EISSN: 2528 - 0112

JURNAL VIRTUAL OF MECHANICAL ENGINEERING ARTICLE (V-MAC)

https://ejournal.unibabwi.ac.id/index.php/vmac email: vmac.mesin@gmail.com

Pengaruh Kombinasi *Open Cell* dan *Close Cell* pada Desain Stent *Biodegradable* PLLA Untuk Mencapai Fleksibilitas Terbaik Menggunakan Metode *Response Surface*

Muhammad Fadly Hi. Abbas[1], Sukiman B[2], Lita Asyriati Latif[3], Syarif Al Fajrin[4]
[1]Teknik Industri, Universitas Khairun, Indonesia, muhfadlyabbas@unkhair.ac.id
[2]Teknik Industri, Universitas Khairun, Indonesia, sukimanb@unkhair.ac.id
[3]Teknik Mesin, Universitas Khairun, Indonesia, litalatif@unkhair.ac.id
[4]Teknik Industri, Universitas Khairun, Indonesia, syarifalfajrin@unkhair.ac.id

Corresponding Author: **sukimanb@unkhair.ac.id2**

Abstract: *The mechanical performance of a stent is strongly influenced by the combination of open-cell and closed-cell geometries, particularly in terms of flexibility and von Mises stress distribution. This study focuses on optimizing the design configuration and strut thickness of PLLA stents to achieve greater flexibility while maintaining von Mises stress within a safe range under crimped conditions. The stent examined in this research is a biodegradable polymer stent made of poly L-lactic acid (PLLA), featuring a combination of open and closed cell structures. The design utilized is a batik stent (BT) with unidirectional struts (S>>). The finite element method (FEM) is employed for design analysis, with Abaqus Student software aiding in the simulations. Data collection was performed through simulations, applying moments to each design combination in the crimped configuration with stent thickness variations of 120, 130, and 140 µm. The simulation results were used for optimization. In this study, response surface methodology (RSM) was applied to optimize the moment and stent thickness to achieve the optimal response. The findings indicated the optimal combination of moment and thickness. In the crimped configuration, the first design combination achieves an optimal response with a moment of 0.0154 N.mm and a thickness of 115.8579 µm, while the second design combination has an optimal response with a moment of 0.0042 N.mm and a thickness of 120 µm. When comparing the two design combinations based on flexibility, the first design combination demonstrates superior performance for the crimped configuration.*

Keyword: *Stent, Optimization, Flexibility, Von Mises, Response Surface Methodology*

Abstrak: Kinerja mekanis stent sangat dipengaruhi oleh kombinasi geometri *open cell* dan *closed cell*, khususnya terhadap fleksibilitas dan distribusi tegangan *von Mises*. Penelitian ini berfokus pada optimasi kombinasi desain dan ketebalan strut stent berbahan PLLA untuk memperoleh konfigurasi yang lebih fleksibel dengan tingkat tegangan yang tetap aman pada kondisi *crimped*. Stent yang dikaji dalam penelitian ini adalah stent polimer *biodegradable* berbahan poly L-lactic acid (PLLA), dengan kombinasi struktur sel terbuka dan tertutup. Desain yang digunakan adalah batik stent (BT) dengan *strut* searah (S>>). Metode elemen hingga atau finite element method (FEM) digunakan untuk analisis desain, dengan bantuan perangkat lunak Abaqus Student dalam proses simulasi. Pengumpulan data dilakukan melalui simulasi dengan memberikan momen pada setiap kombinasi desain dalam konfigurasi *crimped*,

menggunakan variasi ketebalan stent sebesar 120, 130, dan 140 μm. Hasil simulasi kemudian digunakan untuk proses optimasi. Dalam penelitian ini, metode *response surface methodology* (RSM) diterapkan untuk mengoptimalkan momen dan ketebalan stent guna memperoleh respons yang optimal. Hasil penelitian menunjukkan adanya kombinasi momen dan ketebalan yang optimal. Pada konfigurasi *crimped*, kombinasi desain pertama menghasilkan respons optimal dengan momen sebesar 0,0154 N.mm dan ketebalan 115,8579 μm. Sementara itu, kombinasi desain kedua menghasilkan respons optimal dengan momen sebesar 0,0042 N.mm dan ketebalan 120 μm. Berdasarkan perbandingan fleksibilitas antara kedua kombinasi desain tersebut, kombinasi desain pertama menunjukkan kinerja yang lebih baik pada konfigurasi *crimped*.

Kata Kunci: stent, Optimasi, Fleksibilitas, *Von Mises, Response Surface Methodology*

1. PENDAHULUAN

Stent *biodegradable* berbasis *Poly-L-Lactic Acid* (PLLA) telah menjadi salah satu inovasi utama dalam pengembangan teknologi medis modern, khususnya untuk aplikasi kardiovaskular. Stent ini dirancang untuk memberikan dukungan mekanis sementara pada pembuluh darah yang mengalami penyempitan akibat aterosklerosis, dengan harapan dapat mengurangi beban jangka panjang yang dialami pasien pengguna stent logam permanen [1]–[3]. Pengembangan teknologi ini semakin kuat mengingat penyakit kardiovaskular masih menjadi penyebab kematian utama di dunia. *World Health Organization* melaporkan bahwa sekitar 19,8 juta orang meninggal akibat penyakit kardiovaskular pada tahun 2022, setara dengan sekitar 32% dari seluruh kematian global. Sekitar 85% kematian tersebut disebabkan oleh serangan jantung dan stroke, sedangkan lebih dari tiga perempatnya terjadi di negara berpendapatan rendah dan menengah [4], [5].

Di Indonesia, Survei Kesehatan Indonesia tahun 2023 menunjukkan bahwa prevalensi penyakit jantung telah mencapai 8,5 per 1.000 penduduk. Penyakit ini juga dikategorikan sebagai penyakit katastropik karena mengancam jiwa, membutuhkan perawatan jangka panjang, serta menimbulkan biaya pelayanan kesehatan yang tinggi [6]. Salah satu keunggulan utama stent berbasis PLLA adalah kemampuannya untuk terdegradasi secara bertahap dan diserap oleh tubuh setelah menjalankan fungsinya. Hal ini dapat mengurangi kemungkinan terjadinya komplikasi seperti inflamasi kronis, trombosis, atau restenosis, yang umum terjadi pada penggunaan stent logam permanen [7], [8].

Perkembangan stent PLLA generasi terbaru menunjukkan hasil yang lebih menjanjikan. Penelitian tahun 2025 terhadap 1.205 pasien yang menggunakan *Firesorb*, yaitu *bioresorbable vascular scaffold* berbasis PLLA dengan ketebalan strut 100–125 μm, melaporkan kejadian target lesion failure sebesar 1,67% dalam satu tahun. Kejadian tersebut terdiri atas kematian akibat penyakit jantung sebesar 0,42%, infark miokard pembuluh target sebesar 0,92%, dan revaskularisasi lesi target akibat iskemia sebesar 0,42%. Tidak ditemukan kasus trombosis perangkat yang bersifat definitif maupun probable selama satu tahun masa pengamatan [9].

Desain geometri stent berperan sangat penting dalam menentukan kinerja mekanis dan keberhasilan klinisnya. Secara umum, terdapat dua jenis utama desain sel yang digunakan dalam pembuatan stent, yaitu *open cell* dan *closed cell*, yang masing-masing memiliki kelebihan dan kekurangan. Stent dengan desain *open cell* umumnya lebih fleksibel sehingga lebih mudah beradaptasi dengan pembuluh darah yang melengkung. Konfigurasi tersebut memungkinkan deformasi yang lebih mudah ketika stent melewati pembuluh darah yang melengkung, sehingga meningkatkan fleksibilitas, *trackability*, dan kemampuan stent dalam menyesuaikan diri terhadap anatomi pembuluh yang kompleks [6], [7]. Sebaliknya, desain *closed cell* memiliki jumlah link yang lebih banyak, tingkat keterhubungan antara *cell* yang lebih tinggi, dan area *cell* bebas yang lebih kecil. Konfigurasi tersebut dapat menghasilkan

cakupan plak yang lebih merata, kontinuitas struktur yang lebih baik, dan distribusi penopangan yang lebih seragam pada dinding pembuluh darah [11], [12]. Akan tetapi, peningkatan jumlah *link* cenderung menambah kekakuan *longitudinal* dan mengurangi fleksibilitas stent, sehingga dapat menyulitkan proses penghantaran dan implantasi pada pembuluh darah yang berliku atau memiliki geometri kompleks [10], [13], [14]. Oleh karena itu, penelitian terbaru berfokus pada pengembangan stent dengan desain kombinasi *open cell* dan *closed cell*, yang bertujuan untuk memanfaatkan keunggulan keduanya, yaitu fleksibilitas tinggi dan dukungan struktural yang optimal, sehingga mampu memberikan kinerja terbaik dalam berbagai kondisi klinis.

Salah satu tantangan terbesar dalam pengembangan stent *biodegradable* berbasis PLLA adalah optimasi sifat mekanisnya. PLLA dikenal memiliki biokompatibilitas yang baik dan kemampuan biodegradasi, tetapi juga memiliki kelemahan, terutama pada laju degradasinya yang relatif lambat dibandingkan material *biodegradable* lainnya, seperti kopolimer asam polilaktat. Laju degradasi yang lambat ini dapat menimbulkan masalah apabila stent berada di dalam pembuluh darah lebih lama dari yang diharapkan, karena berpotensi menyebabkan penyumbatan atau respons inflamasi. Oleh karena itu, optimasi desain dan parameter fabrikasi stent sangat penting dilakukan untuk meningkatkan sifat mekanis dan laju degradasinya agar sesuai dengan kebutuhan klinis [3], [15], [16].

Berbagai metode rekayasa, seperti 3D *printing* dan *electrospinning*, telah diterapkan untuk memodifikasi mikrostruktur dan sifat mekanis stent berbasis PLLA. Teknik-teknik ini memungkinkan pembentukan mikrostruktur yang lebih kompleks dan terkontrol, seperti pengaturan ketebalan, porositas, serta distribusi sel pada stent [3], [17]. Sebagai contoh, teknologi 3D *printing* memungkinkan fabrikasi stent dengan geometri yang lebih presisi dan dapat disesuaikan dengan kebutuhan spesifik pasien. Sementara itu, *electrospinning* digunakan untuk menghasilkan jaringan serat berskala nanometer yang dapat meningkatkan kemampuan stent dalam mengatur degradasi serta interaksi biologisnya dengan jaringan pembuluh darah [8], [9]. Oleh karena itu, penelitian terletak pada belum tersedianya desain stent PLLA hasil 3D printing yang mengombinasikan karakteristik *open cell* dan *closed cell* secara terukur untuk memperoleh keseimbangan antara fleksibilitas dan dukungan radial. Pendekatan ini diharapkan dapat menghasilkan dasar desain dan manufaktur stent *biodegradable* berbasis PLLA yang lebih komprehensif dibandingkan penelitian terdahulu yang masih mengevaluasi aspek geometri, proses manufaktur, kinerja mekanis, atau modifikasi permukaan secara terpisah.

