

ANALISIS BIOMEKANIKA MATA MENGGUNAKAN METODE ELEMEN HINGGA PENGARUH VARIASI INDEKS MASSA TUBUH DAN KEKAKUAN LENSA TERHADAP TEKANAN INTRAOKULAR

Timothy Satriya Budiono¹, J Jamari^{2,3}, Tri Indah Winarni³, *M. Danny Pratama Lamura^{1,3}

¹Mahasiswa Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Diponegoro

²Dosen Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Diponegoro

³Undip Biomechanics Engineering & Research Center, Universitas Diponegoro (UBM-ERC)

Jl. Prof. Sudharto, SH., Tembalang-Semarang 50275, Telp. +62247460059

*E-mail: mdp.lamura.ft@upnjatim.ac.id

Abstrak

Tekanan intraokular (IOP) merupakan salah satu parameter penting dalam menjaga kestabilan bentuk dan fungsi mata. Peningkatan IOP diketahui sebagai faktor risiko utama terjadinya glaukoma, yaitu kondisi degeneratif pada saraf optik yang dapat menyebabkan kebutaan permanen. Seiring bertambahnya usia dan berkembangnya kondisi sistemik seperti hipertensi, diabetes, dan obesitas, tekanan intraokular dapat mengalami perubahan yang signifikan. Salah satu faktor yang diduga memengaruhi IOP adalah indeks massa tubuh (BMI), serta kekakuan lensa mata yang mengalami peningkatan seiring proses penuaan. Untuk memahami hubungan antara faktor-faktor tersebut dan tekanan di dalam bola mata, diperlukan pendekatan analisis yang mampu menggambarkan fenomena mekanis secara akurat. Metode elemen hingga (FEM) digunakan dalam penelitian ini sebagai alat numerik untuk memodelkan struktur dan respon biomekanika mata terhadap berbagai kondisi. Penelitian ini bertujuan untuk menganalisis pengaruh variasi BMI dan kekakuan lensa terhadap tekanan intraokular dengan mempertimbangkan interaksi gaya, tekanan cairan mata, serta distribusi tekanan kontak pada permukaan mata. Hasil dari kajian ini diharapkan dapat memberikan kontribusi pada pengembangan pemodelan biomekanik mata yang lebih representatif dan menjadi dasar bagi pendekatan medis atau klinis dalam pencegahan dan diagnosis gangguan tekanan mata.

Kata kunci: biomekanika mata; indeks massa tubuh; kekakuan lensa; metode elemen hingga; tekanan intraokular

Abstract

Intraocular pressure (IOP) is a critical parameter for maintaining the structural stability and function of the eye. Elevated IOP is recognized as a major risk factor for glaucoma, a degenerative condition of the optic nerve that can lead to irreversible blindness. Various systemic and physiological conditions such as hypertension, diabetes, and obesity can influence changes in IOP. Among the suspected contributing factors are body mass index (BMI) and the stiffness of the eye lens, which tends to increase with aging. To better understand the relationship between these factors and internal ocular pressure, a mechanical analysis approach is required that can accurately capture structural responses. This study employs the Finite Element Method (FEM) to simulate the biomechanical behavior of the eye under different conditions. The objective is to analyze the influence of BMI variations and lens stiffness on intraocular pressure, focusing on force interaction, fluid pressure, and contact pressure distribution on the eye surface. The findings are expected to support the development of more representative biomechanical models of the eye and contribute to medical and clinical strategies in preventing and diagnosing pressure-related ocular disorders.

Keywords: body mass index; eye biomechanics; finite element method; intraocular pressure; lens stiffness

1. Pendahuluan

Mata merupakan organ yang rentan terhadap berbagai penyakit, salah satunya adalah peningkatan tekanan pada bola mata atau *intraocular pressure* (IOP), yang dapat menyebabkan kerusakan mekanis akibat kompresi pada jaringan mata. Rentang normal IOP pada manusia berkisar antara 10–20 mmHg dan tidak banyak perubahan sepanjang hidup tanpa perbedaan signifikan antara jenis kelamin [1], [2], [3], [4]. Peningkatan tekanan bola mata merupakan salah satu faktor risiko utama terjadinya glukoma, yaitu kondisi degeneratif yang bersifat *irreversibel* dan dapat menyebabkan kehilangan penglihatan permanen. Glukoma telah diidentifikasi sebagai salah satu penyebab kebutaan kedua terbanyak di dunia (Ahmed et al. 2023).

Beberapa penyakit sistemik yang merupakan faktor risiko utama glukoma seperti stroke [5], gangguan tiroid [6], inflamasi [6], autoimun [7], infeksi [8], serta kardiovaskular [9], dan lain-lain. Selain itu, kondisi umum seperti hipertensi dan diabetes juga memiliki korelasi tinggi dengan peningkatan risiko glaukoma [10]. Beberapa penelitian menunjukkan bahwa indeks massa tubuh atau *body mass indeks* (BMI) berkaitan dengan tekanan intraokular [11], [12].

Kondisi mata juga dapat berubah seiring bertambahnya umur, yang dapat mempengaruhi penglihatan. Perubahan fisiologis seperti menurunnya elastisitas lensa mata, peningkatan *intraocular pressure* (IOP), dan penurunan ketajaman penglihatan dapat meningkatkan resiko kebutaan atau disabilitas mata [13]. Kondisi kesehatan dan penyakit yang dijelaskan sebelumnya juga mengganggu atau mempengaruhi kondisi proses penuaan dan dapat mengakibatkan kebutaan [14].

