

INVESTIGASI SIFAT MEKANIK MODEL BIODEGRADABLE STENT BERBASIS BAHAN PLLA

INVESTIGATION OF THE MECHANICAL PROPERTIES OF A BIODEGRADABLE STENT MODEL BASED ON PLLA MATERIAL

Muhammad Fadly Hi. Abbas¹⁾, Sukiman B²⁾*, Sandi Rais³⁾, Lita Asyriati Latif⁴⁾, Syarif Al Fajrin⁵⁾, Yulinda Sakinah Munim⁶⁾, Sahdar Rajak⁷⁾

^{1,3,4}Program Studi Teknik Mesin, Universitas Khairun, Ternate, Indonesia

^{2,5,6}Program Studi Teknik Industri, Universitas Khairun, Ternate, Indonesia

email: muhfadlyabbas@unkhair.ac.id¹⁾, sukimanb@unkhair.ac.id²⁾*, sandirais@unkhair.ac.id³⁾,

litalatif@unkhair.ac.id⁴⁾, syarifalfajrin@unkhair.ac.id⁵⁾,

yulindasakinah@unkhair.ac.id⁶⁾, syahdarrajak@unkhair.ac.id⁷⁾

Abstrak

Penyakit kardiovaskular merupakan penyebab kematian tertinggi di dunia, dengan penyakit terkait penyempitan pembuluh darah menjadi penyebab utama kematian di Indonesia. Salah satu solusi untuk menangani penyempitan pembuluh darah adalah penggunaan stent, salah satunya adalah biodegradable polymer stent yang terbuat dari *poly L-lactic acid* (PLLA). Stent yang diteliti dalam penelitian ini memiliki desain batik (BT) dengan strut searah ($S > <$), kombinasi struktur *open cell* dan *close cell*. Penelitian ini menggunakan metode analisis desain dengan bantuan perangkat lunak Abaqus student melalui *finite element method* (FEM). Data dikumpulkan dengan mensimulasikan pemberian momen pada setiap kombinasi desain stent pada konfigurasi *crimped* dan *expanded*, dengan variasi ketebalan stent yaitu 120 μm , 130 μm , dan 140 μm . Hasil penelitian menunjukkan bahwa pada konfigurasi *crimped*, stent dengan ketebalan 130 μm menghasilkan nilai *curvature index* tertinggi, yang menunjukkan fleksibilitas terbaik. Sementara itu, pada konfigurasi *expanded*, stent dengan ketebalan 120 μm memberikan hasil terbaik untuk fleksibilitas. Penelitian ini berkontribusi signifikan terhadap pengembangan *stent biodegradable* yang lebih fleksibel dan optimal, dengan implikasi praktis dalam meningkatkan desain stent untuk mengurangi komplikasi pasca-implantasi dan meningkatkan hasil klinis bagi pasien dengan penyakit kardiovaskular.

Kata Kunci: stent, *bending moment*, *open cell*, *close cell*, *von mises*

Abstract

Cardiovascular diseases are the leading cause of death worldwide, with diseases related to the narrowing of blood vessels being the primary cause of death in Indonesia. One solution for addressing this issue is the use of stents, specifically biodegradable polymer stents made from poly L-lactic acid (PLLA). The stent investigated in this study features a batik design (BT) with unidirectional struts ($S > <$), combining open cell and close cell structures. This research employs a design analysis method using the finite element method (FEM) with the assistance of Abaqus student software. Data were collected by

Received:
22 Juli 2024

Accepted:
4 Desember
2024

Published:
30 Desember
2024



simulating the application of moments on each design combination of the stent in crimped and expanded configurations, with varying stent thicknesses of 120 μm , 130 μm , and 140 μm . The results indicate that, in the crimped configuration, the stent with a thickness of 130 μm produced the highest curvature index value, indicating the best flexibility. Meanwhile, in the expanded configuration, the stent with a thickness of 120 μm yielded the best flexibility results. This study makes a significant contribution to the development of more flexible and optimal biodegradable stents, with practical implications for improving stent design to reduce post-implantation complications and enhance clinical outcomes for patients with cardiovascular diseases.

Keywords: *stents, bending moment, open cell, close cell, von mises*

DOI:10.20527/sjmekinematika.v9i2.327

How to cite: Abbas, M. F. H., Sukiman, B., Rais, S., Latif, L. A., Al Fajrin, S., Munim, Y. S., & Rajak, S., "Investigasi Sifat Mekanik Model Biodegradable Stent Berbasis Bahan PLLA". *Scientific Journal of Mechanical Engineering Kinematika*, 9(2), 229-243, 2024.

PENDAHULUAN

Menurut Organisasi Kesehatan Dunia (WHO), penyakit kardiovaskular, yang mencakup gangguan pada jantung dan pembuluh darah seperti penyakit jantung koroner, kondisi serebrovaskular, masalah jantung rematik, serta penyakit terkait lainnya, merupakan penyebab utama kematian secara global, dengan angka kematian mencapai sekitar 17,9 juta jiwa setiap tahun. Di Indonesia, penyakit kardiovaskular juga menjadi salah satu penyebab utama kematian, dengan prevalensi yang terus meningkat akibat berbagai faktor risiko seperti hipertensi, diabetes mellitus, dan pola makan yang tidak sehat. Data menunjukkan bahwa prevalensi hipertensi di Indonesia mencapai 25,8%, dengan Yogyakarta mencatat angka tertinggi, yang secara signifikan meningkatkan risiko penyakit kardiovaskular seperti serangan jantung dan stroke[1]. Lebih dari sepertiga kematian akibat penyakit ini terjadi pada individu di bawah usia 70 tahun. Peningkatan kasus pada usia muda dapat dikaitkan dengan berbagai faktor gaya hidup, termasuk konsumsi alkohol, penggunaan narkoba seperti kokain, kebiasaan merokok, serta adanya diabetes[2].

Memanfaatkan data ini, manajemen kondisi kardiovaskular muncul sebagai perhatian yang signifikan. Selain itu, statistik yang berkaitan dengan penyakit yang bertanggung jawab atas jumlah kematian terbesar di Indonesia mengidentifikasi stroke dan penyakit jantung koroner sebagai yang dominan, dengan yang terakhir merenggut 245.343 nyawa. Selain itu, ada teknik alternatif untuk melakukan prosedur seperti pencangkakan bypass arteri koroner atau pembentukan pembuluh darah baru untuk menggantikan pembuluh yang tersumbat atau menyempit. Namun demikian, pencangkakan bypass arteri koroner tidak sepopuler karena dianggap kurang aman dan lebih mengganggu dibandingkan dengan stent[2,3]. Pemetaan dan memproyeksikan persyaratan untuk stent dilakukan oleh Tontowi[5]. Penelitian dilakukan di tiga fasilitas medis terkemuka: rumah sakit Harapan Kita di Jakarta, rumah sakit Sardjito di Yogyakarta, dan rumah sakit Soetomo di Surabaya. Temuan penelitian mengusulkan bahwa ada kemungkinan lonjakan permintaan stent setiap tahun. Meningkatnya kebutuhan akan stent juga dipengaruhi oleh parameter kualitas hidup individu yang menggunakan stent. Temuan penelitian menunjukkan bahwa ada kemungkinan peningkatan permintaan stent, menunjukkan tren kenaikan setiap tahun. Lonjakan permintaan stent juga dipengaruhi oleh metrik kualitas hidup pasien yang mengandalkan stent[5].