Untuk mencapai optimasi desain yang lebih efektif dan efisien, metode *Response Surface Methodology* (RSM) telah digunakan dalam penelitian untuk mengevaluasi pengaruh desain geometri stent terhadap kinerja mekanisnya, khususnya fleksibilitas dan kekuatan radial. RSM merupakan metode statistik yang memungkinkan analisis sistematis terhadap pengaruh berbagai faktor terhadap respons yang diinginkan. Metode ini membantu mengidentifikasi kombinasi terbaik antara desain *open cell* dan *closed cell* untuk menghasilkan stent dengan kualitas mekanis yang sesuai dengan kebutuhan klinis. Dengan pendekatan ini, optimasi desain stent berbasis PLLA dapat dilakukan secara lebih terstruktur dan efisien [1], [18].

2. METODE

Objek dalam penelitian ini adalah stent yang terbuat dari *poly-L-lactic acid* (PLLA), yaitu salah satu jenis polimer *biodegradable*. Objek yang sama merupakan stent yang menggunakan mekanisme ekspansi tekanan 8–12 atm atau 0,81–1,22 MPa dengan kateter balon, atau yang umum disebut sebagai *balloon-expandable* stent. Desain stent yang digunakan dalam penelitian ini adalah pola batik dengan *strut* searah (BT S><) yang dikembangkan oleh Tontowi [19], dengan modifikasi pada bagian sambungan antar-strut. Modifikasi dilakukan dengan mengombinasikan sambungan *open cell* dan *closed cell* dalam satu stent yang sama.

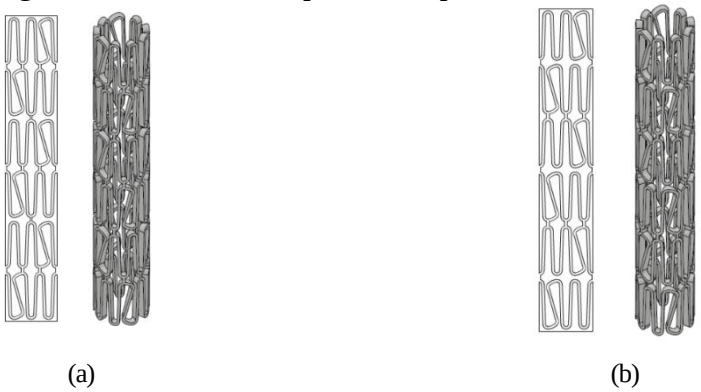
Konfigurasi *open cell* dipilih karena memiliki sifat yang lebih fleksibel, sehingga dapat meningkatkan kemampuan ekspansi stent dan mengurangi risiko kerusakan jaringan selama

proses implantasi. Sebaliknya, konfigurasi *closed cell* dipilih untuk mengevaluasi keunggulannya dalam memberikan stabilitas mekanis yang lebih baik serta distribusi tekanan yang lebih merata pada dinding pembuluh darah setelah proses ekspansi. Pengujian dilakukan pada konfigurasi *crimped*.

Perbedaan konfigurasi desain yang menjadi fokus dalam penelitian ini melibatkan dua kombinasi. Kombinasi desain pertama menggabungkan tipe strut *closed cell* pada kedua ujung dan bagian tengah stent. Sebaliknya, kombinasi desain kedua menggabungkan tipe *strut* yang berlawanan, yaitu strut *open cell* pada kedua ujung dan bagian tengah stent.

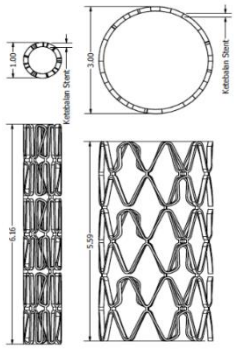
Validasi model terhadap eksperimen sebelumnya sangat penting untuk memastikan bahwa hasil penelitian ini mendekati kondisi yang sebenarnya. Penelitian sebelumnya menunjukkan bahwa kombinasi antara kinerja radial dan kinerja lentur pada stent berbasis PLLA dengan struktur aman lebih efektif dibandingkan hanya menggunakan satu jenis kinerja saja [13]. Hal ini menegaskan pentingnya desain stent dalam aplikasi klinis [20]. Oleh karena itu, kombinasi desain yang diterapkan dalam penelitian ini, dengan mengintegrasikan berbagai jenis *strut*, dapat memberikan hasil yang lebih baik dari segi fleksibilitas dan stabilitas mekanis [21].

Kombinasi desain stent ditunjukkan pada Gambar 1, yaitu kombinasi (a) dan kombinasi (b). Kedua konfigurasi terdiri atas 3 pasang atau 6 strut. Pada kondisi *crimped*, diameter luar dari seluruh variasi stent adalah 1 mm dengan panjang 6,16 mm. Sementara itu, pada kondisi mengembang, diameter luar dari seluruh variasi stent adalah 3 mm dengan panjang 5,59 mm. Informasi detail mengenai dimensi stent dapat dilihat pada Gambar 2.



(a) (b)

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



Gambar 2. Detail Dimensi Stent (2D)

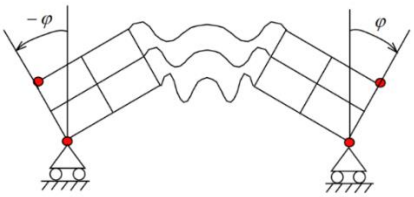
Alat dan bahan yang digunakan dalam penelitian ini dibatasi pada perangkat lunak yang mendukung proses perancangan, pemodelan, dan simulasi stent, yaitu Autodesk Inventor Student 2025 dan Abaqus Student. Autodesk Inventor Student 2025 digunakan untuk membuat dan memodifikasi desain stent dalam bentuk dua dimensi (2D) dan tiga dimensi (3D). Desain yang dikembangkan mencakup variasi kombinasi struktur *open cell* dan *closed cell*, konfigurasi *crimped*, serta tiga variasi ketebalan stent. Kombinasi parameter tersebut menghasilkan sebanyak dua belas desain stent yang berbeda. Seluruh desain kemudian diekspor ke dalam

format Initial *Graphics Exchange Specification* (IGES), dengan ekstensi .igs atau .iges, agar dapat diimpor dan dianalisis lebih lanjut menggunakan Abaqus Student.

Abaqus Student digunakan untuk melakukan simulasi dan analisis numerik dengan metode elemen hingga atau *finite element method* (FEM). Perangkat lunak ini memungkinkan pendefinisian jenis material, karakteristik mekanis material, kondisi batas, pembebanan, serta interaksi yang digunakan dalam simulasi. Analisis dalam penelitian ini difokuskan pada simulasi momen lentur untuk memperoleh nilai tegangan *von Mises* (S, Mises) dan perpindahan sudut (UR/*angular displacement*). Proses simulasi diawali dengan mengimpor desain stent, mendefinisikan material dan kondisi pembebanan, serta membagi geometri desain menjadi elemen-elemen berukuran lebih kecil melalui proses meshing. Model persamaan yang digunakan dalam proses simulasi ditampilkan pada Gambar 3.

Perangkat lunak Abaqus Student digunakan untuk mendefinisikan jenis dan karakteristik *material*, menetapkan kondisi pembebanan, serta melakukan analisis numerik terhadap desain stent. Penelitian ini berfokus pada simulasi momen lentur untuk memperoleh nilai tegangan ekuivalen *von Mises* atau S, *Mises* dan perpindahan sudut atau UR (*angular displacement*). Prosedur simulasi diawali dengan mengimpor model geometri stent, kemudian membaginya menjadi elemen-elemen berukuran lebih kecil melalui proses *meshing* berdasarkan prinsip *finite element method* (FEM). Model stent didiskretisasi menggunakan elemen solid *heksagonal* delapan nodal dengan integrasi tereduksi, yaitu C3D8R (8-*node linear brick, reduced integration, hourglass control*), karena mampu merepresentasikan perilaku deformasi tiga dimensi dan distribusi tegangan secara efisien. Seluruh variasi desain menggunakan ukuran *mesh* yang tetap dan seragam untuk menjaga konsistensi tingkat diskretisasi serta memungkinkan perbandingan hasil simulasi yang setara. Kondisi batas (*boundary condition*) ditetapkan dalam bentuk pembebanan lentur dengan tumpuan, yaitu bagian tertentu pada model dibatasi perpindahan dan/atau rotasinya sebagai daerah tumpuan, sedangkan beban atau momen lentur diberikan pada bagian lain sesuai arah pembebanan. Penetapan kondisi batas tersebut bertujuan untuk mencegah gerakan benda tegar (*rigid body motion*) dan menghasilkan respons deformasi yang sesuai dengan kondisi pengujian. Hasil simulasi selanjutnya dievaluasi berdasarkan distribusi S, *Mises* dan nilai UR pada setiap variasi desain stent. Persamaan model ditampilkan pada Persamaan 1, sedangkan konfigurasi pemodelan dan kondisi pembebanan ditunjukkan pada Gambar 3.

$$X = \frac{\Delta \emptyset}{L} \tag{1}$$



Gambar 2. Sketsa stent dengan perubahan sudut φ [22].

Untuk memperoleh nilai tegangan *von mises*, persamaan yang digunakan ditunjukkan pada Persamaan 2.

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

Microsoft Office Excel dan Minitab 18 digunakan untuk mendukung proses pencatatan, pengolahan, analisis, dan penyajian data hasil simulasi. Microsoft Office Excel digunakan untuk mencatat hasil simulasi yang diperoleh dari Abaqus Student pada setiap desain stent, melakukan perhitungan, serta menyajikan data dalam bentuk tabel dan grafik. Data yang diolah meliputi nilai perpindahan sudut (*angular displacement*) yang kemudian dikonversi menjadi *curvature index* (CI) dan nilai tegangan *von Mises*. Selain itu, Microsoft Office Excel digunakan dalam proses pemeriksaan dan validasi awal terhadap data hasil simulasi sebelum dilakukan analisis statistik dan penentuan parameter yang optimal.

Minitab 18 digunakan untuk melakukan pengolahan dan analisis statistik terhadap data hasil simulasi. Perangkat lunak ini digunakan untuk menyusun *design of experiments* (DOE), menguji kecukupan data, serta menganalisis hubungan antarvariabel penelitian. Analisis tersebut mencakup hubungan antarvariabel bebas dan hubungan antara variabel bebas dengan variabel respons, yaitu *curvature index* dan *tegangan von Mises*. Selanjutnya, proses optimasi dilakukan menggunakan *response surface methodology* (RSM) untuk menentukan kombinasi parameter desain yang menghasilkan respons paling optimal.

