

# Mechanical Behavior Of Coronary Stent Untuk Fleksibilitas Ring Berbahan Magnesium Alloy AZ31 Dengan Menggunakan Finite Element Method(FEM)

Muhammad Fadly Hi. Abbas<sup>1</sup>, Sukiman B<sup>2</sup>, Lita Asyriati  
Latif<sup>3</sup>

Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik Universitas Khairun  
[muhfadlyabbas@unkhair.ac.id](mailto:muhfadlyabbas@unkhair.ac.id), [sukimanb@unkhair.ac.id](mailto:sukimanb@unkhair.ac.id), [lithalatif@yahoo.com](mailto:lithalatif@yahoo.com)

## Abstraks

Banyak kasus kematian yang disebabkan oleh penyakit kardiovaskuler, salah satu contohnya adalah penyakit jantung koroner. Cara yang paling populer untuk menanganinya adalah dengan pemasangan stent. Telah banyak penelitian yang dilakukan dalam pengembangan stent. Hal tersebut berlanjut pula pada bahan baku yang digunakan salah satunya adalah pengembangan bahan baku yang bersifat biodegradable, sehingga stent akan larut dalam tubuh sering bertambahnya waktu. Selain itu, stent ketika terpasang juga harus memiliki kemampuan untuk menyesuaikan bentuknya terhadap pembuluh darah serta memiliki tegangan yang minimum supaya tidak melukai jaringan di sekitarnya. Kemampuan tersebut ditunjukkan oleh tingkat fleksibilitas dari suatu stent. Pada penelitian ini, stent yang diteliti adalah bare metal stent berbahan baku magnesium alloy AZ31 dengan desain strut mirror ( $S > <$ ). Penelitian dilakukan pada dua kondisi stent, yaitu crimped dan expanded untuk mengetahui kemampuan perubahan sudut dan tegangan maksimum yang dialami oleh keduanya setelah diberikan bending moment. Pengujian bending moment dilakukan melalui simulasi berdasarkan finite element method (FEM) pada software Abaqus 6.14. Hasil dari penelitian yang dilakukan menunjukkan untuk mendapatkan fleksibilitas tertinggi pada kondisi crimped stent, yaitu fleksibilitas tertinggi dengan tegangan von mises dalam batas aman dapat diperoleh berdasarkan desain stent dengan beban bending moment sebesar 0,011 N.mm dan ketebalan sebesar 50  $\mu\text{m}$ , curvature index sebesar 0,0519 mm. Sementara pada expanded stent, mendapatkan fleksibilitas terbaik dengan tegangan von mises dalam batas aman adalah bending moment sebesar 0,11 N.mm pada ketebalan 50  $\mu\text{m}$ , curvature index sebesar 0,0478 mm.

**Kata kunci** : Fleksibilitas, stent koroner, desain, curvature index, beding moment, tegangan von mises

## PENDAHULUAN

Banyak kasus kematian yang diakibatkan oleh penyakit kardiovaskuler. Penyakit kardiovaskuler merupakan penyakit yang diakibatkan oleh adanya kardiovaskuler yang terkenal adalah penyakit jantung koroner. Menurut data adalah sebesar 1,5%, sedangkan menurut WHO terdapat 7,4 juta orang meninggal dunia karena penyakit jantung koroner, jumlah tersebut merupakan 31% dari total jumlah kematian didunia[1]. Total permintaan stent pada tahun 2012 di tiga rumah sakit yaitu RS Harapan Kita, RS Sardjito Yogyakarta dan Rs Sutomo Surabaya adalah sebesar 4.472 buah dan meningkat setiap tahunnya[2].