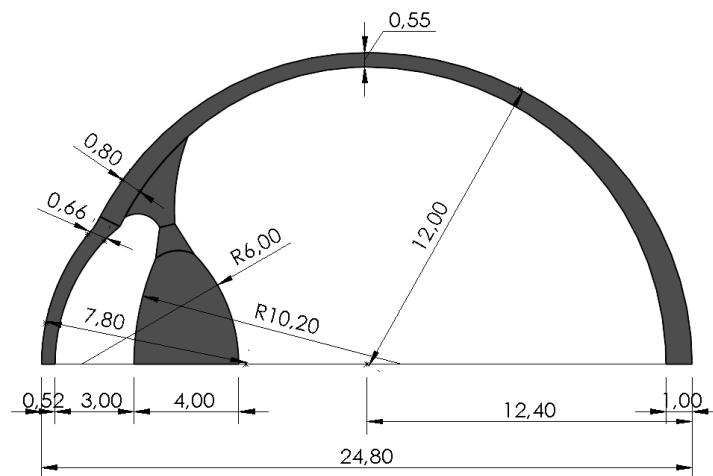
Beberapa penelitian telah dilakukan mengenai analisis mata manusia, terutama dengan pendekatan metode elemen hingga sebagaimana penelitian berikut. Uchio et al. [15] melakukan studi metode elemen hingga yang berfokus pada benturan dinamis terhadap mata. Stizel et al. [16] membuat pendekatan yang berbeda dengan menggabungkan model elemen nonlinear dengan validasi eksperimental untuk memprediksi pecah pada bola mata, dimana pada studi sebelumnya kurang akan validasi. Dai et al. [17] menyelidiki peningkatan tekanan intraokular (IOP) mempengaruhi struktur okular pada area *anterior* dan *posterior*, dan melaporkan implikasi terhadap perkembangan glukoma dalam masalah medis. Safdel dan Hassani [18] berfokus antara hubungan tekanan fluida dan saraf optik mata pada kondisi glukoma. Bharathi et al. [19] menyelidiki gaya yang terlibat dalam tonometri dan hubungan dengan tekanan intraokular. Lovald et al. [20] berfokus membandingkan eksperimental gaya terhadap perpindahan dengan indentasi terhadap area lokal kornea menggunakan variasi ukuran *probe* sebagai objek penetrasi hingga mata mengalami pecah. Berbagai penelitian sebelumnya telah membuka wawasan mengenai pengaruh IOP terhadap bervariasi faktor, kecuali hubungan indeks massa tubuh (BMI) dan tekanan intraokular (IOP) maupun kekakuan lensa mata serta bagaimana implikasi terhadap permasalahan medis yang secara khusus dapat dianalisis dari sudut pandang mekanika kontak.

Penelitian ini akan melanjutkan pekerjaan lovald et al [20] dan difokuskan pada hubungan antara tekanan intraokular terhadap BMI serta kekakuan lensa mata. Fenomena kontak juga akan dibahas seperti gaya, deformasi, dan tekanan kontak. Model mata yang dibuat dianalisa hingga mencapai titik tertentu berdasar beberapa riset. Penelitian ini diharapkan dapat memberikan pemahaman mendalam tentang interaksi tekanan intraokular dengan BMI, serta pengaruh kekakuan lensa terhadap tekanan mata. Hasil penelitian ini diharapkan dapat berkontribusi pada pengembangan model biomekanik mata yang lebih akurat dan mendukung diagnosis serta penanganan kondisi kesehatan mata yang berkaitan dengan tekanan intraokular.

2. Bahan dan Metode Penelitian

2.1. Metode

Model mata yang digunakan berdasarkan Stizel et al [16] dan Rossi et al [21]. Model dibuat menggunakan aplikasi CAD, Solidworks 2024. Digunakan sumbu simetri 2 dimensi untuk mengurangi waktu analisis komputasional tanpa banyak penurunan tingkat akurasi. Dari Gambar1 model dibagi menjadi area *cornea*, *slcera*, *lens*, *zonules*, *ciliary body*, *vitreous cavity*, dan *aqueous cavity*.



Gambar 1. Dimensi dan bagian mata

Mata diletakkan pada kontak numerik sebuah *spherical* dengan radius dalam 20.6 mm, beserta probe dengan diameter 1 mm yang menggunakan kontak numerik dan perpindahan yang menekan kornea secara langsung. Probe diberikan pembebasan dengan perpindahan menekan kornea pada perpindahan kosntan sebesar 1 mm/s. Kondisi kontak tanpa gesekan terjadi antara permukaan probe dengan mata, mata dengan *spherical*, dan kornea dan lensa.

Mesh yang digunakan pada model berupa elemen simetri (CAX4RH). Ukuran elemen (baik melalui ketebalan dan panjang) melalui kornea berukuran dari 0,03 mm pada permukaan anterior hingga 0,006 mm pada permukaan posterior. Ukuran elemen dipilih untuk memastikan konvergensi pada perhitungan komputasional.