Material yang digunakan dalam pemodelan dan simulasi stent adalah *poly-L-lactic acid* (PLLA). *Material* PLLA dipilih sebagai *material* stent dan didefinisikan pada perangkat lunak Abaqus Student berdasarkan karakteristik mekanisnya. Pendefinisian *material* diperlukan agar respons stent selama pembebanan dapat disimulasikan sesuai dengan perilaku mekanis *material* yang digunakan. Parameter mekanis yang dimasukkan ke dalam model meliputi modulus *Young, rasio Poisson*, tegangan luluh, dan kekuatan tarik maksimum. Selain itu, perilaku plastis *material* dimodelkan menggunakan data *material hardening law*, yaitu hubungan antara tegangan luluh dan regangan plastis. Sifat mekanis *material* PLLA dan data *material hardening law* yang digunakan dalam penelitian ini ditunjukan pada Tabel 1 dan Tabel 2.

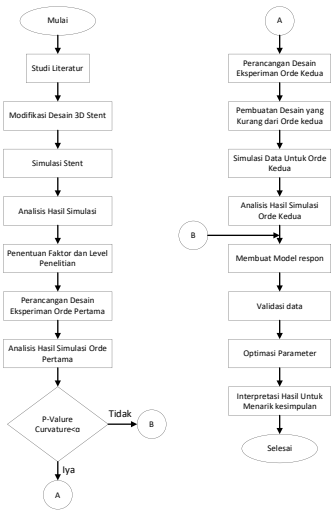
Tabel 1. *Material Properties of Poly-L-Lactic Acid* (PLLA) [23]**.**

No.	*Mechanical Properties*	Nilai
1	*Modulus Young* (E)	1,8 GPa
2	*Poisson' ratio* (v)	0,35
3	*Yield strength*	62,53 MPa
4	*Ultimate tensile strength*	65 MPa

Tabel 2. *Material Hardening Law* [23]**.**

No.	*Yield strength*	*Plastic strain*
1	45	0
2	59	0,01
3	59,5	0,2
4	65	0,4
5	95	0,55
6	145	0,7
7	215	0,85
8	295	1
9	500	1,3

Penelitian dilaksanakan melalui serangkaian tahapan yang mencakup studi literatur, penentuan parameter desain, pemodelan geometri stent, penyusunan design of experiments (DOE), pendefinisian sifat material, simulasi menggunakan metode elemen hingga, validasi model, pengolahan dan analisis data, serta optimasi parameter desain. Urutan keseluruhan tahapan penelitian tersebut disajikan dalam diagram alir pada Gambar 4.



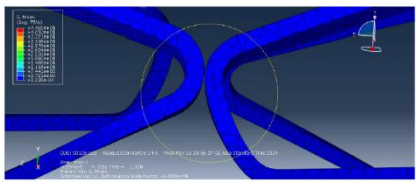
Gambar 4. Diagram Alir Tahapan Penelitian

Penelitian diawali dengan studi literatur terhadap berbagai sumber yang relevan dengan desain stent, *material poly-L-lactic acid* (PLLA), karakteristik mekanis stent, metode elemen hingga, fleksibilitas stent, serta metode optimasi desain. Studi literatur dilakukan untuk memperoleh landasan teoretis, memahami perkembangan penelitian terdahulu, menentukan metode yang sesuai, serta mengidentifikasi data dan parameter yang dibutuhkan dalam penelitian. Hasil studi literatur selanjutnya digunakan sebagai dasar dalam menentukan desain awal, sifat mekanis *material*, kondisi pembebanan, faktor penelitian, variabel respons, dan metode analisis data.

Tahap berikutnya adalah melakukan modifikasi desain stent tiga dimensi menggunakan Autodesk Inventor Student 2025. Desain acuan yang digunakan berasal dari penelitian Tontowi [19]., yang terdiri atas dua jenis struktur, yaitu *open cell* dan *closed cell*. Modifikasi dilakukan dengan mengombinasikan kedua jenis struktur tersebut serta memvariasikan jumlah strut sehingga diperoleh dua kombinasi desain. Kombinasi pertama ditampilkan pada Gambar 1, sedangkan kombinasi kedua ditampilkan pada Gambar 2. Setiap kombinasi desain dibuat dalam konfigurasi crimped dengan tiga variasi ketebalan, yaitu 120 μm, 130 μm, dan 140 μm. Berdasarkan kombinasi struktur, variasi ketebalan, dan arah pembebanan, diperoleh sebanyak dua belas desain untuk simulasi awal. Seluruh desain kemudian diekspor dalam format Initial *Graphics Exchange Specification* (IGES), yaitu .igs atau .iges, agar dapat diimpor ke dalam Abaqus Student.

Desain stent yang telah dibuat selanjutnya disimulasikan menggunakan Abaqus Student dengan pendekatan metode elemen hingga atau *finite element method* (FEM). Tahapan simulasi meliputi impor geometri, pendefinisian sifat *material* PLLA, penentuan kondisi batas, pemberian momen pembebanan, proses *meshing*, serta penyelesaian model numerik. Simulasi dilakukan untuk memperoleh dua respons utama, yaitu tegangan *von Mises* dan perpindahan sudut atau *angular displacement* (UR). Tegangan *von Mises* digunakan untuk mengevaluasi tingkat tegangan pada struktur stent, sedangkan perpindahan sudut digunakan sebagai dasar untuk menentukan fleksibilitas desain.

Hasil simulasi awal kemudian dianalisis untuk menentukan batas maksimum momen pembebanan yang dapat diberikan pada sumbu x dan sumbu y. Penentuan batas atas momen pembebanan didasarkan pada dua kriteria. Kriteria pertama adalah nilai tegangan *von Mises* pada stent dalam konfigurasi *crimped* tidak boleh melebihi kekuatan luluh atau *yield strength material* agar stent tetap berada pada zona elastis dan tidak mengalami deformasi plastis permanen. Kriteria kedua adalah momen pembebanan tidak menyebabkan kontak atau tabrakan antarbagian geometri stent. Kondisi tersebut perlu dihindari karena deformasi geometri yang berlebihan berpotensi meningkatkan risiko kerusakan pada dinding pembuluh darah. Tampilan geometri desain stent sebelum mengalami tabrakan ditunjukkan pada Gambar 5.



Gambar 5. Tampilan Geometri Desain Stent Sebelum Terjadi Tabrakan

Analisis selanjutnya dilakukan dengan membandingkan respons kedua kombinasi desain pada nilai momen pembebanan yang sama. Berdasarkan arah pembebanan dominan pada masing-masing desain, data pada sumbu x digunakan untuk kombinasi pertama, sedangkan data pada sumbu y digunakan untuk kombinasi kedua. Data tersebut kemudian digunakan untuk menentukan faktor dan level penelitian dalam penyusunan *design of experiments* (DOE). Faktor yang digunakan adalah momen pembebanan dan ketebalan stent. Momen pembebanan dipilih karena memengaruhi deformasi dan tegangan yang terjadi pada stent, sedangkan ketebalan dipilih karena berpengaruh terhadap kekakuan, fleksibilitas, dan distribusi tegangan. *Level* rendah dan *level* tinggi setiap faktor ditentukan berdasarkan hasil simulasi awal dan batas aman pembebanan, sebagaimana disajikan pada Tabel 3.

Tabel 3. Kode Faktor dan *Level* Parameter Desain untuk Stent *Crimped*

Factor	*Level*	Variabel Asli		Satuan
		Kombinasi Pertama	Kombinasi Kedua	
Momen	-	0,01	0,001	N.mm
	+	0,02	0,007	
Tebal	-	120	120	μm
	+	140	140	

Rancangan percobaan orde pertama disusun menggunakan desain faktorial penuh atau *full factorial design*. Karena penelitian menggunakan dua faktor dengan masing-masing dua *level*, diperoleh empat titik faktorial. Selain itu, ditambahkan lima pengulangan pada titik pusat atau *center point* untuk memperkirakan galat murni dan menguji keberadaan kelengkungan pada hubungan antara faktor dan variabel respons. Dengan demikian, rancangan percobaan orde pertama terdiri atas sembilan pelaksanaan simulasi untuk setiap kombinasi desain, yaitu empat titik faktorial dan lima pengulangan titik pusat.

Variabel respons yang digunakan dalam analisis adalah *curvature index* (CI) dan tegangan *von Mises*. Nilai *curvature index* tidak diperoleh secara langsung dari Abaqus Student. Data hasil simulasi berupa perpindahan sudut dikonversi menjadi *curvature index* menggunakan Persamaan 1. Selanjutnya, data *curvature index* dan tegangan *von Mises* dianalisis menggunakan Minitab 18 untuk menghasilkan model regresi orde pertama yang dinyatakan dalam Persamaan 3.

$$\hat{y} = \beta_0 + \beta_1 X_1 + \beta_2 X_2 \quad (3)$$

dengan $\hat{y}$ merupakan nilai respons yang diprediksi, β_0 merupakan konstanta model, β_1 dan β_2 merupakan koefisien regresi, X_1 merupakan momen pembebanan, serta X_2 merupakan ketebalan stent.

Model orde pertama yang diperoleh kemudian diuji menggunakan analisis varians atau *analysis of variance* (ANOVA). Pengujian difokuskan pada nilai P-*value* untuk kelengkungan atau *curvature* dengan tingkat signifikansi α sebesar 0,05. Model orde pertama dinyatakan memadai apabila nilai P-*value* kelengkungan lebih besar dari 0,05. Kondisi tersebut menunjukkan bahwa tidak terdapat kelengkungan yang signifikan sehingga hubungan antara faktor dan respons masih dapat dijelaskan menggunakan model linier. Hipotesis yang digunakan adalah sebagai berikut:

H0: Model memadai atau tidak terdapat kelengkungan yang signifikan.

H1: Model tidak memadai atau terdapat kelengkungan yang signifikan.

Apabila nilai P-*value* kelengkungan lebih kecil dari 0,05, analisis dilanjutkan menggunakan rancangan percobaan orde kedua dengan metode *central composite design* (CCD). Rancangan tersebut terdiri atas empat titik faktorial, empat titik aksial atau *axial points*,

dan lima pengulangan titik pusat sehingga jumlah keseluruhan percobaan menjadi 13 untuk setiap kombinasi desain. Penambahan titik aksial dilakukan untuk mengestimasi pengaruh kuadratik setiap faktor dan memodelkan hubungan nonlinier antara faktor dan variabel respons.

Rancangan orde kedua menghasilkan beberapa kombinasi parameter yang belum tersedia pada tahap simulasi awal, terutama pada titik aksial untuk faktor ketebalan. Oleh karena itu, dibuat desain stent tambahan menggunakan Autodesk Inventor Student 2025. Berdasarkan nilai aksial rancangan CCD, diperoleh dua variasi ketebalan tambahan, yaitu 115,8579 μm dan 144,1421 μm. Kedua variasi ketebalan tersebut diterapkan pada kombinasi pertama dan kombinasi kedua dalam konfigurasi *crimped*. Desain tambahan kemudian diekspor dalam format IGES dan disimulasikan menggunakan prosedur yang sama seperti pada simulasi sebelumnya.