Fleksibilitas dari suatu stent, yaitu kemampuan stent dalam mengakomodasi lengkukan dan sudut dari pembuluh darah[3]. Fleksibilitas berdasarkan metode numerik, khususnya menggunakan metode Finite Element Method

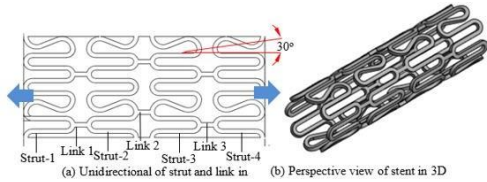
(FEM), dilakukan perbandingan fleksibilitas anatar dua jenis model stent berbahan stainless steel 316L dengan memberikan bending moment pada kedua ujung stent[4]. Pengujian fleksibilitas pada unit stent dan whole stent berbahan stainless steel 316L pada konfigurasi expanded[5]. Pengukuran fleksibilitas dengan menerapkan multipoint constraint (MPC) element pada metode Finite Element Method, sehingga momen yang diberikan dapat diaplikasikan secara seragam dan memberikan hasil yang tetap[6]

Penelitian ini akan dilakukan simulasi beding moment desain stent berbahan baku Magnesium Alloy AZ31 untuk memperoleh fleksibilitas terbaik pada stent berdiameter 1,171 mm dan panjang 2 mm konfigurasi crimped atau expanded dengan ketebalan 50  $\mu\text{m}$ , 60  $\mu\text{m}$  dan 70  $\mu\text{m}$ . Stent dengan teknik pengembangan kateter balon. Hasil penelitian ini diharapkan bisa menjadai acuan untuk pengembangan stent

berbahan baku metal stent khususnya Magnesium Alloy AZ31.

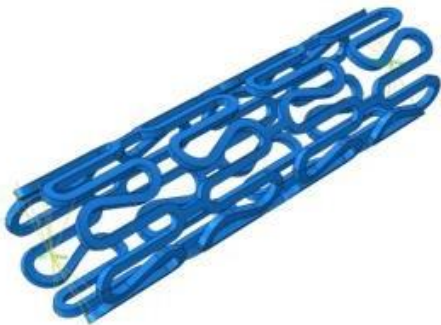
**METODOLOGI**

Desain stent dalam pandangan 2D dan perspektif 3D. Untuk kebutuhan simulasi, stent hanya diambil sepasang saja dengan tujuan untuk mengurangi waktu komputasi. Penggunaan sepasang strut ini sudah cukup mewakili keseluruhan panjang stent[4].



Gambar 1  
Desain Stent S><: (a). 2D (b) Perspektif 3D.

Simulasi dan eksperimen dilakukan untuk mengetahui perubahan sudut setelah diberikan beban tekanan 0,01-0,11 MPa. Sedangkan untuk fleksibilitas hanya dilakukan simulasi menggunakan software ABAQUS 6.14.

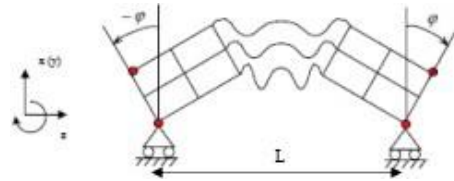


Gambar 2  
Multi Point Constraints (MPC)  
Pada pemodelan dengan ABAQUS

Gambar 2 . Multi Point Constraints (MPC) dalam simulasi elemen yang digunakan adalah Quadratic Tetrahedral C3D10 dengan jumlah elemen 50,932. Sedangkan konstrain dipasang disumbu longitudinal dan beban momen dikenakan pada seluruh permukaan ujung stent[6]

Fleksibilitas stent direpresentasikan oleh curvature index, yaitu rasio anatar perubahan sudut yang terjadi terhadap kondisi normal dengan panjang stent. Berikut merupakan persamaan curvature index (CI)[4]

$$X = \frac{\Delta\theta}{L} \dots\dots\dots(1)$$



Gambar 3  
Perubahan sudut pada stent akibat bending momen

Tegangan Von Mises atau tegan ekuivalen merupakan jenis tegangan yang mengakibatkan kegagalan pada struktur material yang ditemukan oleh Von Mises