2.2. Bahan

Kornea dan sklera dimodelkan secara *isotropic, nonlinear hyperelastic* material dengan order kedua reduksi polinomial berdasar data literatur [22], [23]. Bagian lainnya dimodelkan sebagai *isotropic* dan elastis. *Aqueous* dan *vitreous* dimodelkan menggunakan *fluid cavity* dengan tekanan bola mata pada kondisi awal sebesar 20 mmHg (2.7 kPa) [15]. Model *fluid cavity* diasumsikan tertutup sepenuhnya untuk mencegah terjadinya kebocoran pada saat simulasi, dimana tekanan pada *cavity* meningkat seiring pergerakan *probe* menekan ke kornea. Data lengkap dari property mata ditampilkan pada Tabel 1.

Tabel 1. Properti material dan tipe elemen model FEA

Section	Element Type	Elastic Modulus (MPa)	Poisson Ratio	Hydrostatic Pressure (kPa)
Cornea	Axisymmetric	Nonlinear	0,42	-
Sclera	Axisymmetric	Nonlinear	0,47	-
Lens	Axisymmetric	6,92	-	-
Zonules	Axisymmetric	3582	-	-
Ciliary	Axisymmetric	112	-	-
Vitreous	Fluid Cavity	-	-	2,7 (20 mmHg)
Aqueous	Fluid Cavity	-	-	2,7 (20 mmHg)

2.3. Variabel

Obesitas dapat diukur berdasarkan indeks massa tubuh dimana berkorelasi terhadap tekanan intraokular mata terhadap distribusi tegangan dan regangan. Indeks massa tubuh dikategorikan menjadi berat badan kurang, normal, berlebih, dan obesitas [24]. Variasi tekanan intraokular dapat dianalisa menjadi faktor potensi risiko glukoma [12]. BMI dan IOP yang digunakan berdasar hasil riset yang dilakukan oleh Coster et al. Nilai dari IOP terhadap BMI dapat dilihat pada Tabel 2.

Tabel 2. Tipe BMI terhadap IOP

BMI, kg/m ²	IOP (Mean \pm SD), mmhg
<i>Underweight</i> (BMI<18,5)	13,4 \pm 2,5
<i>Normal Weight</i> (18≤BMI≤25)	14,2 \pm 2,5
<i>Overweight</i> (25≤BMI≤30)	14,8 \pm 2,4
<i>Obese</i> (30≤BMI≤35)	15,1 \pm 2,5
<i>Morbidly Obese</i> (BMI≥35)	15,5 \pm 2,6

