupun beban tambahan. Horizontal (*horizontal load*) yaitu pembebanan pada tulang dari arah samping paha yang mewakili keadaan jika paha menerima beban tiba-tiba dari arah samping. Selanjutnya beban puntir (*torsion load*) yang dianalisa jika tulang paha menerima beban terpuntir.

Dijelaskan oleh Huang (2007), pelat biasanya ditentukan ketika dokter mengetahui bentuk patahan tulang dan geometri tulang tersebut selama operasi. Dengan begitu desain pelat yang dianalisis ini sesuai dengan tulang paha dengan bentuk geometri patahan datar. Dalam anatomi manusia tulang paha adalah terpanjang dan terbesar tulang tetapi terkuat di kompresi saja. Tulang paha bertanggung jawab untuk menanggung persentase terbesar dari berat badan selama berat bantalan aktivitas normal. Panjangnya adalah 26% dari total tinggi orang tersebut (Sandeep Das 2014).

Untuk beban dalam simulasi ini, diasumsikan sebesar 800N atau setara 80kg. Untuk berat badan remaja yang mengalami patah tulang paha ini sendiri hanya 52kg. Diasumsikan ada 28kg beban

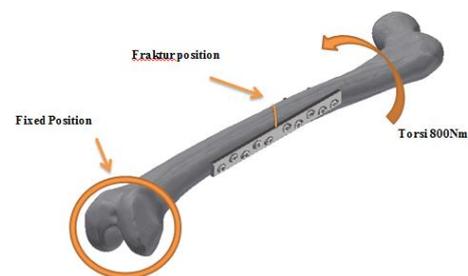
tambahan atau beban kejut seperti sewaktu membawa tas atau meloncat. Menurut Adeline (2016), dalam menganalisis posisi tulang dan pelat diasumsikan beban 600N. Ujung bawah tulang dibatasi (*fixed*) pada semua tingkat kebebasan. Sedangkan menurut Kaman (2014), beban yang diberikan sebesar 750N.



Gambar 6. *Horizontal load*



Gambar 7. *Vertical load*

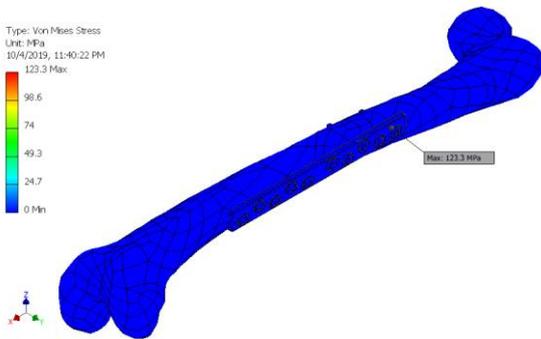


Gambar 8. *Torsion load*

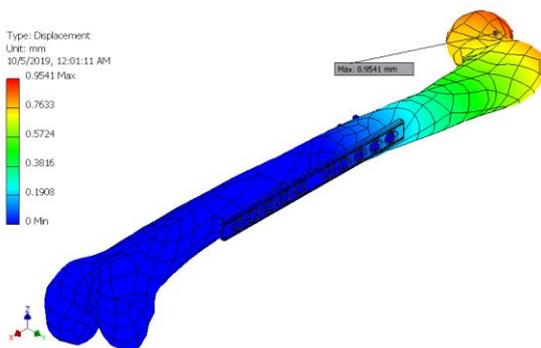
3. Finite Element Analysis (FEA)

Gambar 9-11 menunjukkan hasil FEA LCP Desain 1 yaitu pelat patah dengan arah pembebanan secara vertikal. Hasil uji

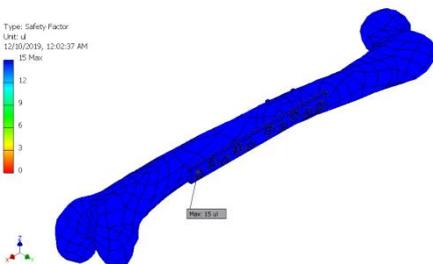
simulasi yaitu berupa *von misses stress*, *displacement*, dan *safety factor* yang dialami model LCP. Untuk hasil lainnya ditabulasikan dalam grafik pada Gambar 12-14.