Data hasil simulasi orde kedua berupa perpindahan sudut dan tegangan *von Mises*. Nilai perpindahan sudut dikonversi menjadi *curvature index*, kemudian data *curvature index* dan tegangan *von Mises* dianalisis menggunakan Minitab 18 untuk menghasilkan model orde kedua. Model tersebut dinyatakan dalam Persamaan 4.

$$\hat{y} = \beta_0 + \beta_1 X_1 + \beta_2 X_2 + \beta_3 X_1^2 + \beta_4 X_2^2 + \beta_1 X_1 X_2 \quad (4)$$

Pada persamaan tersebut, $\beta_1 X_1$ dan $\beta_2 X_2$ menunjukkan pengaruh linier, $\beta_3 X_1^2$ dan $\beta_4 X_2^2$ menunjukkan pengaruh kuadratik, sedangkan ($\beta_1 X_1 X_2$ menunjukkan pengaruh interaksi antara momen pembebanan dan ketebalan stent.

Signifikansi model orde kedua diuji menggunakan ANOVA pada analisis *response surface*. Pengujian dilakukan terhadap komponen linier, kuadratik, dan interaksi dengan tingkat signifikansi α sebesar 0,05. Suatu komponen dinyatakan berpengaruh signifikan apabila memiliki nilai P-*value* lebih kecil dari 0,05. Komponen yang signifikan dipertahankan dalam model, sedangkan komponen yang tidak signifikan dapat dipertimbangkan untuk dihilangkan dengan tetap memperhatikan prinsip hierarki model.

Kelayakan model dievaluasi menggunakan nilai koefisien determinasi (R^2), R^2 terkoreksi atau adjusted R^2, R^2 prediksi atau *predicted* R^2, serta pengujian *lack of fit*. Model dinyatakan memadai apabila model regresi signifikan, nilai *lack of fit* tidak signifikan, residual memenuhi asumsi analisis, dan nilai koefisien determinasi menunjukkan tingkat kesesuaian yang dapat diterima. Model yang telah memenuhi kriteria tersebut selanjutnya digunakan dalam proses optimasi untuk menentukan kombinasi momen pembebanan dan ketebalan stent yang menghasilkan nilai *curvature index* optimal dengan tegangan *von Mises* yang tetap berada dalam batas aman *material*.

Setelah persamaan regresi untuk setiap respons dibuat, tahap selanjutnya adalah menyusun model respons berdasarkan persamaan regresi dari tahap sebelumnya. Model regresi yang digunakan disesuaikan dengan hasil rancangan percobaan yang telah dinyatakan memadai melalui uji kecukupan model. Model respons yang dibuat sama dengan hasil yang diperoleh dari simulasi, yaitu curvature index dan tegangan *von mises*.

Tahap berikutnya adalah melakukan validasi data melalui uji statistik dengan membandingkan respons dari model regresi dan respons aktual dari hasil simulasi. Dalam penelitian ini, alat statistik yang digunakan untuk validasi data adalah uji-F dan uji-t, yang dilakukan menggunakan perangkat lunak Microsoft Excel. Pengujian pertama yang dilakukan adalah uji-F untuk mengevaluasi variansi antara dua sampel data. Setelah itu, dilakukan uji-t berdasarkan hasil dari uji-F.

Untuk uji-F, hipotesis yang digunakan adalah sebagai berikut:

H_0: $var_1 = var_2$, yaitu variansi kedua sampel sama.

H_1: $var_1 \neq var_2$, yaitu variansi kedua sampel berbeda.

Analisis dilakukan dengan membandingkan nilai F dengan nilai F-*Critical*. Jika F < F-*Critical*, maka H_0 tidak ditolak, yang menunjukkan bahwa variansi kedua sampel adalah sama. Hasil ini kemudian digunakan untuk menentukan jenis uji-t yang akan digunakan dalam proses

validasi. Jika hasil uji-F menunjukkan variansi yang sama, maka digunakan uji-t *Two Sample Assuming Equal Variances*. Namun, jika hasil uji-F menunjukkan variansi yang berbeda, maka digunakan uji-t *Two Sample Assuming Unequal Variances*.

Untuk uji-t, hipotesis yang digunakan adalah sebagai berikut:

H_0: $\mu_0 = \mu_1$, yaitu rata-rata kedua sampel sama.

H_1: $\mu_0 \neq \mu_1$, yaitu kedua sampel tidak identik.

Analisis dilakukan dengan memperhatikan nilai t-*Stat* dan t-*Critical*. Jika t-Stat < t-*Critical*, maka H_0 tidak ditolak, yang berarti kedua sampel identik. Dengan demikian, model dianggap valid.

Apabila hasil validasi data menunjukkan bahwa model valid, tahap selanjutnya adalah melakukan optimasi parameter pada model tersebut. Parameter yang dioptimalkan adalah ketebalan stent dan momen pembebanan yang diberikan pada stent, dengan tujuan memperoleh respons yang optimal. Respons yang diharapkan adalah nilai *curvature index* maksimum, dengan batasan tegangan *von mises* yang aman untuk setiap konfigurasi. Pengaturan respons ini dilakukan menggunakan fitur *response optimizer* pada perangkat lunak Minitab 18.

3. HASIL DAN PEMBAHASAN

Analisis Hasil Simulasi untuk Konfigurasi Stent

Hasil simulasi dikelompokkan berdasarkan kombinasi desain, ketebalan stent, dan konfigurasi. Analisis awal dilakukan pada konfigurasi stent, yang mencakup kombinasi pertama dan kedua untuk seluruh variasi ketebalan.

Analisis Hasil Simulasi untuk Kombinasi Pertama dan Kedua

Analisis dimulai dengan model orde pertama menggunakan *full factorial design* pada percobaan untuk memperoleh hasil respons yang diperlukan. Parameter respons yang diukur dalam penelitian ini meliputi *curvature index* (CI) dalam satuan rad/mm dan tegangan *von mises* (VM) dalam satuan MPa. *Curvature index* dihitung dengan membagi perubahan sudut terhadap panjang desain stent. Hasil simulasi untuk stent kombinasi pertama dalam konfigurasi stent dapat dilihat pada Tabel 4.

Tabel 4. Orde pertama untuk kombinasi pertama konfigurasi stent

Run Test	*Coded Variables*		*Uncoded Variables*		*Response*	
	Momen	**Tebal**	**Momen (N.mm)**	**Tebal (μm)**	**CI (rad/mm)**	**VM (MPa)**
1	-1	-1	0,01	120	$2{,}91\times10^{-3}$	19,66
2	1	-1	0,02	120	$5{,}63\times10^{-3}$	41,72
3	-1	1	0,01	140	$2{,}63\times10^{-3}$	25,59
4	1	1	0,02	140	$5{,}10\times10^{-3}$	48,90
5	0	0	0,015	130	$4{,}07\times10^{-3}$	28,22
6	0	0	0,015	130	$4{,}07\times10^{-3}$	28,22
7	0	0	0,015	130	$4{,}07\times10^{-3}$	28,22
8	0	0	0,015	130	$4{,}07\times10^{-3}$	28,22
9	0	0	0,015	130	$4{,}07\times10^{-3}$	28,22

Jika analisis model orde pertama menunjukkan adanya *curvature* yang signifikan atau data yang diperoleh tidak memadai, analisis dilanjutkan menggunakan model orde kedua untuk memperoleh pemahaman yang lebih mendalam. Setelah data yang diperlukan terkumpul, dilakukan validasi model regresi untuk memastikan kecukupan persamaan regresi bagi setiap respons yang diukur.

Prosedur yang sama diterapkan pada simulasi kombinasi kedua, dimulai dengan analisis model orde pertama dan dilanjutkan dengan model orde kedua jika diperlukan. Hasil simulasi untuk stent kombinasi kedua pada konfigurasi stent dapat dilihat pada Tabel 5.

Tabel 5. Hasil simulasi orde pertama untuk kombinasi kedua konfigurasi stent

Run Test	*Coded Variables*		*Uncoded Variables*		*Response*	
	Momen	**Tebal**	**Momen (N.mm)**	**Tebal (µm)**	**CI (rad/mm)**	**VM (MPa)**
1	-1	-1	0,001	120	$5{,}35x10^{-4}$	3,13
2	1	-1	0,007	120	$4{,}06x10^{-3}$	20,04
3	-1	1	0,001	140	$4{,}77x10^{-4}$	3,44
4	1	1	0,007	140	$3{,}61x10^{-3}$	22,10
5	0	0	0,004	130	$2.09x10^{-3}$	1,91
6	0	0	0,004	130	$2.09x10^{-3}$	1,91
7	0	0	0,004	130	$2.09x10^{-3}$	1,91
8	0	0	0,004	130	$2.09x10^{-3}$	1,91
9	0	0	0,004	130	$2.09x10^{-3}$	1,91

Pada kedua kombinasi, hasil percobaan menunjukkan variasi pada *curvature index* (CI) dan tegangan *von mises* (VM), yang dapat digunakan untuk menganalisis pengaruh variabel yang diuji terhadap kinerja desain stent.

Analisis ini menghasilkan model orde pertama, yang selanjutnya diuji signifikansinya menggunakan *analysis of variance* (ANOVA) untuk *curvature*. Dari hasil tersebut, model regresi yang merepresentasikan hubungan antara faktor dan respons dapat divisualisasikan dalam bentuk garis linier. Data nilai P (P-*value*) untuk masing-masing respons dapat dilihat pada Tabel 6.

Tabel 6. Data nilai p untuk respons orde pertama pada kombinasi pertama konfigurasi stent

Response	Nilai *P-value*
Curvature index (CI)	0,941
Von mises (VM)	0,019

Berdasarkan Tabel 6, jika nilai α yang digunakan adalah 0,05, respons tegangan *von mises* (VM) menunjukkan *curvature* yang signifikan dengan nilai P-*value* kurang dari 0,05, yang mengindikasikan bahwa analisis kombinasi pertama dilanjutkan ke model orde kedua.

Selanjutnya, untuk kombinasi kedua, analisis dilakukan secara serupa. Hasil percobaan orde pertama dianalisis menggunakan perangkat lunak Minitab 18 dengan metode faktorial. Nilai P-*value* untuk *curvature index* (CI) dan tegangan *von mises* (VM) dapat diliaht pada Tabel 7.

Tabel 7. Data nilai p untuk respons orde pertama pada kombinasi kedua konfigurasi stent

Response	Nilai *P-value*
Curvature index (CI)	0,251
Von mises (VM)	0,357

Berdasarkan nilai P-*value* pada Tabel 7, jika nilai α yang digunakan adalah 0,05, kedua respons tidak menunjukkan *curvature* yang signifikan, karena nilai P-*value* lebih besar dari 0,05. Oleh karena itu, analisis kombinasi kedua tidak dilanjutkan ke model orde kedua.