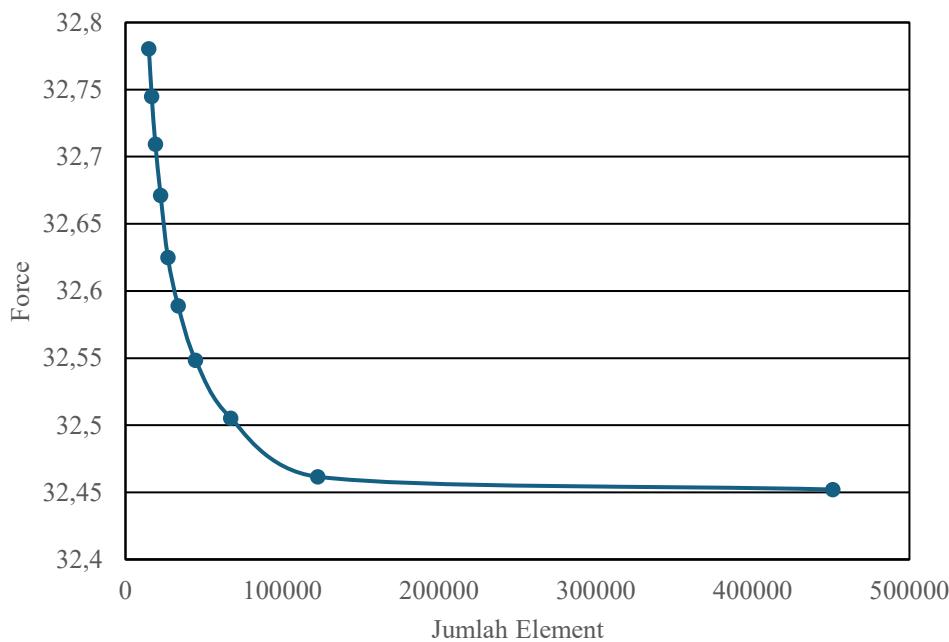
3. Hasil dan Pembahasan

3.1. Validasi

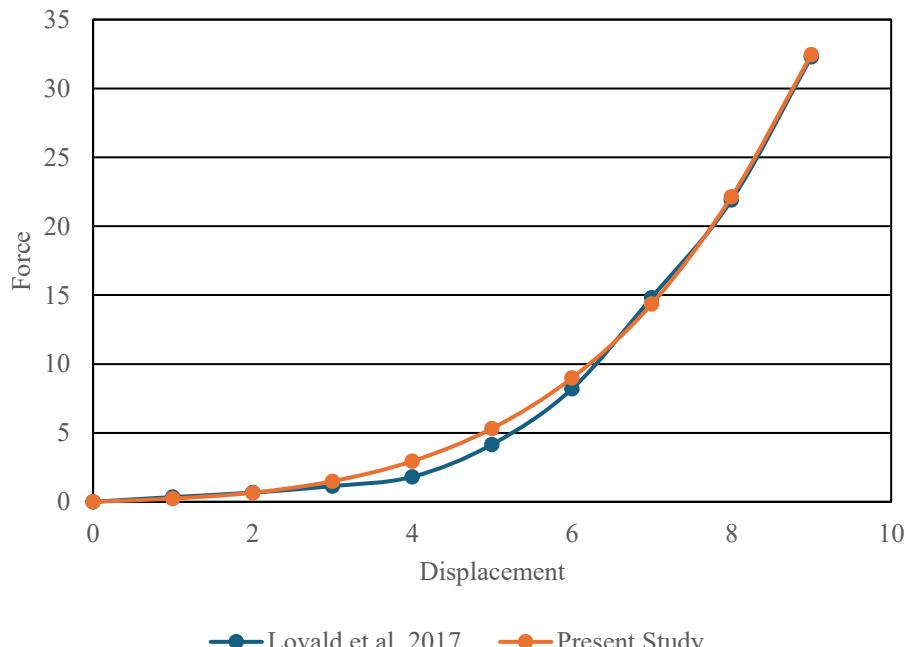
Untuk memastikan keakuratan hasil perhitungan simulasi, diperlukan pengujian konvergensi mesh untuk mengevaluasi perbandingan gaya reaksi terhadap jumlah elemen pada perpindahan sebesar 9 mm. jumlah elemen awal konvergensi mesh dibuat mendekati riset Lovald et al. sejumlah 14923 elemen [20]. Dari ukuran awal diperkecil untuk mendapat jumlah elemen yang lebih banyak. Pada Gambar 2 dapat dilihat mulai muncul konvergensi pada 3 titik terakhir dengan jumlah elemen yang besar. Dari yang lebih sedikit yaitu berjumlah elemen 67.168 kemudian 122.707 dan terakhir 451.135. peningkatan dari setiap ukuran elemen meningkat dari 2 kali lipat dan naik menjadi 4 kali lipat. Untuk ukuran mesh dengan jumlah elemen sebesar 122.707 mulai menunjukkan konvergensi dengan penurunan yang mulai tidak begitu banyak serta jumlah elemen 2 kali lipat dari ukuran elemen sebelumnya. Untuk memastikan bahwa 122.707 dapat dinyatakan elemen yang dapat digunakan dibandingkan terhadap ukuran elemen dengan jumlah yang lebih banyak seperti pada Gambar 2 titik terakhir dengan jumlah elemen 451.135 perubahan yang didapat sudah sangat sedikit dengan selisih sebesar 0,03%. Dari segi waktu komputasi elemen berjumlah 122.707 lebih cepat dibandingkan dengan jumlah elemen 451.135 dengan selisih waktu 80 menit, dengan tetap memberikan hasil yang cukup akurat dan waktu komputasi yang lebih efektif. Maka dari itu ditetapkan ukuran mesh dengan jumlah elemen sebesar 122.707 sebagai ukuran mesh yang digunakan dalam keseluruhan simulasi yang dilakukan.

Setelah dilakukan konvergensi mesh dilakukan validasi model yang dibuat berdasarkan Rossi et al. Validasi diperlukan untuk memastikan bahwa deviasi dari model yang dibuat masih dapat diterima atau sesuai dengan hasil

referensi. Data yang digunakan berasal dari konvergensi mesh dibandingkan terhadap studi milik Lovald et al., seperti pada Gambar 3 untuk dilakukan evaluasi secara statistik apakah keduanya memiliki kesamaan. Berdasarkan analisa statistik, kedua set data tidak menunjukkan perbedaan yang signifikan dengan nilai $p>0,05$ antara Lovald et al dengan hasil studi sekarang.