Penggunaan stent *biodegradable* dalam bidang kardiovaskular telah menunjukkan potensi yang signifikan dibandingkan dengan teknologi konvensional, terutama dalam hal keamanan dan efektivitas jangka panjang. Salah satu keuntungan utama dari stent biodegradable adalah kemampuannya untuk mengurangi risiko komplikasi yang sering

terkait dengan stent permanen, seperti restenosis dan thrombosis [6]. Dalam penggunaan stent, pertimbangan penting berkaitan dengan kemanjuran operasional stent itu sendiri. Beragam kategori stent telah diimplementasikan dan dianalisis pada berbagai tahap perkembangan. Perbedaan muncul dari pilihan bahan, konfigurasi geometris (termasuk ketebalan, *link*, dan desain *strut*), komposisi *cell*, dan metode ekspansi. Tujuan utama dari variasi stent ini adalah untuk memastikan kinerja optimal yang selaras dengan kebutuhan individu pasien. Evaluasi kinerja stent mencakup kemudahan penerapannya di daerah yang ditargetkan, kelenturan untuk meningkatkan kenyamanan dan keamanan pasien, kekuatan radial untuk menahan tekanan vaskular, biokompatibilitas, dan atribut khas lainnya. Stent yang ideal adalah stent yang memiliki fleksibilitas yang lebih baik [3,7, 6, 9].

Material stent yang dipilih untuk diteliti adalah *biodegradable* stent (BDS) karena *high biocompatibility* dan kemampuan uniknya untuk dapat diserap oleh tubuh manusia [10]. Salah satu material BDS, PLLA memiliki properti material yang bagus dan waktu degradasi yang pelan, yaitu lebih dari 24 bulan. Selain itu, stent berbahan PLLA menunjukkan bukti thrombosis minimal, pertumbuhan neointimal sedang, dan respon inflamasi yang terbatas dalam pembuluh [11]. Desain BT S>> dipilih untuk diteliti karena pada penelitian Tontowi [12], menyebutkan bahwa desain BT S>> memiliki radius ring yang lebih homogen pada saat posisi ekspansi dibanding desain BT S><. Faktor tersebut penting untuk fiksasi antara permukaan luar stent dan permukaan dalam pembuluh arteri. Desain diteliti dengan mengkombinasi *link*-nya menjadi stent yang terdiri dari *open* dan *close cell*. Alasan dari kombinasi tersebut dikarenakan melihat adanya kelebihan dan kekurangan dari masing-masing jenis struktur *cell*. Namun, sedikit penelitian mengenai adanya penggabungan atau modifikasi dari struktur *cell*-nya. Penggunaan metode *finite element method* (FEM) dipilih karena kemampuan luar biasa yang ditawarkan untuk mengoptimasi stent dengan properti material PLLA secara efektif dan ekonomis [13]. Dengan bantuan MPC element, momen yang seragam dapat dibebankan pada semua bagian model stent, sehingga dapat digunakan untuk mempelajari fleksibilitas dari semua jenis stent [14].

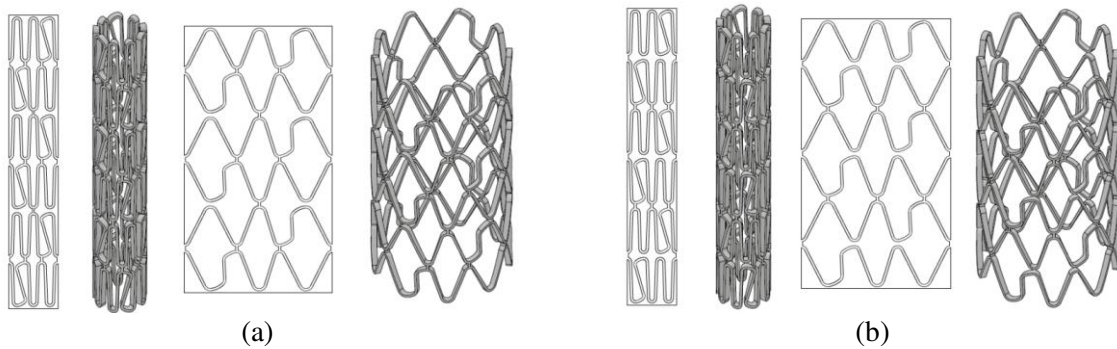
METODE PENELITIAN

Objek pada penelitian ini merupakan stent berbahan dasar *poly l-lactic acid* (PLLA), yang mana termasuk *biodegradable polymer*. Objek yang sama adalah stent yang menerapkan mekanisme ekspansi balon kateter atau dapat disebut *balloon-expandable* stent. Desain stent yang digunakan pada penelitian ini adalah desain batik dengan *strut* searah (BT S><) buatan oleh tontowi [12], dengan adanya modifikasi pada penghubung antara *strut*. Modifikasi dilakukan dengan melakukan kombinasi penghubung *close cell* dan *open cell* dalam stent yang sama. Konfigurasi *open cell* dipilih karena sifatnya yang lebih fleksibel, sehingga dapat meningkatkan kemampuan ekspansi stent serta mengurangi risiko kerusakan jaringan selama pemasangan. Sebaliknya, konfigurasi *close cell* dipilih untuk mengevaluasi keunggulannya dalam memberikan stabilitas mekanis yang lebih baik serta distribusi tekanan yang merata pada dinding pembuluh darah setelah ekspansi. Pengujian dilakukan di kedua konfigurasi, yaitu *crimped* dan *expanded*. Ada dua konfigurasi kombinasi desain yang berbeda yang menjadi titik fokus dalam penelitian ini. Kombinasi desain awal menampilkan penggabungan jenis *strut* tipe *close cell* di kedua ujung dan tengah stent. Sebaliknya, kombinasi desain kedua penggabungan jenis yang berlawanan dengan desain pertama. Dalam kombinasi desain kedua ini, penggabungan jenis *strut* tipe *open cell* di kedua ujung dan tengah stent.

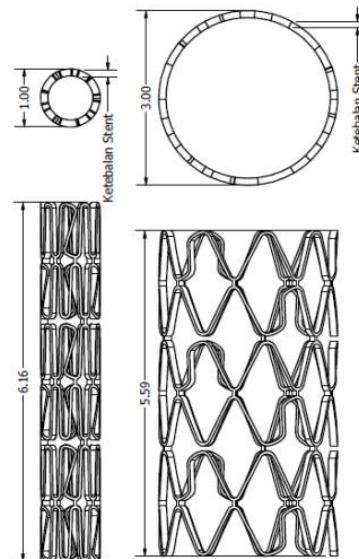
Validasi model terhadap eksperimen sebelumnya sangat penting untuk memastikan bahwa hasil penelitian ini mendekati kebenaran. Penelitian sebelumnya menekankan bahwa kombinasi performa radial dan performa bending pada stent braided berbasis PLLA lebih efektif dibandingkan dengan menggunakan salah satu performa saja, yang menunjukkan

pentingnya desain stent dalam aplikasi klinis[15]. Dengan demikian, kombinasi desain yang diterapkan dalam penelitian ini, yang menggabungkan berbagai jenis *strut*, dapat memberikan hasil yang lebih baik dalam hal fleksibilitas dan stabilitas mekanis[16].