Analisis ini juga menunjukkan koefisien determinasi (R^2 dan R^2(adj)) untuk masing-masing respons, yang digunakan untuk mengukur seberapa baik model memprediksi hasil respons. Nilai R^2 dan R^2(adj) untuk kombinasi kedua dapat dilihat pada Tabel 8, yang menunjukkan nilai sangat tinggi 99,53% untuk *curvature index* (CI) dan 99,71% untuk tegangan *von mises* (VM).

Tabel 8. Koefisien determinasi untuk model orde pertama kombinasi kedua konfigurasi stent

Response	R^2	R^2(adj)
Curvature index (CI)	99,53%	99,37%
Von mises (VM)	99,71%	99,61%

Hal ini menunjukkan bahwa model regresi yang dibangun dapat merepresentasikan hasil respons dengan akurat.

Analisis Model Orde Kedua

Analisis model orde kedua dimulai dengan melakukan simulasi *design of experiment* yang diperoleh menggunakan metode *central composite design* (CCD). Simulasi dilakukan hanya pada data tambahan dari titik aksial, karena data lainnya sama dengan model orde pertama. Respons yang dibutuhkan juga sama seperti pada model orde pertama. Hasil simulasi *design of experiment* untuk stent kombinasi pertama pada konfigurasi stent yang dikrim dapat dilihat pada Tabel 9.

Tabel 9. Hasil simulasi orde kedua untuk kombinasi pertama konfigurasi stent

Run Test	*Coded Variables*		*Uncoded Variables*		*Response*	
	Momen	**Tebal**	**Momen (N.mm)**	**Tebal (µm)**	**CI (rad/mm)**	**VM (MPa)**
1	-1	-1	0,01	120	$2,91Ex10^{-3}$	19,66
2	1	-1	0,02	120	$5,63x10^{-3}$	41,72
3	-1	1	0,01	140	$2,63x10^{-3}$	25,59
4	1	1	0,02	140	$5,10x10^{-3}$	48,90
5	-1,41	0	0,007929	130	$2,19x10^{-3}$	15,23
6	1,41	0	0,022071	130	$5,85x10^{-3}$	41,87
7	0	-1,41	0,015	115,8579	$4,40x10^{-3}$	32,15
8	0	1,41	0,015	144,1421	$3,81x10^{-3}$	30,58
9	0	0	0,015	130	$4,07x10^{-3}$	28,22
10	0	0	0,015	130	$4,07x10^{-3}$	28,22
11	0	0	0,015	130	$4,07x10^{-3}$	28,22
12	0	0	0,015	130	$4,07x10^{-3}$	28,22
13	0	0	0,015	130	$4,07x10^{-3}$	28,22

Hasil simulasi percobaan model orde kedua kemudian dianalisis menggunakan perangkat lunak Minitab 18. Analisis orde kedua dilakukan dengan menggunakan metode *response surface full quadratic*. Analisis ini menghasilkan nilai P-*value* untuk setiap istilah, yang menunjukkan signifikansinya terhadap respons.

Hasil analisis juga menggambarkan seberapa baik model dapat merepresentasikan hasil respons. Hal ini dapat dilihat dari nilai koefisien determinasi (R^2) dan R^2(adj), yang disajikan dalam bentuk persentase. Semakin tinggi persentasenya, semakin baik model merepresentasikan hasil respons. Nilai R^2 dan R^2(adj) untuk masing-masing respons pada model orde kedua untuk kombinasi pertama stent yang dapat dilihat pada Tabel 10.

Tabel 10. Koefisien determinasi untuk model orde kedua kombinasi pertama konfigurasi stent

Response	R^2	R^2(adj)
Curvature index (CI)	100%	100%
Von mises (VM)	86,45%	85,22%

Tabel 10 menunjukkan persentase nilai koefisien determinasi yang tinggi untuk masing-masing respons pada model orde kedua kombinasi pertama stent yang dikrim. Hal ini juga mengindikasikan bahwa model tersebut mampu merepresentasikan hasil respons dengan baik.

Validasi Model Regresi untuk Respons *Curvature Index*

Proses validasi model regresi dilakukan untuk menguji konsistensi antara hasil respons aktual dan hasil respons yang diprediksi oleh model. Data respons aktual dan data respons model kemudian diuji variansnya menggunakan microsoft office excel. Uji statistik yang digunakan adalah F-*test two-sample for variances* untuk respons *curvature index* pada kombinasi pertama dan kedua.

Hasil F-*test two-sample for variances* yang dapat dilihat pada Tabel 11 dan Tabel 12 menunjukkan bahwa kedua kelompok data respons curvature index memiliki varians yang sama.

Tabel 11. F-*test* untuk dua sampel varians*: curvature index* untuk kombinasi pertama stent

	CI actual	**CI model**
Mean	0,00407	0,00407
Variance	$1,15x10^{-6}$	$1,15x10^{-6}$

Number of Observations	13	13
Degrees of Freedom (df)	12	12
F	1,0030	
P-value (one-tailed)	0,4980	
t-Critical (one-tailed)	2,6871	
Hipotesis H_0	$F<F_{crit}$	*Fail to Reject* H_0

Tabel 12. F-*test* untuk dua sampel varians: *curvature index* untuk kombinasi kedua stent

	CI actual	**CI model**
Mean	0,00213	0,00213
Variance	$1,4x10^{-6}$	$1,4x10^{-6}$
Number of Observations	9	9
Degrees of Freedom (df)	8	8
F	1,00474	
P-value (one-tailed)	0,49742	
t-Critical (one-tailed)	3,43810	
Hipotesis H_0	$F<F_{crit}$	*Fail to Reject* H_0

Nilai F lebih kecil daripada nilai F kritis, yang menunjukkan bahwa hipotesis nol (H_0), yang menyatakan bahwa varians kedua kelompok sama, tidak dapat ditolak. Dengan demikian, model regresi untuk kedua kombinasi dapat dilanjutkan ke tahap berikutnya.

Selanjutnya, dilakukan two-sample t-*test* dengan asumsi varians sama untuk memverifikasi apakah rata-rata dari kedua kelompok respons *curvature index* adalah sama. Hasil uji t, yang ditampilkan pada Tabel 13 dan Tabel 14, menunjukkan bahwa statistik t lebih kecil daripada nilai t kritis, sehingga hipotesis nol (H_0), yang menyatakan bahwa rata-rata kedua kelompok sama, tidak dapat ditolak.

Tabel 13. T-*test* untuk dua sampel dengan varians sama: *curvature index* untuk kombinasi pertama konfigurasi stent

	CI actual	**CI model**
Mean	0,0041	0,0041
Variance	$1,15x10^{-6}$	$1,15\ x10^{-6}$
Number of Observations	$1,15x10^{-6}$	
Hypothesized Difference in Means	0	
Degrees of Freedom (df)	24	
t-Statistic	$-1,8x10^{-5}$	
P-value (one-tailed)	0,5	
t-Critical (one-tailed)	1,711	
P-value (two-tailed)	1	
t-Critical (two-tailed)	2,064	
Hipotesis H_0	$t_{stat}<t_{crit}$	*Fail to Reject* H_0

Tabel 14. T-*test* untuk dua sampel dengan varians sama: *curvature index* untuk kombinasi kedua konfigurasi stent

	CI actual	**CI model**
Mean	0,0021	0,0021
Variance	$1,4x10^{-6}$	$1,4x10^{-6}$
Number of Observations	9	
Hypothesized Difference in Means	0	
Degrees of Freedom (df)	16	
t-Statistic	0	
P-value (one-tailed)	0,5	
t-Critical (one-tailed)	1,7459	
P-value (two-tailed)	1	
t-Critical (two-tailed)	2,1199	
Hipotesis H_0	$t_{stat}<t_{crit}$	*Fail to Reject* H_0

Berdasarkan hasil F-*test* dan t-*test*, dapat disimpulkan bahwa model orde kedua yang dibentuk untuk respons *curvature index* pada kombinasi pertama dan kedua adalah valid dan konsisten dengan data percobaan yang diperoleh.

Validasi Model Regresi untuk Respons Tegangan *Von Mises*

Proses validasi model regresi dilakukan untuk menguji konsistensi antara hasil respons aktual dan hasil respons yang diprediksi oleh model. Data respons aktual dan data respons model kemudian diuji variansnya menggunakan microsoft office excel. Uji statistik yang digunakan adalah F-*test two-sample for variances* dengan $\alpha = 0{,}05$. Hasil F-*test two-sample for variances* untuk respons tegangan *von mises* pada kombinasi pertama stent ditampilkan pada Tabel 15, dan untuk kombinasi kedua stent yang dapat dilihat pada Tabel 16.

Tabel 15. F-*test Two-sample for variances*: tegangan *von mises* kombinasi pertama konfigurasi stent

	CI actual	CI model
Mean	30,52295	30,52295
Variance	83,1195	71,640728
Number of Observations	13	13
Degrees of Freedom (df)	12	12
F	1,160227	
P-value (one-tailed)	0,400522	
t-Critical (one-tailed)	2,686637	
Hipotesis H_0	$F<F_{crit}$	Fail to Reject H_0

Tabel 16. F-*test Two-sample for variances*: tegangan *von mises* kombinasi kedua konfigurasi stent

	CI actual	CI model
Mean	12,03336	12,03336
Variance	39,85277	39,737098
Number of Observations	9	9
Degrees of Freedom (df)	8	8
F	1,002911	
P-value (one-tailed)	0,49841	
t-Critical (one-tailed)	3,438101	
Hipotesis H_0	$F<F_{crit}$	Fail to Reject H_0

Berdasarkan Tabel 15 dan Tabel 16, kedua kelompok data respons tegangan *von mises* pada kombinasi pertama dan kedua stent yang dikrim memiliki varians yang sama. Hal ini ditunjukkan oleh nilai F-*test* yang lebih kecil dari nilai F-kritis, sehingga hipotesis nol tidak dapat ditolak.

Berdasarkan hasil F-*test*, uji statistik berikutnya adalah t-*test*: dua sampel dengan asumsi varians sama, yang hasilnya dapat dilihat pada Tabel 17 dan Tabel 18.