Gambar 2. Grafik gaya reaksi terhadap variasi ukuran mesh



Gambar 3. Grafik validasi model mata terhadap Lovald et al. 2017

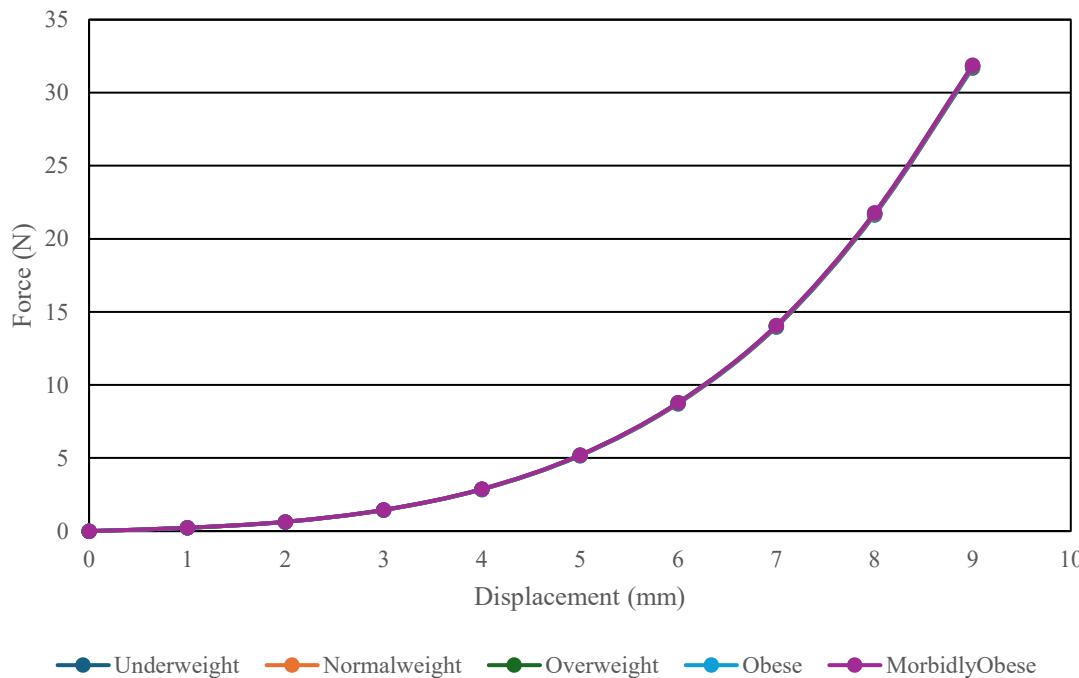
3.2. Hasil

Respon gaya terhadap perpindahan dari model elemen hingga ditunjukkan pada Gambar 4. pada perpindahan 1 mm gaya yang diterima mata dengan rata-rata 0,227 N, dengan perubahan pada setiap variasi BMI kurang lebih sebesar 0,001 N. Untuk perpindahan 8 mm gaya yang diterima mengalami peningkatan dengan rata-rata 21,71 N, dengan perubahan pada setiap variasi BMI kurang lebih sebesar 0,05 N. Jika membandingkan seluruh variasi terhadap kondisi normal maka perbedaan gaya antara kondisi normal dengan *morbidly* obesitas lebih besar dibandingkan antara kondisi

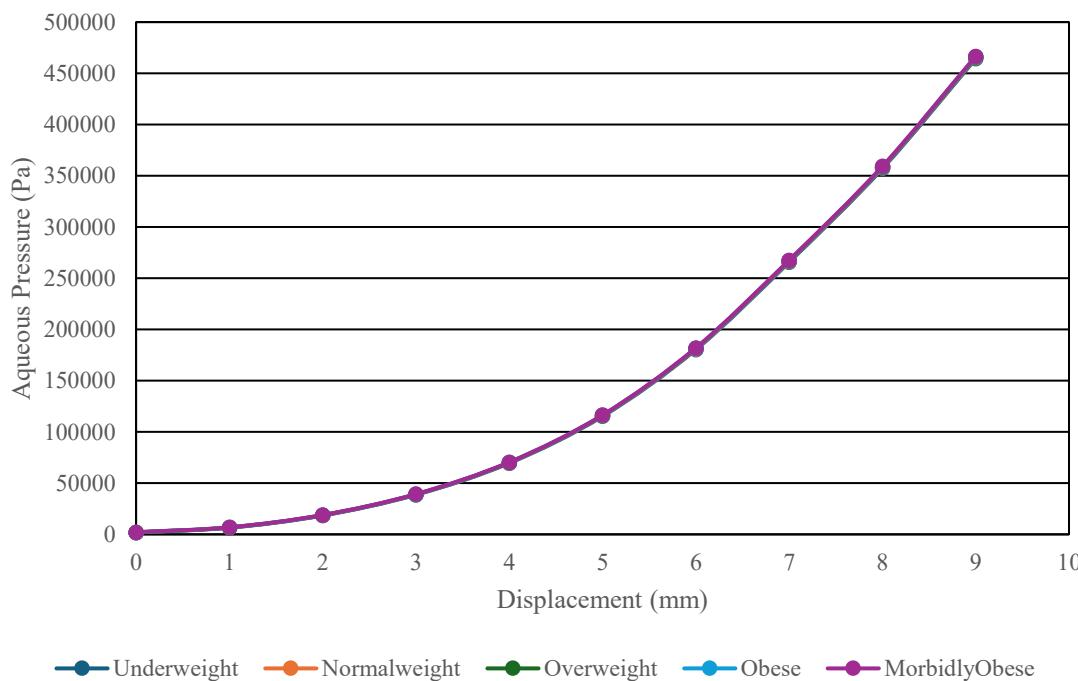
normal dengan kondisi lainnya. Dalam analisis perbandingan antara kondisi normal dengan variasi yang lain ditemukan selisih perubahan yang kecil maka dilakukan analisis statistik untuk melihat apakah perubahan tersebut memiliki dampak signifikan. Hasil analisis secara statistik ditemukan bahwa seluruh variasi BMI tidak memiliki perubahan signifikan dalam keseluruhan perpindahan dengan nilai $p>0,05$.

Pada cairan aqueous humor saat dilakukan indentasi mencapai perpindahan 1 mm terjadi lonjakan tekanan dari rata-rata berkisar 2 kPa menjadi 6,7 kPa pada seluruh variasi BMI seperti pada Gambar 5. Saat perpindahan mendekati 2 mm mengalami peningkatan tekanan sebesar 18.388,3 Pa; 18.569,9 Pa; 18.705,9 Pa; 18.774 Pa; dan 18.864,3 Pa dari variasi BMI *underweight* hingga *morbidly* obesitas, namun perubahan dari variasi normal terhadap variasi yang lain rata-rata sebesar 1,1 % dimana mengalami penurunan dibandingkan perpindahan 1 mm dengan rata-rata sebesar 2,38%. Seiring peningkatan indentasi perubahan antara setiap variasi semakin kecil. Melihat perubahan variasi yang semakin mengecil dilakukan analisis secara statistik untuk melihat apakah perubahan antara setiap variasi BMI memiliki dampak signifikan. Dari hasil analisis statistik ditemukan seluruh variasi BMI tidak memiliki perubahan signifikan dengan nilai $p>0,05$.