Kombinasi desain stent dapat dilihat pada gambar 1, kombinasi pertama (a) dan kombinasi (b). Kedua konfigurasi terdiri dari 3 pasang atau 6 buah *struts*. Dalam keadaan berkerut, diameter luar semua variasi stent berukuran 1 mm dan panjangnya 6,16 mm. Di sisi lain, dalam keadaan diperluas, diameter luar semua variasi stent adalah 3 mm dengan panjang 5,59 mm. Informasi terperinci tentang dimensi stent dapat ditemukan pada gambar 2.



Gambar 1. Desain Stent Kombinasi Pertama, (b) Desain Stent Kombinasi Kedua



Gambar 2. Keterangan Dimensi Stent (2D)

Alat Penelitian dan *Material*

Metodologi penelitian yang digunakan untuk memfasilitasi penyelesaian penelitian ini dibatasi untuk pemanfaatan perangkat lunak secara eksklusif. Berikut ini adalah contoh perangkat lunak yang digunakan dalam perjalanan penelitian ini:

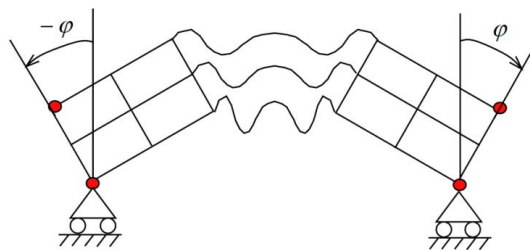
1. Autodesk Inventor Student 2024

Perangkat lunak ini memainkan peran penting dalam perubahan desain stent dalam 2D dan 3D. Desain yang dihasilkan oleh perangkat lunak ini mencakup variasi kombinasi *close cell* dan *open cell*, konfigurasi *crimped* dan *expanded*, dan tiga ketebalan stent yang berbeda. Akibatnya, total dua belas desain unik dihasilkan. Selanjutnya, semua desain ini diekspor ke format File IGES (.igs atau .iges) untuk pengujian simulasi tambahan menggunakan perangkat lunak Abaqus Student.

2. Abaqus Student

Perangkat lunak ini memainkan peran penting dalam melakukan uji simulasi untuk setiap desain stent yang sebelumnya dihasilkan menggunakan autodesk inventor *student* 2024. Memulai uji simulasi melibatkan mengimpor *file* yang ditunjuk. Abaqus *student* memiliki kapasitas untuk mengenali berbagai format *file*, termasuk *file* IGES (.igs atau .iges). Hal ini dilengkapi dengan kemampuan untuk menentukan jenis *material* dan karakteristik untuk tujuan simulasi dan analisis lebih lanjut. Investigasi saat ini berfokus pada pelaksanaan simulasi *bending moment* untuk menghasilkan *S mises* (*von mises*) dan UR (perubahan sudut). Prosedur simulasi awalnya melibatkan segmentasi desain menjadi elemen yang lebih kecil (*meshing*) atau sesuai dengan metode elemen terbatas (FEM). Persamaan 1 dan sketsa dari model tersebut tersaji di gambar 3.

$$X = \frac{(\Delta\phi)}{L} \quad (1)$$



Gambar 3. Sketsa dari Stent dengan Perubahan Sudut ϕ [17]

Untuk mendapatkan nilai tegangan *von mises* menggunakan persamaan 2.

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

3. Material PLLA

Material yang digunakan dalam stent penelitian adalah *poly l-lactic acid* (PLLA). Untuk menilai bahan dengan perangkat lunak Abaqus student, perlu memiliki data tentang *mechanical properties*. tabel 1 dan tabel 2, menampilkan data tentang *material* PLLA, *mechanical properties* dan *material hardening law*.

Dari data hasil simulasi dapat dibandingkan nilai tegangan *von Mises* dan deformasi (UR) yang dihasilkan dalam simulasi dengan hasil eksperimental pada *material* PLLA [18].

Tabel 1. *Material Properties* PLLA[18]

No	<i>Mechanical Properties</i>	Nilai
1	<i>Modulus Young</i> (E), GPa	1,8
2	<i>Poisson's Ratio</i> (ν)	0,35
3	<i>Yield Strength</i> (MPa)	62,53
4	<i>Ultimate Tensile Strength</i> (MPa)	65

Tabel 2. *Material Hardening Law*[18]

No	<i>Yield Strength</i> (MPa)	<i>Plastic Strain</i>
1	45	0
2	59	0,01
3	59,5	0,2
4	65	0,4
5	95	0,55
6	145	0,7

No	Yield Strength (MPa)	Plastic Strain
7	215	0,85
8	295	1
9	500	1,3

HASIL DAN PEMBAHASAN

Hasil simulasi dikelompokkan berdasarkan kombinasi desain, ketebalan stent, dan konfigurasinya.

Analisis kombinasi pertama dan kedua pada konfigurasi *crimped* stent

Analisis yang pertama dilakukan pada konfigurasi *crimped* stent yang terdiri dari kombinasi pertama dan kedua untuk semua ketebalan. Dapat dilihat pada tabel 3 dan tabel 4.

Tabel 3. Hasil Simulasi abaqus *student* terhadap *bending moment* dengan kombinasi pertama pada posisi konfigurasi *crimped*.

No	Moment (N.mm)	Curvature Index (rad/mm)			Von Mises Stress (MPa)		
		120 μm	130 μm	140 μm	120 μm	130 μm	140 μm
1	0,01	1,92E-03	2,03E-03	1,77E-03	20,31	21,01	20,11
2	0,02	3,73E-03	4,34E-03	3,42E-03	39,93	43,20	39,62
3	0,03	5,45E-03	7,08E-03	5,01E-03	59,35	65,26	58,62
4	0,04	7,13E-03	1,03E-02	6,55E-03	75,49	82,36	75,02
5	0,05	8,80E-03	1,39E-02	8,07E-03	86,56	91,62	86,09
6	0,06	1,05E-02	1,76E-02	9,56E-03	91,33	96,27	92,00
7	0,07	1,22E-02	2,16E-02	1,11E-02	91,78	96,78	91,97
8	0,08	1,40E-02	2,56E-02	1,27E-02	90,04	95,40	89,74
9	0,09	1,59E-02	3,00E-02	1,44E-02	89,40	94,19	88,75
10	0,1	1,80E-02	3,36E-02	1,62E-02	89,04	93,26	115,76

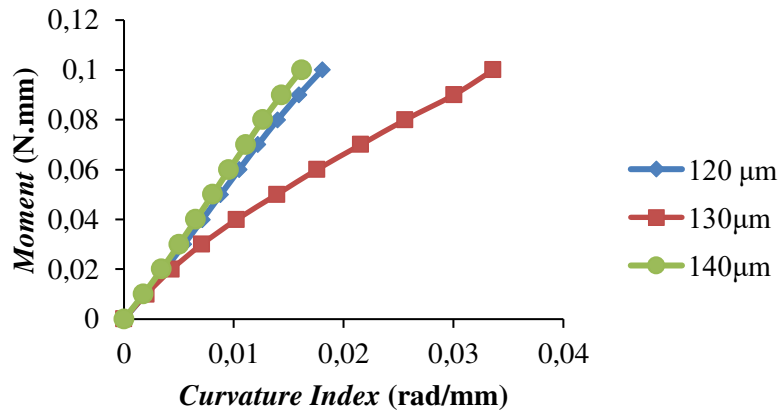
Tabel 4. Hasil Simulasi abaqus *student* terhadap *bending moment* dengan kombinasi kedua pada posisi konfigurasi *crimped*.