Tabel 17. T-*test*: dua sampel dengan varians sama tegangan *von mises* kombinasi pertama konfigurasi stent

	CI actual	CI model
Mean	30,52295	30,52295
Variance	83,1195	71,640728
Number of Observations	77,38012	
Hypothesized Difference in Means	0	
Degrees of Freedom (df)	24	
t-Statistic	$1{,}03\text{x}10^{-15}$	
P-value (one-tailed)	0,5	
t-Critical (one-tailed)	1,710882	
P-value (two-tailed)	1	
t-Critical (two-tailed)	2,063899	
Hipotesis H_0	$t_{stat}<t_{crit}$	Fail to Reject H_0

Tabel 18. T-*test*: dua sampel dengan varians sama tegangan *von mises* kombinasi kedua konfigurasi stent

	CI actual	CI model
Mean	12,03336	12,03336
Variance	39,85277	39,737098
Number of Observations	9	
Hypothesized Difference in Means	39,79494	
Degrees of Freedom (df)	0	
t-Statistic	16	
P-value (one-tailed)	0	
t-Critical (one-tailed)	0,5	
P-value (two-tailed)	1,745884	
t-Critical (two-tailed)	1	
Hipotesis H_0	$t_{stat}<t_{crit}$	Fail to Reject H_0

Berdasarkan Tabel 17 dan Tabel 18, kedua kelompok data respons tegangan *von mises* pada kedua kombinasi stent menunjukkan kesamaan. Hal ini ditunjukkan oleh nilai t-*test* yang lebih kecil dari nilai t-kritis, sehingga hipotesis nol tidak dapat ditolak. Dengan kata lain, model orde kedua untuk respons tegangan *von mises* pada kombinasi pertama stent dan model orde pertama untuk kombinasi kedua stent dianggap valid.

Perbedaan Respons Mekanis Kedua Kombinasi

Kombinasi pertama menghasilkan *curvature index* optimum yang lebih tinggi, yaitu 0,0045 rad/mm, dibandingkan kombinasi kedua sebesar 0,0024 rad/mm. Namun, hasil tersebut tidak secara langsung membuktikan bahwa kombinasi pertama memiliki fleksibilitas intrinsik yang lebih tinggi karena kedua nilai diperoleh pada momen pembebanan yang berbeda. Kombinasi pertama menerima momen sebesar 0,0154 N·mm, sedangkan kombinasi kedua hanya menerima 0,0042 N·mm. Apabila curvature index dinormalisasi terhadap momen, kombinasi pertama menghasilkan rasio sekitar 0,292 rad/mm, sedangkan kombinasi kedua menghasilkan sekitar 0,571 rad/mm. Dengan demikian, kombinasi kedua menunjukkan perubahan kelengkungan yang lebih besar pada setiap satuan momen yang diberikan. Temuan ini mengindikasikan bahwa kombinasi kedua memiliki respons lentur yang lebih tinggi. Sementara itu, kombinasi pertama hanya dapat dinyatakan menghasilkan nilai kelengkungan absolut yang lebih besar pada kondisi optimumnya. Oleh karena itu, penentuan konfigurasi yang paling fleksibel tidak dapat didasarkan semata-mata pada nilai kelengkungan maksimum, tetapi harus dilakukan melalui perbandingan pada tingkat momen yang sama atau berdasarkan kemiringan kurva hubungan antara momen dan *curvature index*. Semakin besar kemiringan kurva tersebut, semakin tinggi perubahan kelengkungan yang dihasilkan terhadap peningkatan momen, sehingga desain dapat dikategorikan lebih fleksibel.

Apabila kombinasi pertama memiliki proporsi struktur *open cell* yang lebih besar, peningkatan kelengkungan dapat dikaitkan dengan berkurangnya jumlah penghubung antarring serta meningkatnya ruang deformasi bagi elemen-elemen stent. Konfigurasi *open cell* memberikan derajat kebebasan yang lebih tinggi pada bagian *crown*, *link*, dan *strut* untuk mengalami rotasi, pembukaan, maupun penutupan selama pembebanan lentur. Mekanisme ini menurunkan kekakuan lentur global stent sehingga meningkatkan kemampuannya dalam beradaptasi terhadap geometri pembuluh darah yang melengkung. Namun, peningkatan fleksibilitas tersebut dapat disertai dengan distribusi beban yang kurang merata. Struktur yang lebih terbuka cenderung membentuk jalur transfer beban yang lebih terlokalisasi sehingga konsentrasi tegangan dapat terjadi pada bagian *crown*, lengkungan berbentuk U, sambungan antara sel, serta daerah transisi antara struktur *open cell* dan *closed cell*. Dengan demikian, peningkatan fleksibilitas tidak selalu berbanding lurus dengan penurunan tegangan von Mises.

Temuan ini sejalan dengan penelitian sebelumnya yang menunjukkan bahwa konfigurasi *open cell* cenderung memiliki fleksibilitas lentur lebih tinggi dibandingkan konfigurasi *closed cell*. Selain itu, fleksibilitas stent *biodegradable* sangat dipengaruhi oleh geometri *strut* dan konfigurasi *link* yang menghubungkan stent [24]. Pada stent berbahan PLLA, deformasi lokal selama proses *crimped* dan ekspansi menyebabkan tegangan maksimum terkonsentrasi pada sisi dalam dan luar bagian U-bend. Oleh karena itu, optimasi desain stent perlu mempertimbangkan keseimbangan antara fleksibilitas global dan homogenitas distribusi tegangan lokal untuk meminimalkan risiko kerusakan struktural [23], [25].

Optimasi Parameter Desain untuk Konfigurasi Stent

Optimasi dilakukan untuk kedua kombinasi pada konfigurasi stent. Kedua kombinasi desain terlebih dahulu membuat *contour plot* dan *surface plot* berdasarkan analisis orde terakhir terkait hubungan antara faktor dan respons. Visualisasi ini dibuat dengan bantuan perangkat lunak Minitab 18.

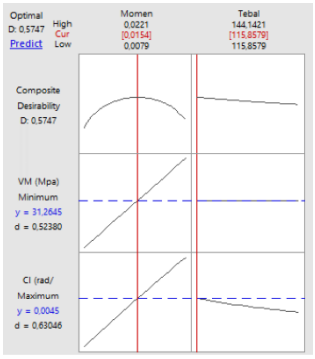
Untuk kombinasi desain stent, analisis dilakukan hingga orde kedua, sehingga visualisasi dibuat berdasarkan analisis orde kedua. Sementara itu, respons yang dipengaruhi secara signifikan oleh lebih dari satu faktor hanya *curvature index*. Visualisasi hubungan *factor* respons untuk *curvature index* pada kombinasi stent yang pertama dapat dilihat pada Gambar 6.



(a) (b)

Gambar 6. Visualisasi hubungan faktor respons untuk *curvature index* kombinasi pertama konfigurasi stent: (a) *surface plot* (b) *contour plot*

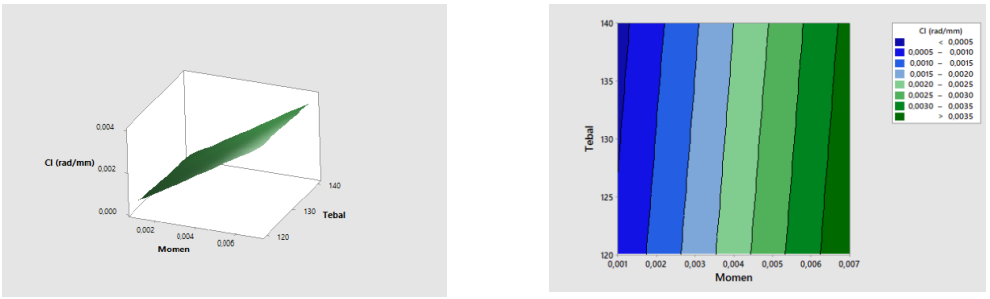
Setelah memperoleh visualisasi hubungan *factor* respons, optimasi terhadap kedua faktor dilakukan untuk memperoleh respons optimal yang diinginkan, yaitu *curvature index* maksimum dan tegangan *von mises* yang berada dalam batas aman. Optimasi ini dilakukan menggunakan fitur *response optimizer* pada perangkat lunak Minitab 18. Hasil optimasi disajikan dalam bentuk *optimization plot*. Hasil optimasi untuk kombinasi pertama stent dapat dilihat pada Gambar 7.



Gambar 7. *Optimization plot* untuk kombinasi pertama konfigurasi stent.

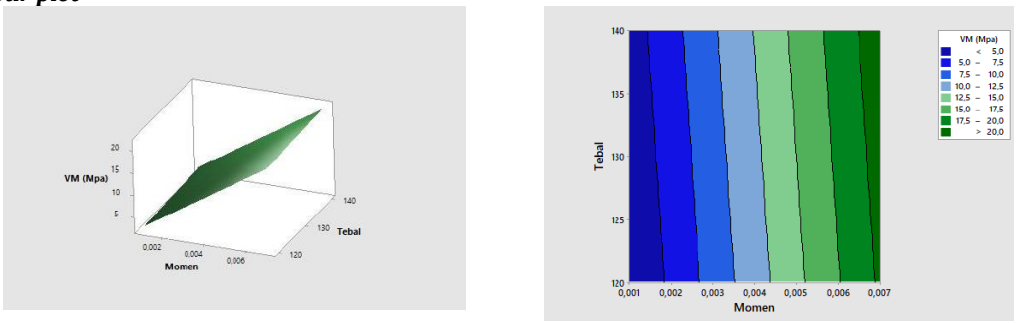
Berdasarkan Gambar 7, kombinasi faktor untuk mencapai respons optimal adalah momen sebesar 0,0154 N.mm dan ketebalan stent sebesar 115,8579 µm. Dari kombinasi faktor tersebut, respons optimal yang diprediksi adalah *curvature index* sebesar 0,0045 rad/mm dan tegangan *von mises* sebesar 31,2645 MPa.

Untuk kombinasi desain kedua pada konfigurasi stent, analisis dilakukan hingga model orde pertama, sehingga visualisasi dibuat berdasarkan hasil analisis orde pertama. Sementara itu, kedua respons dipengaruhi secara signifikan oleh lebih dari satu faktor. Visualisasi hubungan *factor* respons untuk *curvature index* pada kombinasi kedua stent dapat dilihat pada Gambar 8, sedangkan visualisasi untuk respons tegangan *von mises* dapat dilihat pada Gambar 9.



(a) (b)

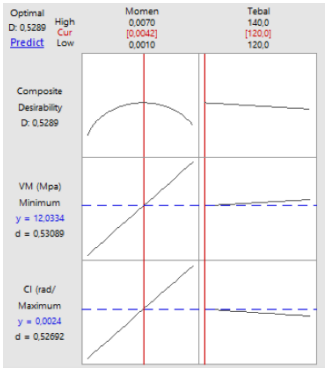
Gambar 8. Visualisasi respons *curvature index* untuk kombinasi kedua konfigurasi stent: (a) *surface plot* (b) *contour plot*



(a) (b)

Gambar 9. Visualisasi respons tegangan *von mises* untuk kombinasi kedua konfigurasi stent: (a) *surface plot* (b) *contour plot*

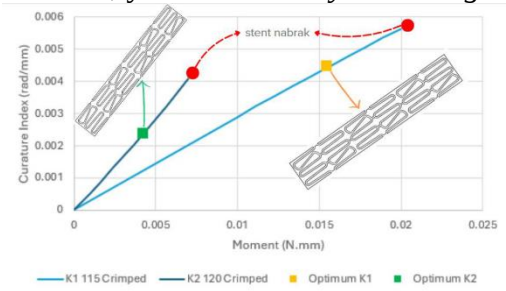
Setelah memperoleh visualisasi hubungan *factor* respons, optimasi terhadap kedua faktor dilakukan untuk memperoleh respons optimal yang diinginkan, yaitu *curvature index* maksimum dan tegangan *von mises* berada dalam batas aman. Optimasi ini dilakukan menggunakan fitur *response optimizer* pada perangkat lunak Minitab 18. Hasil optimasi disajikan dalam bentuk *optimization plot*. Hasil optimasi untuk kombinasi stent kedua dapat dilihat pada Gambar 10.