Gambar 9. *Von mises stress vertical load* Desain 1



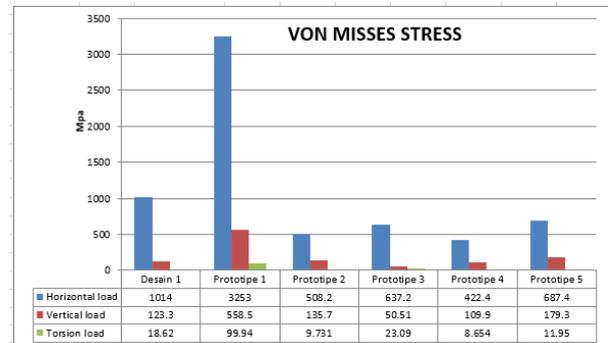
Gambar 10. *Displacement vertical load* Desain 1



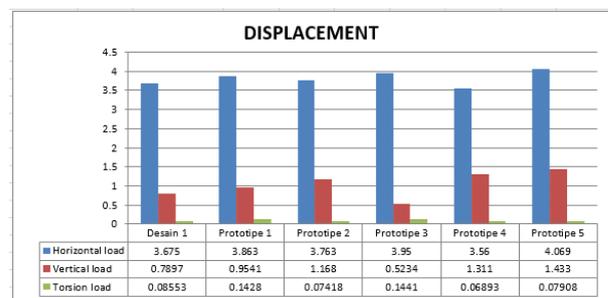
Gambar 11. *Safety factor vertical load* Desain 1

Hasil simulasi analisis *Von Misses Stress*, *Displacement*, dan *Safety Factor* pada desain 1 menunjukkan bahwa titik maksimum *Von Misses Stress vertical load* dengan nilai 123.3 MPa. Sedangkan *yield strength* dari AISI 316L adalah sebesar

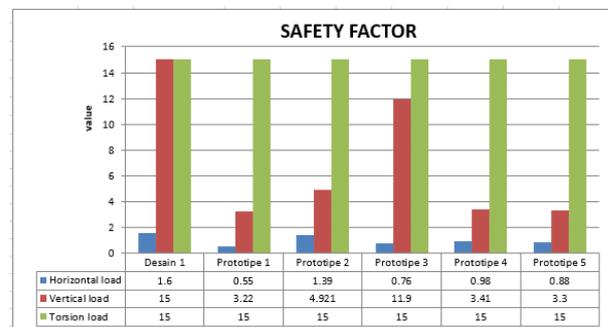
380MPa, masih sangat kecil dibanding kekuatan maksimum bahan pelat yaitu sebesar 585MPa. Untuk *displacement* kondisi ini yaitu sebesar 0.78mm. Secara keseluruhan nilai *safety factor* 15.



Gambar 12. Grafik *Von Misses Stress*



Gambar 13. Grafik *Displacement*



Gambar 14. Grafik *Safety Factor*

Hasil analisis *von misses stress* vertical load pada desain prototipe 1-5 yang memiliki nilai terkecil yaitu desain prototipe 3 50.51 MPa dengan *safety factor* 11.9 dan yang terbesar desain prototipe 1 558.5 MPa dengan *safety factor* 3.22. menurut Dobrovolsky (1968) menjelaskan *safety factor* dibagi berdasarkan jenis beban, yaitu: Beban statis 1.25-2, Beban dinamis 2-3, dan Beban kejut 3-5. Jika hasil analisis *safety factor* pada desain prototipe 1-5 jika dikategorikan pada beban

kejut, maka desain prototipe 2 dan 3 dinyatakan sesuai dengan standar aman. Penelitian sebelumnya telah menggunakan pembebanan yang bervariasi dan sering kali disederhanakan, seperti kompresi aksial (Arregui. 2010), (Astier. 2008).