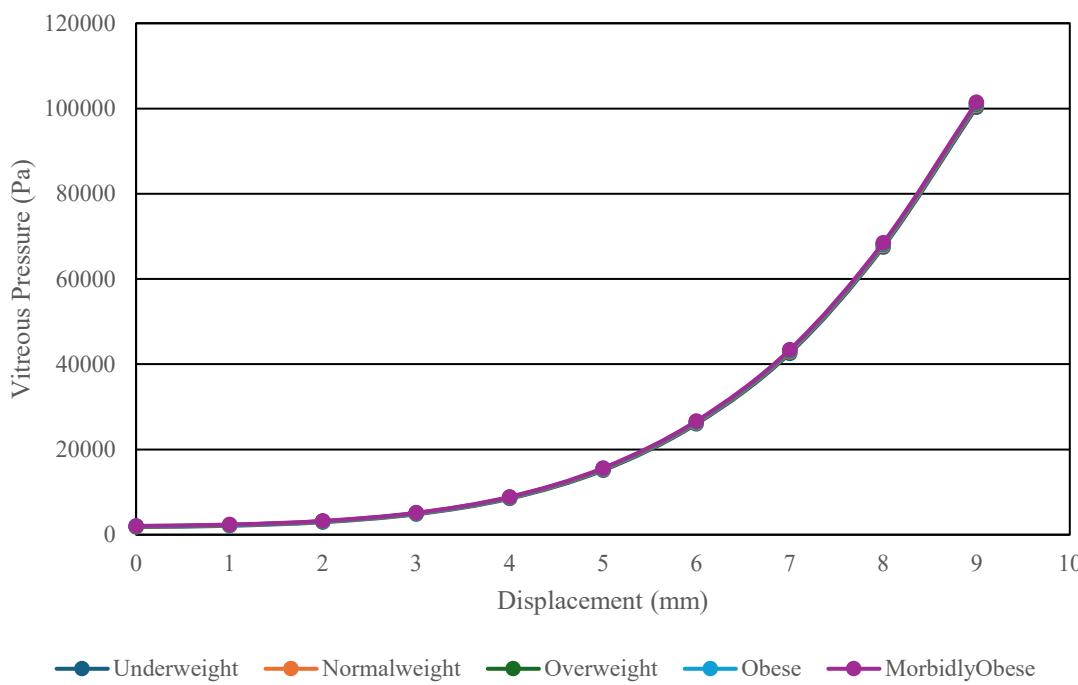
Sementara itu pada cairan corpus vitreous dari kondisi awal hingga perpindahan 1 mm didapat peningkatan tekanan tetapi tidak setinggi seperti cairan aqueous humor sebagaimana ditunjukkan pada Gambar 6 yang mana peningkatan dari kondisi indentasi 1 mm rata-rata tekanan corpus vitreous hanya 300 Pa berbeda dengan aqueous humor yang mengalami peningkatan secara drastis sebesar 4.700 Pa. Perubahan dari variasi normal terhadap variasi yang lain mengalami penurunan seiring peningkatan indentasi dengan rata-rata 1% penurunan setiap peningkatan 1 mm indentasi, namun hanya sampai pada perpindahan 4 mm diatas itu perubahan yang terjadi hampir serupa dengan kondisi aqueous humor dimana perubahan yang terjadi antar setiap variasi semakin kecil. Untuk mengetahui apakah hasil serupa dengan kondisi aqueous humor yang mana hasil tidak signifikan dilakukan analisis statistik. Dari hasil analisis statistik ditemukan seluruh variasi BMI tidak memiliki perubahan signifikan dengan nilai $p>0,05$ kecuali variasi BMI normal terhadap *morbidly* obesitas yang memiliki perubahan signifikan dengan nilai $p=0,045$.