No	Moment (N.mm)	Curvature Index (rad/mm)			Von Mises Stress (MPa)		
		120 μm	130 μm	140 μm	120 μm	130 μm	140 μm
1	0,01	9,10E-04	8,90E-04	8,59E-04	10,24	14,68	16,50
2	0,02	1,81E-03	1,80E-03	1,74E-03	20,41	29,51	33,18
3	0,03	2,72E-03	2,75E-03	2,65E-03	30,64	44,58	50,13
4	0,04	3,63E-03	3,76E-03	3,60E-03	40,77	59,37	67,43
5	0,05	4,55E-03	4,81E-03	4,63E-03	50,47	74,44	80,78
6	0,06	5,49E-03	5,98E-03	5,68E-03	60,44	84,18	90,24
7	0,07	6,45E-03	7,24E-03	6,87E-03	69,72	92,66	97,82
8	0,08	7,44E-03	8,59E-03	8,17E-03	76,08	98,60	99,70
9	0,09	8,45E-03	1,00E-02	9,50E-03	81,31	99,20	99,06
10	0,1	9,50E-03	1,14E-02	1,09E-02	85,68	101,23	98,92

1. Hasil perhitungan dari analisis simulasi dengan kombinasi pertama dan kedua pada konfigurasi *crimped* stent

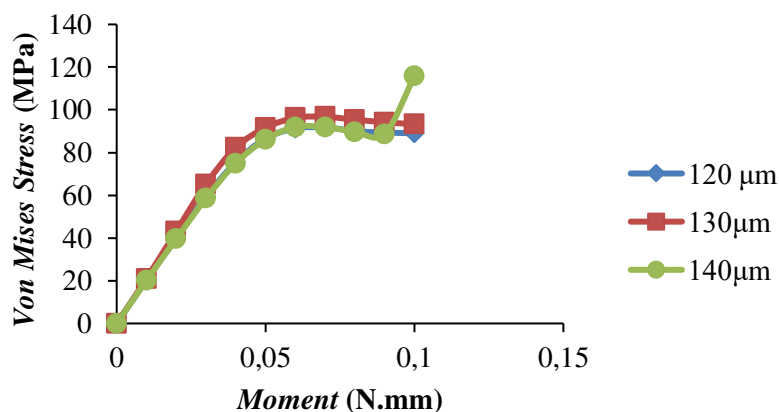
Perhitungan dari analisis simulasi dengan kombinasi pertama pada konfigurasi *crimped* stent akan dihitung menggunakan rumus-rumus yang sudah disajikan pada metode penelitian diatas dan hasil perhitungan sebagai berikut:

Hasil perhitungan dengan grafik perbandingan hasil simulasi *curvature index* (rad/mm) dan *von mises* (MPa) terhadap tiga ketebalan stent yang berbeda-beda pada kombinasi pertama dapat dilihat pada gambar 4 dan gambar 5.



Gambar 4. Hasil simulasi *curvature index* (rad/mm) terhadap *moment* (N.mm) pada kombinasi pertama pada konfigurasi *crimped* stent.

Pada gambar 4 dari analisis *bending moment*, ketebalan stent pada posisi konfigurasi *crimped* menunjukkan nilai tertinggi sebesar $3,36E-02$ (rad/mm) pada *curvature index* tertinggi, yang terjadi pada tekanan momen 0,01 untuk ketebalan stent 130 μm. Sebaliknya, untuk ketebalan 140 μm, nilai yang diperoleh adalah $1,62E-02$ (rad/mm) dengan tekanan 0,01, sedangkan pada ketebalan 120 μm, nilai yang diperoleh adalah $1,80E-02$ (rad/mm). Hasil analisis *curvature index* mengungkapkan bahwa stent dengan ketebalan 130 μm memiliki nilai tertinggi untuk fleksibilitas, yang menunjukkan bahwa stent tersebut memiliki tingkat kelengkungan yang lebih tinggi dalam simulasi *bending moment*.

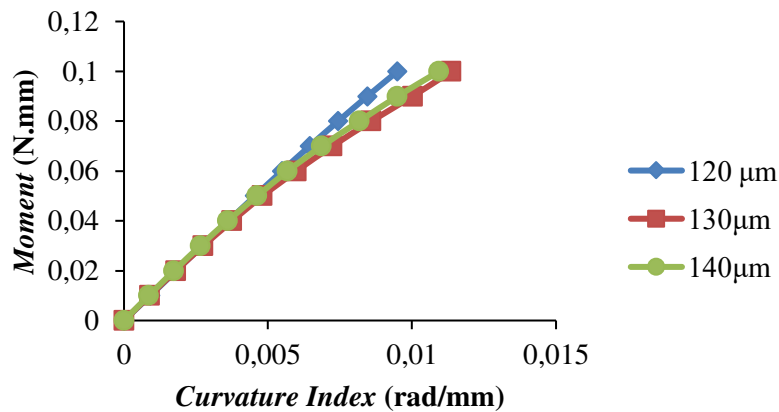


Gambar 5. Hasil simulasi *von mises* (MPa) terhadap *moment* (N.mm) pada kombinasi pertama pada konfigurasi *crimped* stent.

Pada gambar 5 dari analisis *bending moment*, ketebalan stent pada posisi konfigurasi *crimped* menunjukkan nilai tertinggi pada tekanan *von mises*, yaitu 93,26 MPa pada ketebalan stent 130 μm dengan tekanan 0,01. Sedangkan pada ketebalan stent 140 μm, nilai tekanan *von mises* mencapai 115,76 MPa pada tekanan 0,01, dan pada ketebalan stent 120

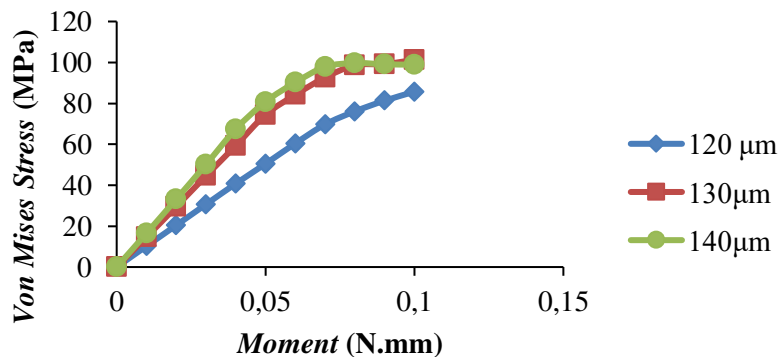
μm , nilai tekanan *von mises* berada pada 89,04 MPa. Hasil analisis *von mises* menunjukkan bahwa semakin tinggi nilai *von mises*, semakin besar kemungkinan area tersebut mengalami kegagalan, yang dapat berupa titik-titik dengan tekanan *von mises* yang tinggi[17].

Hasil perhitungan dengan grafik perbandingan hasil simulasi *curvature index* (rad/mm) dan *von mises* (MPa) terhadap tiga ketebalan stent yang berbeda-beda pada kombinasi kedua dapat dilihat pada gambar 6 dan gambar 7.