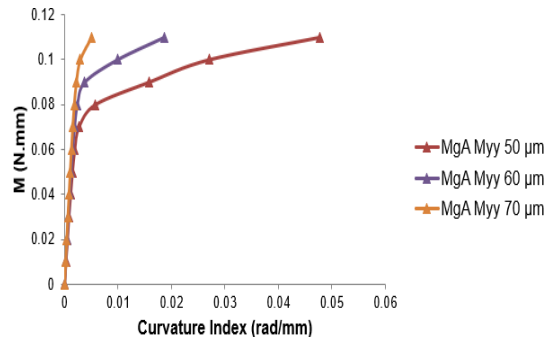
$$\sigma' = \left\{ \frac{[\sigma_1 - \sigma_2]^2 + [\sigma_2 - \sigma_3]^2 + [\sigma_3 - \sigma_1]^2}{2} \right\}^{1/2} \dots\dots\dots(2)$$

**Table 1.** Material properties Mekanik Magnesium Alloy AZ31[9]

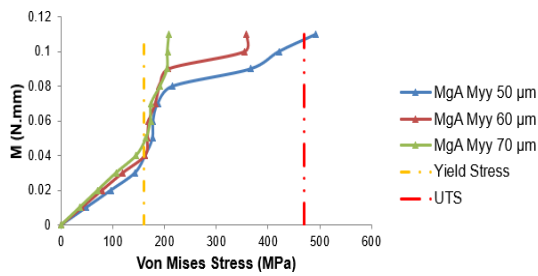
Mechanical Properties	Material: MA AZ31
Yield Stress ( $\sigma_y$ ), MPa	130
Ultimate Tensile Strength ( $\sigma_u$ ), MPa	414
Modulus Young (E), GPa	43,5
Poisson's Ratio ( $\nu$ )	0,35
Density ( $\rho$ ), g/cm <sup>3</sup>	1,77

**HASIL DAN PEMBAHASAN**

Pengaruh perubahan sudut stent pada kondisi crimped terhadap besarnya curvature index dengan tegangan von mises dapat dilihat pada gambar di bawah.



Gambar 4  
Hasil Simulasi curvature index dengan crimped stent menggunakan Material Magnesium Alloy AZ31 dengan ketebalan 50, 60 dan 70 μm



Gambar 5

Hasil Simulasi von mises dengan crimped stent menggunakan Material Magnesium Alloy AZ31 dengan ketebalan 50, 60 dan 70  $\mu\text{m}$

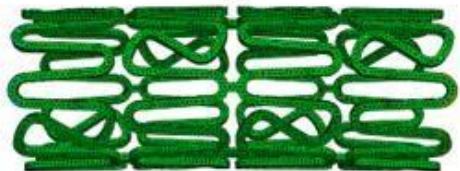
Dari gambar 4, menunjukkan bahwa pada perubahan sudut stent terjadi fleksibilitas curvature index pada ketebalan 50, 60 dan 70  $\mu\text{m}$  dengan nilai curvature index sebesar 0,0519, 0,00862, dan 0,00353 dilihat dari desain stent crimped bawah sudut perubahan tertinggi untuk fleksibilitas terjadi pada stent dengan ketebalan 50  $\mu\text{m}$ . Dari gambar 5, terlihat bahwa pada perubahan sudut tegangan stent terjadi fleksibilitas von mises pada ketebalan 50, 60 dan 70  $\mu\text{m}$  dengan nilai von mises sebesar 470, 211, dan 201 dilihat dari desain stent crimped bawah sudut tegangan tertinggi terjadi pada stent dengan ketebalan 50  $\mu\text{m}$ .