Gambar 10. *Optimization plot* untuk kombinasi Kedua konfigurasi stent.

Berdasarkan Gambar 10, kombinasi faktor untuk mencapai respons optimal adalah momen sebesar 0,0042 N.mm dan ketebalan stent sebesar 120 µm. Dari kombinasi faktor ini, respons optimal yang diprediksi adalah curvature index sebesar 0,0024 rad/mm dan tegangan von mises sebesar 12,0334 MPa.

Berdasarkan respons optimal yang diprediksi untuk kedua kombinasi desain, kombinasi pertama menunjukkan fleksibilitas yang lebih baik pada konfigurasi stent. Hal ini diamati dari nilai *curvature index* kombinasi pertama yang lebih tinggi dibandingkan kombinasi kedua, seperti terlihat pada Gambar 11. Tegangan *von mises* tidak menjadi pertimbangan karena kedua kombinasi menunjukkan nilai aman, yakni di bawah *yield strength*.



Gambar 11. Perbandingan Hasil Optimasi pada Konfigurasi Stent

Hasil Optimasi Konfigurasi Stent

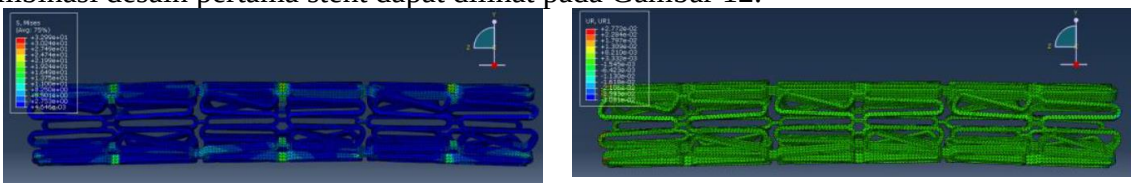
Hasil optimasi menunjukkan bahwa kombinasi pertama menghasilkan *curvature index* sebesar 0,0045 rad/mm dengan tegangan *von Mises* maksimum sebesar 31,2645 MPa pada momen lentur 0,0154 N·mm dan ketebalan stent 115,8579 μm. Sementara itu, kombinasi kedua menghasilkan *curvature index* sebesar 0,0024 rad/mm dengan tegangan *von Mises* maksimum sebesar 12,0334 MPa pada momen lentur 0,0042 N·mm dan ketebalan 120 μm. Pada kondisi optimum masing-masing, kombinasi pertama menghasilkan nilai *curvature index* sekitar 87,5% lebih tinggi dibandingkan kombinasi kedua. Namun, perbandingan tersebut perlu diinterpretasikan dengan mempertimbangkan perbedaan momen lentur dan ketebalan yang digunakan pada kedua kombinasi. Meskipun kombinasi pertama menghasilkan tegangan *von Mises* yang lebih tinggi, nilai tegangan maksimum pada kedua kombinasi masih berada di bawah batas luluh material sehingga secara teoritis belum menyebabkan deformasi plastis.

Apabila kombinasi pertama memiliki konfigurasi *open cell*, jumlah penghubung antara stent yang lebih sedikit, atau panjang strut bebas yang lebih besar, struktur tersebut akan menyediakan derajat kebebasan deformasi yang lebih tinggi. Selama pembebanan lentur, bagian *link*, dan *strut* dapat mengalami rotasi, *open cell, closed cell*, serta perubahan sudut relatif antara stent. Mekanisme ini memungkinkan deformasi lentur berlangsung melalui perubahan geometri desain tanpa menimbulkan regangan aksial yang besar pada seluruh elemen stent. Selain itu, ketebalan kombinasi pertama yang sedikit lebih rendah turut mengurangi kekakuan lentur penampang strut, sehingga kelengkungan yang lebih besar dapat terbentuk pada saat pembebanan. Meskipun demikian, kombinasi pertama tidak dapat langsung dinyatakan memiliki fleksibilitas intrinsik yang lebih tinggi karena nilai optimum kedua konfigurasi diperoleh pada tingkat momen yang berbeda. Kombinasi pertama menerima momen lentur sekitar 3,67 kali lebih besar daripada kombinasi kedua. Berdasarkan pendekatan sederhana berupa bending momen, yaitu rasio antara *curvature index* dan momen, kombinasi pertama memiliki nilai 0,292 rad/(N·mm²), sedangkan kombinasi kedua mencapai 0,571 rad/(N·mm²). Dengan demikian, pada titik optimum masing-masing, kombinasi kedua menunjukkan momen sekitar 1,96 kali lebih tinggi. Oleh karena itu, interpretasi yang lebih tepat adalah bahwa kombinasi pertama mampu mencapai *curvature index* optimum yang lebih tinggi dengan tegangan yang tetap berada di bawah batas luluh *material*, bukan secara langsung memiliki kekakuan lentur paling rendah.

Perbandingan nilai respons prediksi dan nilai respons aktual untuk konfigurasi stent

Data kombinasi faktor yang diperoleh dari *response optimizer* untuk masing-masing kombinasi desain disimulasikan kembali menggunakan perangkat lunak Abaqus Student. Jika kombinasi faktor membutuhkan desain baru, ketebalan stent dirancang ulang menggunakan perangkat lunak Autodesk Inventor Student 2025. Simulasi desain dilakukan sesuai dengan

kombinasi faktor yang diperoleh. Hasil simulasi untuk kombinasi faktor optimal pada kombinasi desain pertama stent dapat dilihat pada Gambar 12.



(a) (b)

Gambar 12. Hasil simulasi untuk kombinasi faktor optimal pada kombinasi pertama konfigurasi stent: (a) tegangan *von mises* (b) UR2

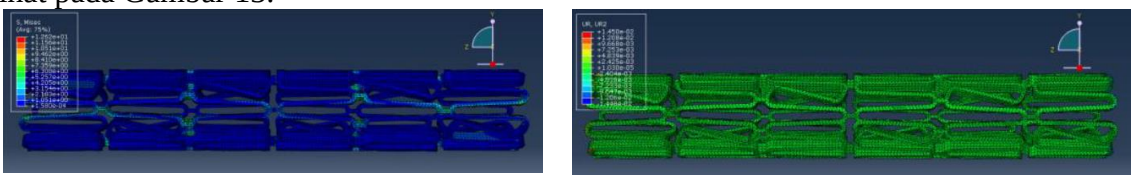
Perbandingan antara nilai respons aktual dari simulasi dengan nilai respons yang diprediksi dapat dilihat pada Tabel 19.

Tabel 19. Perbandingan nilai respons aktual dan nilai prediksi untuk kombinasi pertama konfigurasi stent

Respons	Nilai Prediksi	Nilai Aktual	Perbedaan	Persentase Kesalahan
Von mises	31,2645	32,9852	1,7207	5%
Curvature index	0,0045	0,0045	0	0%

Berdasarkan Tabel 19, perbedaan nilai dan persentase kesalahan menunjukkan tidak adanya perbedaan yang signifikan antara nilai model prediksi dan nilai percobaan aktual. Dengan demikian, kombinasi faktor yang terbentuk dapat digunakan sebagai acuan untuk memperoleh kombinasi respons optimal.

Hasil simulasi untuk kombinasi faktor optimal pada kombinasi desain kedua stent dapat dilihat pada Gambar 13.



(a) (b)

Gambar 13. Hasil simulasi untuk kombinasi faktor optimal pada kombinasi kedua konfigurasi stent: (a) tegangan *von mises* (b) UR2

Perbandingan antara nilai respons aktual dari simulasi dengan nilai respons yang diprediksi dapat dilihat pada Tabel 20.

Tabel 20. Perbandingan nilai respons aktual dan nilai prediksi untuk kombinasi kedua konfigurasi stent

Respons	Nilai Prediksi	Nilai Aktual	Perbedaan	Persentase Kesalahan
Von mises	12,0334	12,6155	0,5821	5%
Curvature index	0,0024	0,002353	$4{,}6\text{x}10^{-5}$	2%

Berdasarkan Tabel 20, perbedaan nilai dan persentase kesalahan menunjukkan tidak adanya perbedaan yang signifikan antara nilai model prediksi dan nilai percobaan aktual. Dengan demikian, kombinasi faktor yang terbentuk dapat digunakan sebagai acuan untuk memperoleh kombinasi respons optimal.

Berdasarkan nilai respons aktual yang diperoleh untuk seluruh kombinasi desain pada konfigurasi stent, kombinasi desain dengan nilai *curvature index* lebih tinggi tetap berada pada kombinasi pertama. Oleh karena itu, stent kombinasi pertama menunjukkan fleksibilitas yang lebih baik dibandingkan kombinasi kedua pada konfigurasi stent, baik berdasarkan nilai prediksi maupun nilai aktual.

Temuan penelitian juga konsisten dengan Schiavone et al. [26], yang menunjukkan bahwa keuntungan deformabilitas pada struktur *open cell* dapat disertai konsekuensi berupa recoil dan konsentrasi tegangan yang lebih tinggi. Pada penelitian ini, kombinasi pertama tidak hanya memberikan *curvature* lebih tinggi, tetapi juga menghasilkan tegangan *von Mises* aktual 32,9852 MPa, sedangkan kombinasi kedua hanya 12,6155 MPa.

Dibandingkan penelitian Sukiman B. [22], Wang et al. [27], serta Subedi dan Joshi [28], penelitian ini berada dalam kelompok kajian optimasi berbasis *surrogate* model yang

menggabungkan FEM dengan RSM. Kesamaan utamanya terletak pada penggunaan hasil simulasi untuk membangun model regresi dan menentukan kombinasi parameter optimum. Perbedaannya terletak pada objek dan tujuan optimasi. Penelitian terdahulu lebih banyak mengoptimalkan bentuk *link*, *material*, ketahanan kompresi, *recoil*, *foreshortening*, atau *dogboning*. Penelitian ini secara khusus mengoptimalkan fleksibilitas dua kombinasi *open cell* dan *closed cell* melalui respons *curvature index* dengan tegangan *von Mises* sebagai kendala keamanan.