KESIMPULAN

Dari hasil penelitian ini dapat diketahui bahwa pelat tulang paha yang patah bukan diakibatkan oleh kegagalan bahan pelat dalam menanggung beban. Dengan menggunakan simulasi *Finite Element Analysis* sangat efektif dalam memprediksi kekuatan suatu bahan. Salah satu indikator penting yaitu safety factor bahan yang mencapai 15 menyatakan dengan jelas bahwa pelat tersebut seharusnya aman dari pembebanan. Penelitian ini masih akan berlanjut dengan analisa lain untuk mencari penyebab patah pelat yaitu analisa secara metalografi dan kemungkinan kesalahan dalam pemasangan pelat-sekrup.

UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis mengucapkan banyak terima kasih kepada Jurusan Teknik Mesin UNP dan LP2M UNP atas dukungan fasilitas dan pendanaan penelitian ini. Penulis juga mengucapkan terima kasih kepada Dr. dr. Roni Eka Sahputra, Sp.OT dan dr. Rizki Rahmadian, Sp.OT atas informasi dan diskusi dalam penelitian ini.

DAFTAR PUSTAKA

Adeline S Vio War, Vashini Karthik. 2016. Finite Element Analysis of Fractured Tibia With A Patient Specific Implant. *International Journal of Mechanical And Production Engineering*. Vol.4 (2320-2092)

Arregui-Dalmases, C., Pozo, E.D., Duprey, S., Lopez-Valdes, F.J., Lau, A., Subit, D. and Kent, R. 2010. A Parametric Study of Hard Tissue Injury Prediction Using Finite Elements: Consideration of

Geometric Complexity, Subfailure Material Properties, CT-Thresholding, and Element Characteristics. *Traffic Injury Prevention*, 11(3), pp. 286-293.

Astier, V., Thollon, L., Arnoux, P.J., Mouret, F. and Brunet, C. 2008. Development of a finite element model of the shoulder: application during a side impact. *International Journal of Crashworthiness*, 13(3), pp. 301-312.

Cronier, Pietu. G, Dujardin. N, Bigorre, Ducellier, Gerard, 2009, 'The concept of locking plates', *Journal Of Orthopedics and Traumatology*, Vol.1 (18-22)

Cronier, Pietu. G, Dujardin. N, Bigorre, Ducellier, Gerard, 2009, 'The concept of locking plates', *Journal Of Orthopedics and Traumatology*, Vol.1 (18-22)

Dobrovolsky. 1968. Machine Element. edition 2. Peace Publishers, Moscow.

Doenges, M. E., moorhouse, M F., dan Geissler. AC, 2002, Rencana Keperawatan. Pedoman Umum Perencanaan dan Pendokumentasian Perawatan (terjemahan M. kariasa, dan N. M. Sumawati), Jakarta Press, Jakarta.

Huang, J dkk. 2007. Clavicular anatomy and the applicability of precontoured plates. *Journal of Bone and Joint Surgery*. pp. 2260-2265.

Kaman, N. Celik, S. Karakuzu. 2014. Numerical Stress Analysis of The Plates Used to Treat The Tibia Bone Fracture. *Journal of Applied Mathematics and Physics*. 304-309.

- Kenneth A. Egol, Erik N, Erik F, Frederick J, Kenneth J. Koval, 2004, 'Biomechanics of locked plates and screws', *Journal Of Orthop Trauma*, Vol.18 No.8 (488-490)
- Perren SM. 2002. Evolution of the internal fixation of long bone fractures. The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. *J Bone Joint Surg Br.*;84:1093–1110.
- Pilliar, Robert M. 2009. *Metallic Biomaterials. Biomedical Materials*,
- Rasjad Chairuddin, 2007, *Pengantar Ilmu Bedah Ortopedi*, Edisi Ketiga, Yarsif Watampore, Jakarta.
- Sandeep Das, Saroj Kumar Sarangi. 2014. Finite Element Analysis of Femur Fracture Fixation Plates. *International Journal of Basic and Applied Biology*,: 1-5.
- Shi, Donglu. 2006. *Introduction to Biomaterials*. beijing: Tsinghua University Press,
- Taylor, P.R., Day, R.E., Nicholls, R.L., Rasmussen, J., Yates, P.J. and Stoffel, K.K. 2011. The comminuted midshaft clavicle fracture: A biomechanical evaluation of plating methods. *Clinical Biomechanics*, 26(5), pp. 491-496.