(a)



(b)

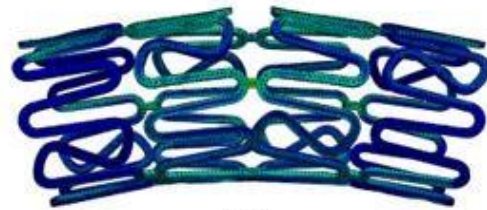


(c)

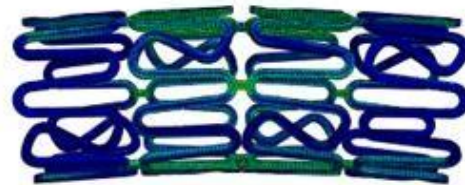
Gambar 6

Hasil simulasi stent crimped perubahan curvature index: (a). 50  $\mu\text{m}$ , (b). 60  $\mu\text{m}$ , (c). 70  $\mu\text{m}$

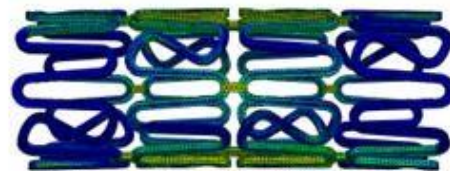
Pada gambar 6, menunjukan hasil simulasi dari abaqus 6.14 dengan ketebalan 50, 60 dan 70  $\mu\text{m}$  dengan melihat hasil dari simulasi pada stent crimped bahwa curvature index fleksibilitas terbaik pada kondisi stent crimped 50  $\mu\text{m}$  dikarna semakin tebal stent yang digunakan semakin rendah curvature index fleksibilitas dan semakin tipis ketebalan maka curvature index fleksibilitas tertinggi.



(a)



(b)



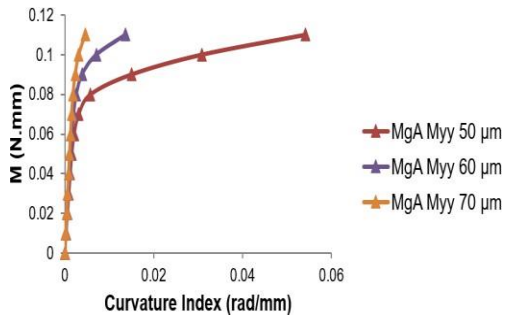
(c)

Gambar 7

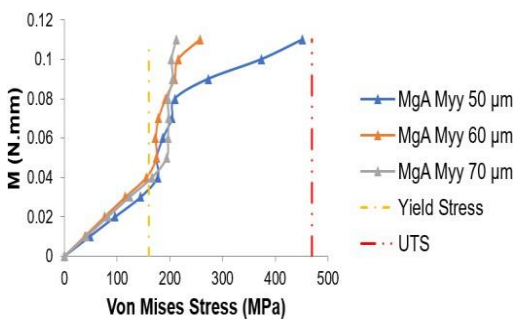
Hasil simulasi stent crimped perubahan tegangan von mises: (a). 50  $\mu\text{m}$ , (b). 60  $\mu\text{m}$ , (c). 70  $\mu\text{m}$

Pada gambar 7, dilihat hasil tegangan von mises dan deformasi stent dengan ketebalan 50, 60 dan 70  $\mu\text{m}$ . Menunjukkan bahwa tingkat stres yang tertinggi terletak pada ketebalan 50  $\mu\text{m}$  dengan dampak pada tegangan tinggi von mises.

Pengaruh perubahan sudut stent pada kondisi expanded terhadap besarnya curvature index dengan tegangan von mises dapat dilihat pada gambar di bawah.

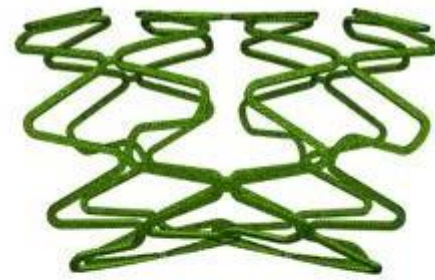


Gambar 8  
Hasil Simulasi curvature index dengan expanded stent dengan ketebalan 50, 60 dan 70 μm