Gambar 6. Hasil simulasi *curvature index* (rad/mm) terhadap *moment* (N.mm) pada kombinasi kedua pada konfigurasi *crimped* stent.

Pada gambar 6, grafik yang ditampilkan menunjukkan hubungan antara *curvature index* (rad/mm) pada sumbu x dan momen (M) dalam satuan (N.mm) pada sumbu y, untuk tiga ketebalan stent yang berbeda, yaitu 120 μm , 130 μm , dan 140 μm . Dalam analisis *bending moment* pada konfigurasi *crimped* stent, ketebalan stent 130 μm menunjukkan nilai tertinggi pada *curvature index*, yaitu 1,14E-02 (rad/mm) pada tekanan momen 0,1. Sebaliknya, untuk ketebalan 120 μm , nilai *curvature index* yang diperoleh adalah 9,50E-03 (rad/mm) pada tekanan 0,1, sedangkan pada ketebalan 140 μm , nilai yang diperoleh adalah 1,09E-02 (rad/mm). Hasil analisis menunjukkan bahwa stent dengan ketebalan 130 μm memiliki nilai *curvature index* tertinggi, yang mengindikasikan fleksibilitas stent yang lebih tinggi dalam simulasi *bending moment*[17].



Gambar 7. Hasil simulasi *von mises* (MPa) terhadap *moment* (N.mm) pada kombinasi kedua pada konfigurasi *crimped* stent.

Pada gambar 7, grafik ini menunjukkan hubungan antara tegangan *von mises* (MPa) dan momen (N.mm) untuk tiga ketebalan yang berbeda, yaitu 120 μm , 130 μm , dan 140 μm . Ketiga kurva menggambarkan bagaimana tegangan *von mises* berubah seiring dengan peningkatan momen. Pada ketebalan 120 μm , tegangan *von mises* meningkat tajam dari 0 MPa menjadi sekitar 60,44 MPa saat momen meningkat dari 0 N.mm hingga sekitar 0,06

N.mm. Setelah itu, tegangan meningkat sedikit lebih tinggi dan mengalami fluktuasi antara 60,44 MPa hingga sekitar 85,68 MPa pada rentang momen antara 0,06 N.mm hingga 0,1 N.mm. Tegangan maksimum 85,68 MPa pada momen 0,1 N.mm. Pada ketebalan 130 μm , tegangan *von mises* meningkat tajam dari 0 MPa menjadi sekitar 84,18 MPa saat momen meningkat dari 0 N.mm hingga sekitar 0,06 N.mm. Setelah itu, kurva menunjukkan peningkatan tegangan antara 84,18 MPa hingga 101,23 MPa. Tegangan maksimum adalah sekitar 101,23 MPa pada momen sekitar 0,1 N.mm dan untuk ketebalan 140 μm pola serupa dengan peningkatan tajam dari 0 hingga sekitar 90,24 MPa pada momen dari 0 hingga 0,06 N.mm. Tegangan tetap stabil dan sedikit meningkat hingga mencapai sekitar 99,70 MPa pada momen tertinggi 0,08 N.mm.

Pada hasil penelitian ini, dibandingkan dengan penelitian sebelumnya, analisis simulasi dengan kombinasi pertama dan kedua pada konfigurasi *crimped* stent menunjukkan hasil yang berbeda. Pada kombinasi pertama, untuk analisis *von mises*, stent dengan diameter 120 μm , 130 μm , dan 140 μm menunjukkan nilai maksimum masing-masing sebesar 89,04 MPa, 93,26 MPa, dan 115,76 MPa pada momen 0,1 N.mm. Sementara itu, pada simulasi *curvature index*, stent dengan diameter 120 μm , 130 μm , dan 140 μm memperoleh nilai maksimum 1,80E-02 rad/mm, 3,36E-02 rad/mm, dan 1,62E-02 rad/mm pada momen 0,1 N.mm. Pada kombinasi kedua, hasil simulasi *von mises* dengan diameter 120 μm , 130 μm , dan 140 μm menunjukkan nilai maksimum masing-masing sebesar 85,68 MPa, 101,23 MPa, dan 98,92 MPa pada momen 0,1 N.mm. Sementara itu, pada simulasi *curvature index*, nilai maksimum yang diperoleh untuk diameter 120 μm , 130 μm , dan 140 μm adalah 9,50E-03 rad/mm, 1,14E-02 rad/mm, dan 1,09E-02 rad/mm pada momen 0,1 N.mm.

Penelitian sebelumnya menunjukkan bahwa *curvature index* stent PLLA berkisar antara 1,5E-03 hingga 2,5E-03 rad/mm, yang sesuai dengan hasil simulasi ini. Sementara itu, pada simulasi *von mises*, nilai *stress* berada pada rentang 45-120 MPa untuk ketebalan 120-150 μm [19]. Hasil simulasi ini konsisten untuk diameter 120 μm , namun untuk diameter 130 μm dan 140 μm , nilai *stress* yang diperoleh lebih tinggi. Hal ini kemungkinan disebabkan oleh desain geometris *crimped* stent yang meningkatkan konsentrasi tegangan (*stress*). Adapun pada *curvature index*, diameter yang lebih besar menghasilkan nilai yang lebih rendah, yang disebabkan oleh peningkatan kekakuan stent[19].

2. Analisis kombinasi pertama dan kedua pada konfigurasi *expanded* stent

Analisis yang kedua dilakukan pada konfigurasi *expanded* stent yang terdiri dari kombinasi pertama dan kedua untuk semua ketebalan. Dapat dilihat pada tabel 5 dan tabel 6.

Tabel 5. Hasil Simulasi abacus *student* terhadap *bending moment* dengan kombinasi pertama pada posisi konfigurasi *expanded*.

No	Moment (N.mm)	Curvature Index (rad/mm)			Von Mises Stress (MPa)		
		120 μm	130 μm	140 μm	120 μm	130 μm	140 μm
1	0,01	0	0	0	0	0	0
2	0,02	2,68E-03	2,49E-03	2,30E-03	24,28	17,48	15,64
3	0,03	5,29E-03	4,92E-03	4,56E-03	48,90	34,66	31,13
4	0,04	7,81E-03	7,29E-03	6,78E-03	71,47	51,70	46,51
5	0,05	1,03E-02	9,64E-03	8,96E-03	85,62	66,64	60,45
6	0,06	1,27E-02	1,19E-02	1,11E-02	92,89	78,82	71,62
7	0,07	1,50E-02	1,41E-02	1,32E-02	90,31	85,80	80,93

No	Moment (N.mm)	Curvature Index (rad/mm)			Von Mises Stress (MPa)		
		120 μm	130 μm	140 μm	120 μm	130 μm	140 μm
8	0,08	1,74E-02	1,63E-02	1,52E-02	94,34	90,05	88,67
9	0,09	1,95E-02	1,86E-02	1,73E-02	97,58	91,98	93,16
10	0,1	2,15E-02	2,08E-02	1,92E-02	99,06	90,29	94,38

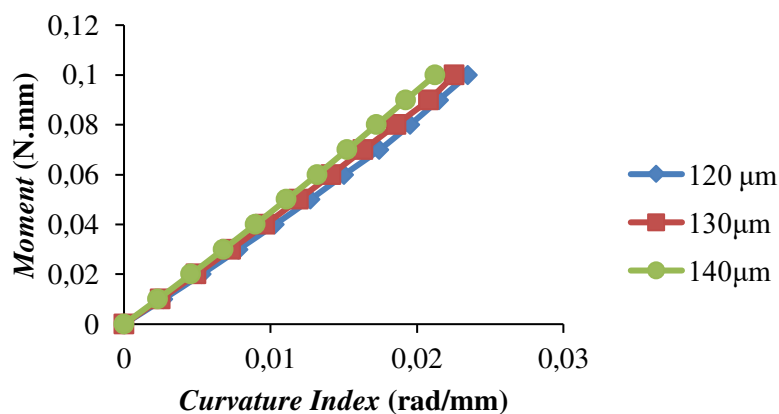
Tabel 6. Hasil Simulasi abaqus *student* terhadap *bending moment* dengan kombinasi kedua pada posisi konfigurasi *expanded*.