Gambar 4. Grafik hubungan antara gaya dan perpindahan

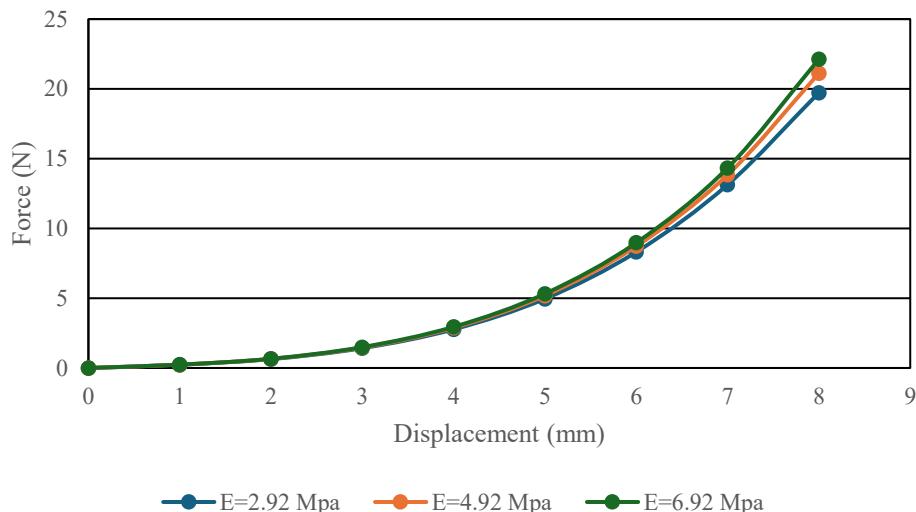


Gambar 5. Grafik hubungan antara tekanan aqueous dan perpindahan

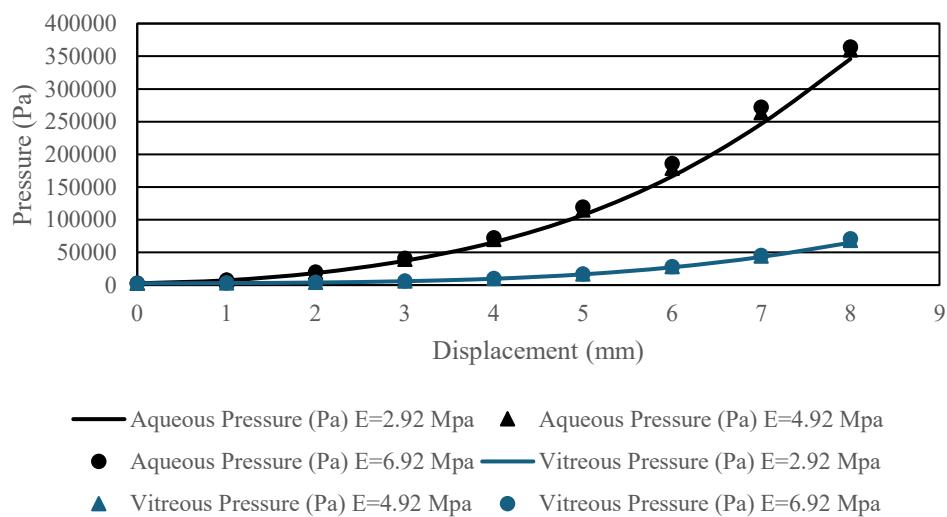


Gambar 6. Grafik hubungan antara tekanan vitreous dan perpindahan

Untuk lebih memahami mengenai kondisi mata pada indentasi dari berbagai kondisi maka peningkatan kekakuan dari bagian mata dilakukan pada modulus elastisitas lensa mata, dimana untuk melihat perbedaan pengaruh kekakuan terhadap gaya dan perpindahan pada indentasi. Dari Gambar 7 pada perpindahan 3 mm, gaya mengalami peningkatan sebesar 3% dari $E=2,92$ ke $4,92$ MPa dan 2% dari $E=4,92$ ke $6,92$ MPa. Sedangkan perubahan deviasi meingkat pada perpindahan 8 mm sebesar 7% dari $E=2,92$ ke $4,92$ MPa dan 5% dari $E=4,92$ ke $6,92$ MPa. Secara keseluruhan data yang ditemukan dianalisis secara statistik dan ditemukan perubahan yang signifikan pada seluruh variasi kekakuan lensa dengan nilai $p<0,05$.



Gambar 7. Grafik pengaruh kekakuan lensa mata terhadap hubungan gaya dan perpindahan



Gambar 8. Grafik tekanan cairan pada indentasi

Peningkatan kekakuan lensa juga mempengaruhi tekanan cairan pada mata. Pada Gambar 8 menunjukkan hasil hubungan tekanan dan perpindahan pada perubahan kekakuan lensa. Terdapat fenomena yang berbeda pada perpindahan 6 mm keatas dimana tekanan cairan pada aqueous humor memiliki deviasi sebesar 10,36% dari E=2,92 ke 4,92 MPa, dan 3,95% dari E=4,92 ke 6,92 MPa, sedangkan pada corpus vitreous sebesar 3,62% dari E=2,92 ke 4,92 MPa, dan 1,27% dari E=4,92 ke 6,92 MPa. Namun pada perpindahan 8 mm untuk cairan aqueous humor mengalami penurunan deviasi menjadi 5% dari E=2,92 ke 4,92 MPa, dan 1,2% dari E=4,92 ke 6,92 MPa, sedangkan pada corpus vitreous mengalami peningkatan deviasi menjadi 8,33% dari E=2,92 ke 4,92 MPa, dan 3,65% dari E=4,92 ke 6,92 MPa. Secara keseluruhan data yang ditemukan dianalisis secara statistik dan ditemukan perubahan yang signifikan pada seluruh variasi kekakuan lensa dengan nilai $p < 0,05$.

4. Kesimpulan

Dari keseluruhan hasil yang didapat ditemukan bahwa pengaruh perbedaan variasi BMI terhadap gaya reaksi ataupun tekanan cairan pada mata tidak memiliki dampak yang signifikan ($p > 0,05$) terhadap besaran indentasi, kecuali pada cairan corpus vitreous antara kondisi normal terhadap *morbidly* obesitas dari hasil terdapat perubahan signifikan ($p = 0,045$). Merujuk dari riset yang ditemukan maka dapat ditentukan estimasi indentasi yang dialami mata dengan variasi BMI untuk cairan aqueous humor tidak lebih dari 1 mm dan corpus vitreous tidak lebih dari 3 mm karena tekanan telah melebihi peningkatan 6 mmhg dari kondisi normal (20 mmhg). Pengaruh variasi kekakuan lensa didapatkan perubahan pada gaya reaksi dan tekanan intraokular yang signifikan ($p < 0,05$). Terjadi peningkatan gaya reaksi pada indentasi dari 3 mm hingga 8 mm. Perubahan kekakuan lensa ditemukan hal unik antara cairan aqueous humor dengan cairan corpus

vitreous, dimana cairan aqueous humor memiliki deviasi yang lebih besar daripada cairan corpus vitreous pada indentasi 6 mm dan berkebalikan pada indentasi 8 mm. Hal tersebut dapat mengacu pada tekanan yang lebih stabil atau pengaruh ketegangan struktur kornea dan lensa.