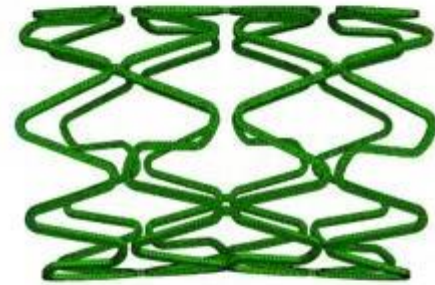


Gambar 9  
Hasil Simulasi von mises dengan expanded stent dengan ketebalan 50, 60 dan 70 μm

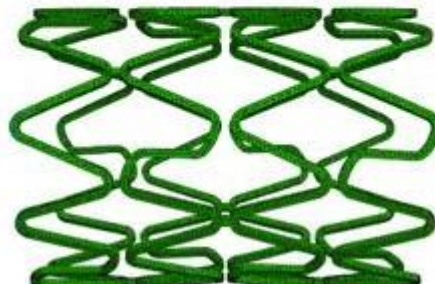
Dari gambar 8, menunjukkan bahwa pada perubahan sudut stent terjadi fleksibilitas curvature index pada ketebalan 50, 60 dan 70 μm dengan nilai curvature index sebesar 0,0478, 0,0168, dan 0,00504 dilihat dari desain stent expanded bawah sudut perubahan tertinggi untuk fleksibilitas terjadi pada stent dengan ketebalan 50 μm. Dari gambar 9, terlihat bahwa pada perubahan sudut tegangan stent terjadi fleksibilitas von mises pada ketebalan 50, 60 dan 70 μm dengan nilai von mises sebesar 492, 358, dan 208 dilihat dari desain stent expanded bawah sudut tegangan tertinggi terjadi pada stent dengan ketebalan 50 μm.



(a)



(b)

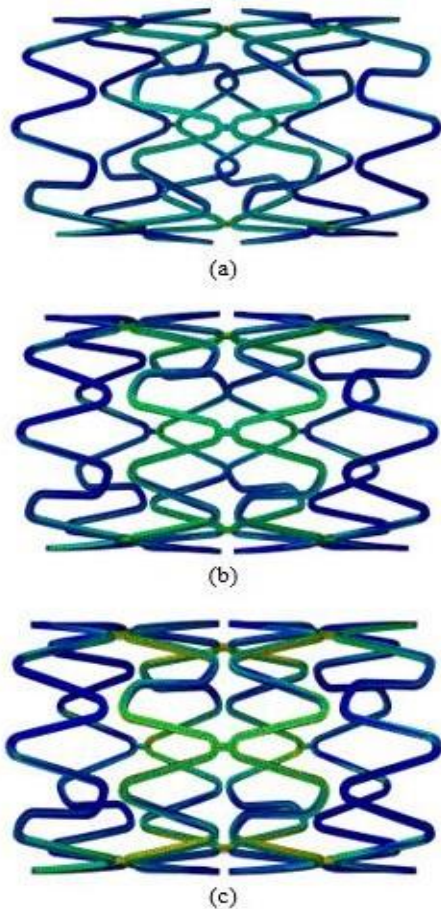


(c)

Gambar 10  
Hasil simulasi Stent expanded perubahan curvature index:

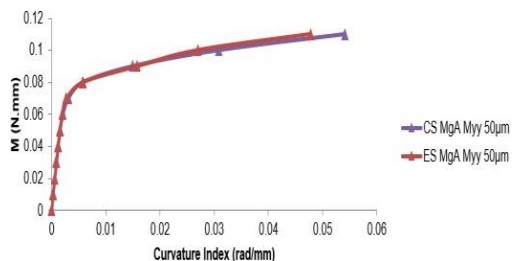
(a). 50 μm, (b). 60 μm, (c). 70 μm

Pada gambar 10, menunjukan hasil simulasi dari abaqus 6.14 dengan ketebalan 50, 60 dan 70 μm dengan melihat hasil dari simulasi pada stent expanded bahwa curvature index fleksibilitas terbaik pada kondisi stent expanded 50 μm dikarna semakin tebal stent yang digunakan semakin rendah curvature index fleksibilitas dan semakin tipis ketebalan maka curvature index fleksibilitas tertinggi.