No	Moment (N.mm)	Curvature Index (rad/mm)			Von Mises Stress (MPa)		
		120 μm	130 μm	140 μm	120 μm	130 μm	140 μm
1	0,01	0	0	0	0	0	0
2	0,02	6,18E-04	5,64E-04	5,21E-04	9,01	8,58	9,66
3	0,03	1,24E-03	1,13E-03	1,05E-03	17,85	17,10	19,28
4	0,04	1,87E-03	1,71E-03	1,58E-03	27,06	25,55	28,85
5	0,05	2,51E-03	2,29E-03	2,12E-03	36,44	33,92	38,36
6	0,06	3,15E-03	2,88E-03	2,66E-03	45,99	42,20	47,80
7	0,07	3,80E-03	3,47E-03	3,20E-03	55,64	50,40	56,42
8	0,08	4,44E-03	4,06E-03	3,75E-03	64,29	56,93	63,89
9	0,09	5,10E-03	4,65E-03	4,30E-03	72,38	63,22	71,25
10	0,1	5,75E-03	5,25E-03	4,86E-03	80,19	69,42	78,56

3. Hasil perhitungan dari analisis simulasi dengan kombinasi pertama dan kedua pada konfigurasi *crimped stent*

Perhitungan dari analisis simulasi dengan kombinasi kedua pada konfigurasi *expanded stent* akan dihitung menggunakan rumus-rumus yang sudah disajikan pada metode penelitian diatas dan hasil perhitungan sebagai berikut:

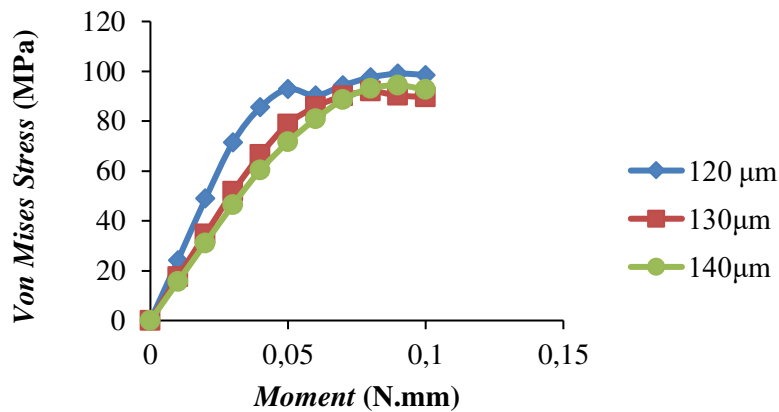
Hasil perhitungan dengan grafik perbandingan hasil simulasi *curvature index* (rad/mm) dan *von mises* (MPa) terhadap tiga ketebalan stent yang berbeda-beda pada kombinasi kedua dapat dilihat pada gambar 8 dan gambar 9.



Gambar 8. Hasil simulasi *curvature index* (rad/mm) terhadap *moment* (N.mm) pada kombinasi pertama pada konfigurasi *expanded stent*.

Pada gambar 8 dari analisis *bending moment*, ketebalan stent pada posisi konfigurasi *expanded stent* menunjukkan nilai tertinggi sebesar 2,15E-02 (rad/mm) pada *curvature index*

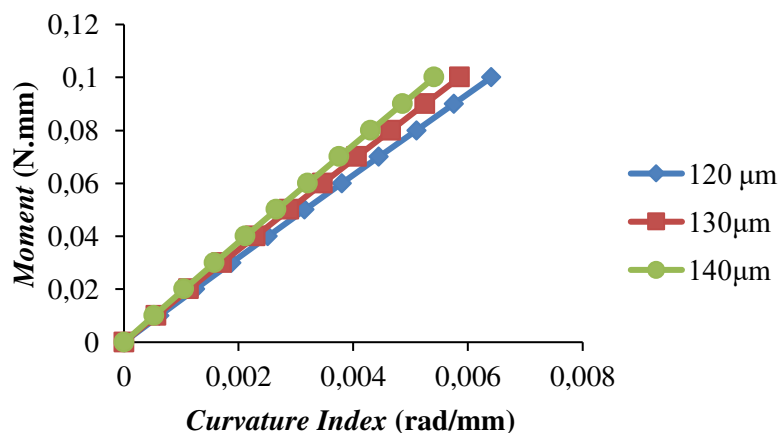
tertinggi, di tekanan momen 0,1 untuk ketebalan stent 120 μm . Sebaliknya, untuk ketebalan 130 μm , hasil yang diperoleh adalah 2,08E-02 (rad/mm) dengan tekanan 0,1, sedangkan pada ketebalan 140 μm , hasil nilai yang diperoleh adalah 1,92E-02 (rad/mm). Hasil analisis *curvature index* menunjukkan bahwa stent dengan ketebalan 120 μm memiliki nilai tertinggi, yang mengindikasikan fleksibilitas stent yang lebih tinggi dalam simulasi *bending moment*.



Gambar 9. Hasil simulasi *von mises* (MPa) terhadap *moment* (N.mm) pada kombinasi pertama pada konfigurasi *expanded* stent.

Pada gambar 9, dari analisis *bending moment*, ketebalan stent pada posisi konfigurasi *expanded* menunjukkan nilai tertinggi pada tekanan *von mises* sebesar 99,06 MPa pada ketebalan stent 120 μm dengan tekanan 0,1 N.mm. Sedangkan pada ketebalan stent 130 μm , nilai *von mises* yang diperoleh adalah 91,98 MPa pada tekanan 0,09 N.mm, dan pada ketebalan stent 140 μm , nilai *von mises* 94,38 MPa pada tekanan 0,1 N.mm. Hasil simulasi *von mises* menunjukkan bahwa semakin tinggi nilai *von mises*, semakin besar kemungkinan area tersebut mengalami kegagalan, yang dapat berupa titik-titik dengan tekanan *von mises* yang tinggi[17].