Penelitian ini memberikan beberapa kontribusi penting dalam pengembangan desain stent. Dari sisi objek desain, penelitian tidak hanya membandingkan konfigurasi *open cell* dan *closed cell* sebagai dua desain yang berdiri sendiri, tetapi mengevaluasi dua kombinasi geometri yang mengintegrasikan karakteristik keduanya. Pendekatan ini relevan karena desain stent modern memerlukan keseimbangan antara fleksibilitas, kemampuan *scaffolding*, dan kekuatan radial. Dari aspek metodologi, penelitian mengintegrasikan pemodelan elemen hingga, *response surface methodology* (RSM), optimasi *multirespons*, dan simulasi konfirmasi dalam satu kerangka analisis. Dalam proses optimasi, *curvature index* dimaksimalkan, sedangkan tegangan *von Mises* dipertahankan dalam batas keamanan *material*. Integrasi tersebut menghasilkan proses pengambilan keputusan desain yang lebih sistematis dibandingkan evaluasi yang hanya mempertimbangkan satu respons pada satu kondisi pembebanan.

Penelitian menghasilkan kombinasi parameter optimum yang spesifik untuk masing-masing konfigurasi dengan galat prediksi sebesar 0–5%. Hasil ini menunjukkan bahwa model RSM memiliki tingkat akurasi yang memadai untuk memprediksi respons dalam rentang faktor yang diteliti dan berpotensi digunakan sebagai alat penyaringan desain sebelum tahap pembuatan prototipe. Dari perspektif biomekanik, penelitian juga mengidentifikasi adanya *trade-off* antara *curvature index* dan tegangan *von Mises*.

4. KESIMPULAN

Berdasarkan hasil dan pembahasan yang telah disajikan pada penelitian sebelumnya, optimasi kombinasi desain *open cell* dan *closed cell* menggunakan *material* PLLA untuk memperoleh fleksibilitas terbaik dan tegangan *von mises* yang aman menghasilkan beberapa kesimpulan. Setiap kombinasi desain stent memiliki faktor tertentu untuk mencapai respons yang optimal. Pada konfigurasi *crimped*, kombinasi pertama menunjukkan faktor optimal pada momen sebesar 0,0154 N.mm dengan ketebalan stent 115,8579 μm. Kondisi ini menghasilkan *curvature index* sebesar 0,0045 rad/mm dan tegangan *von mises* sebesar 31,2645 MPa. Sementara itu, kombinasi kedua memiliki faktor optimal pada momen sebesar 0,0042 N.mm dengan ketebalan stent 120 μm. Kondisi ini menghasilkan *curvature index* sebesar 0,0024 rad/mm dan tegangan *von mises* sebesar 12,0334 MPa. Berdasarkan perbandingan kedua kombinasi desain pada konfigurasi *crimped* berdasarkan hasil optimasi, dapat disimpulkan bahwa kombinasi desain pertama memberikan fleksibilitas yang lebih tinggi dibandingkan kombinasi desain kedua. Secara praktis, hasil penelitian ini dapat menjadi dasar dalam pengembangan stent berbahan PLLA yang lebih fleksibel, aman, dan mampu menyesuaikan diri dengan geometri pembuluh darah, sekaligus menjadi referensi awal dalam proses fabrikasi prototipe, terutama dalam menentukan ketebalan strut dan karakteristik geometri sel yang sesuai. Penelitian selanjutnya perlu melakukan validasi eksperimental menggunakan prototipe stent untuk memastikan kesesuaian antara hasil simulasi numerik dan respons mekanis aktual melalui pengujian *crimping*, ekspansi, *radial recoil*, kekuatan radial, fleksibilitas, dan fatigue guna mengevaluasi ketahanan stent terhadap pembebanan siklik akibat denyut jantung dan pergerakan pembuluh darah.

UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis menyampaikan terima kasih dan apresiasi yang sebesar-besarnya atas dukungan pendanaan yang diberikan oleh Kementerian Kebudayaan dan Pendidikan, Teknologi, melalui dana PKUPT Universitas Khairun Ternate Tahun 2025.

REFERENSI

[1] G. Singh, S. Kumar, K. Walsh, C. J. McMahon, W. Ronan, and E. D. O'Cearbhaill, "Additive Manufacturing via Rotational-Axis Fused Filament Fabrication of Poly L-Lactic Acid–Based Bioabsorbable Stent: Morphology, Mechanical, Degradation and Biocompatibility Properties," *ACS Biomater. Sci. Eng.*, vol. 11, no. 11, pp. 6876–6892, Nov. 2025, doi: 10.1021/acsbiomaterials.5c01284.

[2] J. Zong, Q. He, Y. Liu, M. Qiu, J. Wu, and B. Hu, "Materials Today Bio Advances in the development of biodegradable coronary stents : A translational perspective," vol. 16, no. June, 2022, doi: 10.1016/j.mtbio.2022.100368.

[3] E. Capuana, F. Lopresti, M. Ceraulo, and V. La Carrubba, "Medicine : A Review on Processing and Applications," pp. 1–29, 2022.

[4] World Health Organization (WHO), "Cardiovascular diseases (CVDs)," *World Health Organization (WHO)*, 2025. https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-%28cvds%29

[5] the A. I. David A. Power, MD, Anton Camaj, MD, Dean J. Kereiakes, MD, Stephen G. Ellis, MD, Runlin Gao, MD, Takeshi Kimura, MD, Ziad A. Ali, MD, DPHIL, Kelly A. Stockelman, PHD, Ovidiu Dressler, MD, DPHIL, Yoshinobu Onuma, MD, PHD, Patric, "Early and Late Outcomes With the Absorb Bioresorbable Vascular Scaffold," *JACC Journals*, vol. 18, no. 1, pp. 1–11, 2025, doi: 10.1016/j.jcin.2024.08.050.

[6] Aji Muhawarman, "Sulawesi Tenggara Jadi Provinsi ke 24 yang Dapat Lakukan Bedah Jantung Terbuka," *Kementerian Kesehatan Republik Indonesia*, 2024. https://kemkes.go.id/id/sulawesi-tenggara-jadi-provinsi-ke-24-yang-dapat-lakukan-bedah-jantung-terbuka

[7] S. K. Amnieh, M. Mashayekhi, E. Shahnooshi, M. Tavafoghi, and P. Mosaddegh, "Biodegradable performance of PLA stents affected by geometrical parameters : The risk of fracture and fragment separation," *J. Biomech.*, vol. 122, p. 110489, 2021, doi: 10.1016/j.jbiomech.2021.110489.

[8] B. Ne, S. Glode, and J. Kramberger, "Finite element analysis of the mechanical performance of a two-layer polymer composite stent structure," vol. 137, no. December 2021, 2022, doi: 10.1016/j.engfailanal.2022.106267.

[9] J. Jiang *et al.*, "Firesorb bioresorbable scaffold for de novo coronary artery disease : 1 - year clinical outcomes," *BMC Med.*, vol. 23, no. 419, pp. 1–10, 2025, doi: 10.1186/s12916-025-04254-0.

[10] H. Burcin and D. Erdem, "International Journal of Solids and Structures An investigation of PLLA hybrid stent design to overcome thick strut problems," *Int. J. Solids Struct.*, vol. 303, no. January, p. 113025, 2024, doi: 10.1016/j.ijsolstr.2024.113025.

[11] C. Bekal, S. Shenoy, and R. Shetty, "Numerical Investigation of Flexibility: Open-Cell Versus Closed-Cell Stent Designs," *Int. Rev. Mech. Eng.*, vol. 14, p. 224, Apr. 2020, doi: 10.15866/ireme.v14i4.18496.

[12] C. Pan, Y. Han, and J. Lu, "Structural design of vascular stents: a review," *Micromachines*, vol. 12, no. 7, p. 770, 2021, doi: 10.3390/mi12070770.

[13] R. W. B. Id, N. J. Dunne, A. B. Lennon, and G. H. Menary, "Multi-objective optimisation of material properties and strut geometry for poly (L-lactic acid) coronary stents using response surface methodology," *PLoS One*, pp. 1–21, 2019, doi: 10.1371/journal.pone.0218768.

[14] A. Kapoor, N. Jepson, N. W. Bressloff, P. H. Loh, T. Ray, and S. Beier, "Materials & Design The road to the ideal stent : A review of stent design optimisation methods , findings , and opportunities," *Mater. Des.*, vol. 237, no. December 2023, p. 112556, 2024, doi: 10.1016/j.matdes.2023.112556.

[15] M. Hussain, S. Maqsood, M. Shafiq, and N. Abbas, "A review on PLA-based biodegradable materials for biomedical applications," 2024, doi: 10.1016/j.giant.2024.100261.

[16] Y. Wu, X. Gao, J. Wu, T. Zhou, T. T. Nguyen, and Y. Wang, "Biodegradable Polylactic Acid and Its Composites : Characteristics , Processing , and Sustainable Applications in Sports," 2023.

[17] S. Castañeda-rodríguez, M. González-torres, and R. M. Ribas-aparicio, "Recent advances in modified poly (lactic acid) as tissue engineering materials," vol. 8, pp. 1–20, 2023.

[18] Y. Sun, L. Cai, Y. Chen, and S. Wang, "Optimization of a high through-flow design turbine using response surface method," *Phys. Fluids*, 2024, doi: 10.1063/5.0202374.

[19] 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.

[20] 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.

[21] 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.

[22] S. B, "Optimasi Desain Stent Pla Menggunakan Metode Response Surface (Rsm) Untuk Memperolah Fleksibilitas Terbaik," *J. Teknosains*, vol. 8, no. 1, p. 48, 2019, doi: 10.22146/teknosains.35387.

[23] 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.

[24] C. Chen, Y. Xiong, Z. Li, and Y. Chen, "Flexibility of Biodegradable Polymer Stents with," *Mater. Artic.*, vol. 13, pp. 1–12, 2020, doi: 10.3390/ma13153332.

[25] T. Y. Q. M. S. L. G. Zhao, "A computational study of crimping and expansion of bioresorbable polymeric stents," *Mech Time-Depend Mater*, pp. 273–290, 2018, doi: 10.1007/s11043-017-9371-y.

[26] A. Schiavone and L. G. Zhao, "Effects of material , coating , design and plaque composition on stent deployment inside a stenotic artery — Finite element simulation," *Mater. Sci. Eng. C*, vol. 42, pp. 479–488, 2014, doi: 10.1016/j.msec.2014.05.057.

[27] L. Wang, W. Wang, Y. Jiang, and Y. Yuan, "Optimizing the compression resistance of low-nickel stainless steel coronary stents using finite element and response surface methodology," *J. Biomech.*, vol. 172, no. July, p. 112227, 2024, doi: 10.1016/j.jbiomech.2024.112227.

[28] S. Subedi and P. Joshi, "Optimization of Coronary Stent Design Using Response Surface Modeling," *Biomed. Mater. Devices*, vol. 3, no. 2, pp. 1167–1176, 2025, doi: 10.1007/s44174-024-00216-x.