Gambar 11  
Hasil simulasi stent expanded  
perubahan tegangan von mises:  
(a). 50  $\mu\text{m}$ , (b). 60  $\mu\text{m}$ , (c). 70  $\mu\text{m}$

Pada gambar 11, dilihat hasil tegangan von mises dan deformasi stent dengan ketebalan 50, 60 dan 70  $\mu\text{m}$ . Menunjukkan bahwa tingkat stres yang tertinggi terletak pada ketebalan 50  $\mu\text{m}$  dengan dampak pada tegangan tinggi von mises.



Gambar 12  
Hasil curvature index terhadap stent crimped  
dan stent expanded dengan ketebalan 50  $\mu\text{m}$

Pada gambar 12, menunjukkan bahwa fleksibilitas tertinggi berada pada kondisi stent crimped dengan nilai curvature index sebesar 0,0519 dan sedangkan pada kondisi stent expanded dengan nilai curvatur index sebesar 0,0478 bahwa setent yang lebih baik fleksibilitas berada di ketebalan 50  $\mu\text{m}$  dengan stent crimped.

## KESIMPULAN

Dari hasil penelitian ini didapat kesimpulan sebagai berikut:

berdasarkan desain stent berbahan baku magnesium alloy AZ31 menggunakan metode finiet element method dengan stent crimped dan expanded bahwa desain stent memiliki nilai fleksibilitas tertinggi pada kondisi crimped 0,0519 mm dengan bending momen sebesar 0,011 N.mm dengan ketebalan 50  $\mu\text{m}$  dan von mises sebesar 470 Mpa.

## DAFTAR PUSTAKA

- [1] Kemenkes RI, "Situasi kesehatan jantung." *Pus. data dan Inf. Kementeri. Kesehat. RI*, p. 3, 2014, doi: 10.1017/CBO9781107415324.004.
- [2] A. E. Tontowi, P. Ikra, and W. Siswomihardjo, "Mapping of coronary stent demand of several hospitals in Indonesia and its forecasting." *Proc. 2013 3rd Int. Conf. Instrumentation, Commun. Inf. Technol., Biomed. Eng. Sci. Technol. Improv. Heal. Safety, Environ., ICICI-BME 2013*, pp. 436–439, 2013, doi: 10.1109/ICICI-BME.2013.6698542.
- [3] M. De Beule, *Finite Element Stent Design (PhD Thesis)*, 2008.
- [4] L. Petrini, F. Migliavacca, F. Auricchio, and G. Dubini, "Numerical investigation of the intravascular coronary stent flexibility." *J. Biomech.*, vol. 37, no. 4, pp. 495–501, 2004, doi: 10.1016/j.jbiomech.2003.09.002.
- [5] W. Wu, D. Z. Yang, M. Qi, and W. Q. Wang, "An FEA method to study flexibility of expanded coronary stents." *J. Mater. Process. Technol.*, vol. 184, no. 1–3, pp. 447–450, 2007, doi: 10.1016/j.jmatprotec.2006.12.010.
- [6] S. B., "Optimasi Desain Stent Pla Menggunakan Metode Response Surface (Rsm) Untuk Memperoleh Fleksibilitas Terbaik." *J. Teknosains*, vol. 8, no. 1, p. 48, 2019, doi: 10.22146/teknosains.35387.
- [7] Ninla Elmawati Falabiba *et al.*, 濟無 *No Title No Title No Title*, vol. 5, no. 2, 2014.

- [8] O. C. Zienkiewicz and F. Emeritus, "The Finite Element Method Fifth edition Volume 3 : Fluid Dynamics," vol. 3.
- [9] X. Lei, T. Liu, J. Chen, B. Miao, and W. Zeng, "Microstructure and mechanical properties of magnesium alloy AZ31 processed by compound channel extrusion." *Mater. Trans.*, vol. 52, no. 6, pp. 1082–1087, 2011, doi: 10.2320/matertrans.MC201004.