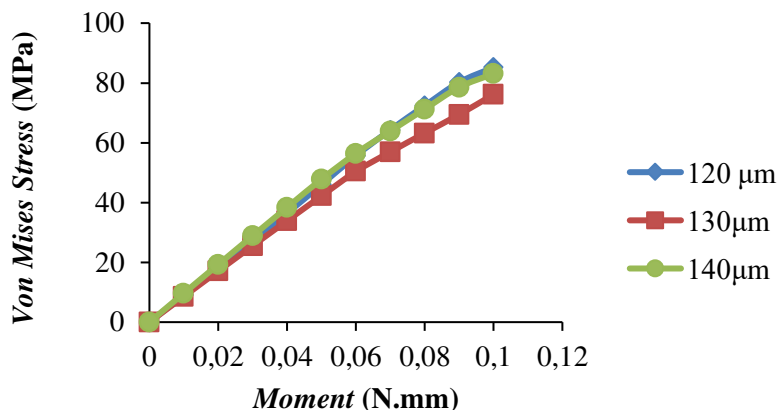
Hasil perhitungan dengan grafik perbandingan hasil simulasi *curvature index* (rad/mm) dan *von mises* (MPa) terhadap tiga ketebalah stent yang berbeda-beda pada kombinasi kedua dapat dilihat pada gambar 10 dan gambar 11.



Gambar 10. Hasil simulasi *curvature index* (rad/mm) terhadap *moment* (N.mm) pada kombinasi kedua pada konfigurasi *expanded* stent.

Pada gambar 10, grafik yang ditampilkan menunjukkan hubungan antara *curvature index* (rad/mm) pada sumbu x dan momen (M) dalam satuan (N.mm) pada sumbu y, untuk tiga ketebalan stent yang berbeda, yaitu 120 μm , 130 μm , dan 140 μm . Dalam analisis

bending moment pada kombinasi kedua dengan konfigurasi *expanded stent*, ketebalan stent 120 μm menunjukkan nilai tertinggi pada *curvature index*, yaitu $5,75\text{E-}03$ (rad/mm) pada tekanan momen 0,1 N.mm. Sebaliknya, untuk ketebalan 130 μm , nilai *curvature index* yang diperoleh adalah $5,25\text{E-}03$ (rad/mm) pada tekanan 0,1 N.mm, sementara pada ketebalan 140 μm , nilai yang diperoleh adalah $4,86\text{E-}03$ (rad/mm) pada tekanan 0,1 N.mm. Hasil analisis menunjukkan bahwa stent dengan ketebalan 120 μm memiliki nilai *curvature index* tertinggi, yang mengindikasikan fleksibilitas stent yang lebih tinggi dalam simulasi *bending moment*.



Gambar 11. Hasil simulasi von mises (MPa) terhadap *moment* (N.mm) pada kombinasi kedua pada konfigurasi *expanded stent*.

Gambar 11 menunjukkan grafik yang menggambarkan hubungan antara momen (M) dalam satuan N.mm dan tegangan *von mises* dalam satuan MPa untuk tiga ketebalan stent yang berbeda, yaitu 120 μm , 130 μm , dan 140 μm . Ketiga kurva menunjukkan bagaimana tegangan *von mises* berubah seiring dengan peningkatan momen. Pada ketebalan 120 μm , dari momen awal hingga sekitar 0,1 N.mm, kurva menunjukkan peningkatan tegangan *von mises* yang sangat signifikan, mencapai sekitar 80,19 MPa. Setelah momen mencapai sekitar 0,1 N.mm, kurva mulai menunjukkan bahwa tegangan stabil pada 80,19 MPa meskipun momen terus meningkat. Pada ketebalan 130 μm , nilai tegangan *von mises* awalnya meningkat, kemudian stabil di sekitar 69,42 MPa. Hal ini menunjukkan bahwa peningkatan ketebalan dari 120 μm ke 130 μm tidak memberikan perubahan signifikan terhadap perilaku tegangan untuk rentang momen tersebut. Sedangkan pada ketebalan 140 μm , kurva menunjukkan peningkatan yang lebih lambat dibandingkan kedua kurva sebelumnya, mencapai sekitar 78,56 MPa pada 0,1 N.mm. Namun, setelah momen melewati 0,1 N.mm, tegangan mulai meningkat dan akhirnya mencapai tingkat yang serupa dengan ketebalan 120 μm dan 130 μm . Ini menunjukkan bahwa peningkatan ketebalan menjadi 140 μm memberikan sedikit pengurangan tegangan pada awalnya, tetapi akhirnya tegangan stabil pada tingkat yang hampir sama dengan dua ketebalan lainnya.

Pada hasil penelitian ini, dibandingkan dengan penelitian sebelumnya, analisis simulasi dengan kombinasi pertama dan kedua pada konfigurasi *expanded stent* menunjukkan hasil yang berbeda. Pada kombinasi pertama, untuk analisis *von mises*, stent dengan diameter 120 μm , 130 μm , dan 140 μm menunjukkan nilai maksimum masing-masing sebesar 99,06 MPa, 90,29 MPa, dan 94,38 MPa pada momen 0,1 N.mm. Sementara itu, pada simulasi *curvature index*, stent dengan diameter 120 μm , 130 μm , dan 140 μm memperoleh nilai maksimum masing-masing sebesar $2,15\text{E-}02$ rad/mm, $2,08\text{E-}02$ rad/mm, dan $1,92\text{E-}02$ rad/mm pada momen 0,1 N.mm. Pada kombinasi kedua, hasil simulasi *von mises* dengan diameter 120 μm , 130 μm , dan 140 μm menunjukkan nilai maksimum masing-masing sebesar 80,19 MPa, 69,42 MPa, dan 78,56 MPa pada momen 0,1 N.mm. Sementara itu, pada simulasi

curvature index, nilai maksimum yang diperoleh untuk diameter 120 μm , 130 μm , dan 140 μm adalah 5,75E-03 rad/mm, 5,25E-03 rad/mm, dan 4,86E-03 rad/mm pada momen 0,1 N.mm.

Penelitian sebelumnya menunjukkan bahwa *curvature index* stent PLLA berkisar antara 1,5E-03 hingga 2,5E-03 rad/mm, yang sesuai dengan hasil simulasi ini. Sementara itu, pada simulasi *von mises*, nilai *stress* berada pada rentang 45-120 MPa untuk ketebalan 120-150 μm [19]. Hasil simulasi ini konsisten untuk diameter 120 μm , namun untuk diameter 130 μm dan 140 μm , nilai *stress* yang diperoleh lebih tinggi. Hal ini kemungkinan disebabkan oleh desain geometris *expanded* stent yang meningkatkan konsentrasi *stress*. Adapun pada *curvature index*, diameter yang lebih besar menghasilkan nilai yang lebih rendah, yang disebabkan oleh peningkatan kekakuan stent [19].

Faktor yang mempengaruhi hasil simulasi adalah material PLLA yang bersifat lebih rapuh dibandingkan logam, sehingga desain geometris dengan elemen mesh kecil pada *crimped* dan *expanded* stent dapat meningkatkan konsentrasi *stress*. Keterbatasan penelitian ini meliputi asumsi material isotropik dan tidak dimasukkannya sifat biodegradabilitas PLLA, sehingga diperlukan validasi eksperimental lebih lanjut untuk memastikan aplikasi klinis.

KESIMPULAN

Penelitian ini menunjukkan bahwa kombinasi desain *open cell* dan *close cell* pada stent berbahan PLLA memberikan hasil yang berbeda tergantung pada konfigurasi dan ketebalan stent. Pada konfigurasi *crimped*, kombinasi desain pertama *open cell* dan *close cell* dengan ketebalan 130 μm menunjukkan fleksibilitas tertinggi berdasarkan *curvature index*. Sebaliknya, pada konfigurasi *expanded*, kombinasi desain kedua *open cell* dan *close cell* dengan ketebalan 120 μm memberikan fleksibilitas tertinggi.

Implikasi klinis dari penelitian ini sangat relevan untuk pengobatan penyakit kardiovaskular, terutama dalam mendukung kebutuhan pasien dengan pembuluh darah yang berkelok atau lesi kompleks. Fleksibilitas tinggi pada desain tertentu mendukung penyesuaian stent dengan kontur pembuluh darah, sementara tegangan *Von Mises* yang aman memastikan keandalan mekanis stent, mengurangi risiko komplikasi seperti restenosis atau kerusakan mekanis.

Penelitian ini juga membuka peluang untuk pengembangan desain stent yang lebih spesifik bagi pasien dengan kondisi tertentu. Rekomendasi untuk penelitian masa depan mencakup studi *in-vivo* untuk menguji performa biologis, analisis *fatigue material* untuk mengukur daya tahan jangka panjang, serta optimisasi konfigurasi desain dengan pendekatan *material* baru yang *biodegradable*.

Hasil ini memberikan fondasi penting untuk desain stent yang lebih fleksibel dan aman, sekaligus menawarkan arahan berkelanjutan untuk meningkatkan pengobatan penyakit kardiovaskular melalui inovasi teknologi medis.

UCAPAN TERIMA KASIH

Para penulis dengan penuh rasa syukur menyampaikan penghargaan dan mengucapkan terima kasih atas dukungan finansial yang diberikan oleh kementerian kebudayaan dan pendidikan, Teknologi, melalui dana PKUPT Universitas Khairun Ternate Tahun 2024.

REFERENSI

- [1] S. Solikhah, S. Nurabizah, and E. R. Fauzi, "Edukasi Pencegahan Hipertensi Di Desa Gebang Kecamatan Gebang Kabupaten Cirebon Jawa Barat," *Kacaneegara J. Pengabd. Pada Masy.*, vol. 6, no. 2, p. 205, 2023, doi:

- 10.28989/kacanegara.v6i2.1353.
- [2] A. S. Nugroho, E. Astutik, and T. D. Tama, "Risk Factors for Coronary Heart Disease in Productive Age Group in Indonesia," *Malaysian J. Med. Heal. Sci.*, vol. 18, no. 2, pp. 99–105, 2022.
- [3] M. Alghairi, N. Sulaiman, and S. Mutashar, "Health care monitoring and treatment for coronary artery diseases: Challenges and issues," *Sensors (Switzerland)*, vol. 20, no. 15, pp. 1–23, 2020, doi: 10.3390/s20154303.
- [4] N. Korei, A. Solouk, M. Haghbin Nazarpak, and A. Nouri, "A review on design characteristics and fabrication methods of metallic cardiovascular stents," *Mater. Today Commun.*, vol. 31, no. March, p. 103467, 2022, doi: 10.1016/j.mtcomm.2022.103467.
- [5] F. Wajdi and A. E. Tontowi, "3D Printed Stent From Graphene-Polyethylene Glycol Diacrylate Using Digital Light Processing Technique," *Manag. Syst. Prod. Eng.*, vol. 32, no. 4, pp. 555–562, 2024, doi: 10.2478/mspe-2024-0053.
- [6] B. Kumar, R. R. Ram, N. Dahiya, and A. A. Gawalkar, "Real-World Clinical Outcomes of Indigenous Biodegradable Polymer Drug-Eluting Stents," *Cureus*, 2021, doi: 10.7759/cureus.17886.
- [7] A. Brambilla, G. Pennati, L. Petrini, and F. Berti, "Stents in Congenital Heart Disease: State of the Art and Future Scenarios," *Appl. Sci.*, vol. 13, no. 17, 2023, doi: 10.3390/app13179692.
- [8] B. Tomberli, A. Mattesini, G. I. Baldereschi, and C. Di Mario, "A Brief History of Coronary Artery Stents," *Rev. Española Cardiol. (English Ed.)*, vol. 71, no. 5, pp. 312–319, 2018, doi: <https://doi.org/10.1016/j.rec.2017.11.022>.
- [9] K. Maleckis *et al.*, "Comparison of femoropopliteal artery stents under axial and radial compression, axial tension, bending, and torsion deformations," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 75, pp. 160–168, 2017, doi: 10.1016/j.jmbbm.2017.07.017.
- [10] M. He, Y. I. Hsu, and H. Uyama, "Design of novel poly(L-lactide)-based shape memory multiblock copolymers for biodegradable esophageal stent application," *Appl. Mater. Today*, vol. 36, no. October 2023, 2024, doi: 10.1016/j.apmt.2024.102057.
- [11] S. A. Khan *et al.*, "Natural biopolymers in the fabrication and coating of ureteral stent: An overview," *Biomater. Adv.*, vol. 165, no. May, p. 214009, 2024, doi: 10.1016/j.bioadv.2024.214009.
- [12] A. E. Tontowi, I. Pratama, H. Hariawan, M. Rinastiti, and W. Siswomihardjo, "Strength and displacement of open cell designs of coronary stent in responding of various inflated pressures," *Proc. - 2015 4th Int. Conf. Instrumentation, Commun. Inf. Technol. Biomed. Eng. ICICI-BME 2015*, pp. 18–21, 2016, doi: 10.1109/ICICI-BME.2015.7401307.
- [13] A. C. Bobel, S. Petisco, J. R. Sarasua, W. Wang, and P. E. McHugh, "Computational Bench Testing to Evaluate the Short-Term Mechanical Performance of a Polymeric Stent," *Cardiovasc. Eng. Technol.*, vol. 6, no. 4, pp. 519–532, 2015, doi: 10.1007/s13239-015-0235-9.
- [14] T. Jia, D. Guines, D. Laillé, L. Leotoing, and T. Gloriant, "Finite element analysis of the mechanical performance of self-expanding endovascular stents made with new nickel-free superelastic β -titanium alloys," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 151, no. December 2023, 2024, doi: 10.1016/j.jmbbm.2023.106345.
- [15] G. Zhao *et al.*, "A Study of the Radial and Bending Performance for Poly (L-lactic Acid) Braided Stents With Innovative Runners," *Polym. Adv. Technol.*, vol. 32, no. 12, pp. 4690–4699, 2021, doi: 10.1002/pat.5461.
- [16] K.-M. Kim *et al.*, "Improved Biocompatibility of Intra-Arterial Poly-L-Lactic Acid

- Stent by Tantalum Ion Implantation : 3-Month Results in a Swine Model,” *J. Korean Neurosurg. Soc.*, vol. 64, no. 6, pp. 853–863, 2021, doi: 10.3340/jkns.2021.0009.
- [17] 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.
- [18] Q. Wang, G. Fang, Y. Zhao, G. Wang, and T. Cai, “Computational and experimental investigation into mechanical performances of Poly-L-Lactide Acid (PLLA) coronary stents,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 65, pp. 415–427, 2017, doi: 10.1016/j.jmbbm.2016.08.033.
- [19] A. M. Sousa, A. M. Amaro, and A. P. Piedade, “Structural design optimization through finite element analysis of additive manufactured bioresorbable polymeric stents,” *Mater. Today Chem.*, vol. 36, no. February, p. 101972, 2024, doi: 10.1016/j.mtchem.2024.101972.