5. Daftar Pustaka

- [1] J. P. Berdahl, R. R. Allingham, and D. H. Johnson, "Cerebrospinal fluid pressure is decreased in primary open-angle glaucoma," *Ophthalmology*, vol. 115, no. 5, pp. 763–768, 2008.
- [2] R. M. Slater, "Intraocular pressure," *Handb. Clin. Anaesth. 3E*, vol. 8, no. 3, pp. 347–349, 2011, doi: 10.29309/tpmj/2016.23.03.1481.
- [3] T. J. Ferguson *et al.*, "Intraocular pressure measurement with pneumatonometry and a tonometer tip cover," *Ophthalmol. Ther.*, vol. 9, pp. 127–137, 2020.
- [4] X. Liu, X. Pan, Y. Ma, C. Jin, B. Wang, and Y. Ning, "Variation in intraocular pressure by sex, age, and geographic location in China: A nationwide study of 284,937 adults," *Front. Endocrinol. (Lausanne)*, vol. 13, p. 949827, 2022.
- [5] P. Wändell, A. C. Carlsson, and G. Ljunggren, "Systemic diseases and their association with open-angle glaucoma in the population of Stockholm," *Int. Ophthalmol.*, pp. 1–9, 2022.
- [6] T. Dada *et al.*, "Ocular and systemic factors associated with glaucoma," *J. Curr. Glaucoma Pract.*, vol. 16, no. 3, p. 179, 2022.
- [7] O. Geyer and Y. Levo, "Glaucoma is an autoimmune disease," *Autoimmun. Rev.*, vol. 19, no. 6, p. 102535, 2020.
- [8] M. D. Pinazo-Durán, V. Zanón-Moreno, J. J. García-Medina, J. F. Arévalo, R. Gallego-Pinazo, and C. Nucci, "Eclectic ocular comorbidities and systemic diseases with eye involvement: a review," *Biomed Res. Int.*, vol. 2016, no. 1, p. 6215745, 2016.
- [9] M. Pache and J. Flammer, "A sick eye in a sick body? Systemic findings in patients with primary open-angle glaucoma," *Surv. Ophthalmol.*, vol. 51, no. 3, pp. 179–212, 2006.
- [10] C. W. McMonnies, "Glaucoma history and risk factors," *J. Optom.*, vol. 10, no. 2, pp. 71–78, 2017.
- [11] D. Coster *et al.*, "The effect of body mass index reduction on intraocular pressure in a large prospective cohort of apparently healthy individuals in Israel," *PLoS One*, vol. 18, no. 5, p. e0285759, 2023.
- [12] M. M. Geloneck *et al.*, "Correlation between intraocular pressure and body mass index in the seated and supine positions," *J. Glaucoma*, vol. 24, no. 2, pp. 130–134, 2015.
- [13] B. Liu, S. McNally, J. I. Kilpatrick, S. P. Jarvis, and C. J. O'Brien, "Aging and ocular tissue stiffness in glaucoma," *Surv. Ophthalmol.*, vol. 63, no. 1, pp. 56–74, Jan. 2018, doi: 10.1016/J.SURVOPHTHAL.2017.06.007.
- [14] J. C. Blanks and C. K. Dorey, "Sensory Aging: Vision," *Encycl. Neurosci.*, pp. 641–655, Jan. 2009, doi: 10.1016/B978-008045046-9.00146-7.
- [15] E. Uchio, S. Ohno, J. Kudoh, K. Aoki, and L. T. Kisielewicz, "Simulation model of an eyeball based on finite element analysis on a supercomputer," *Br. J. Ophthalmol.*, vol. 83, no. 10, pp. 1106–1111, 1999.
- [16] J. D. Stitzel, S. M. Duma, J. M. Cormier, and I. P. Herring, "A nonlinear finite element model of the eye with experimental validation for the prediction of globe rupture," SAE Technical Paper, 2002.
- [17] P. Dai, Y. Zhao, H. Sheng, L. Li, J. Wu, and H. Han, "Simulating the effects of elevated intraocular pressure on ocular structures using a global finite element model of the human eye," *J. Mech. Med. Biol.*, vol. 17, no. 02, p. 1750038, 2017.
- [18] A. Safdel and K. Hassani, "Fluid–structure interaction analysis of alteration of the intraocular pressure on the optic nerve head in glaucoma," *J. Opt.*, vol. 50, no. 4, pp. 523–528, 2021.
- [19] R. B. Bharathi, R. G. Poojary, G. K. Prabhu, and R. S. Ve, "Finite element method for estimation of applanation force and to study the influence of intraocular pressure of eye on tonometry," *Int. Ophthalmol.*, vol. 42, no. 7, pp. 1997–2005, 2022.
- [20] S. T. Lovald *et al.*, "Finite element analysis and experimental evaluation of penetrating injury through the cornea," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 66, pp. 104–110, 2017.
- [21] T. Rossi *et al.*, "The pathogenesis of retinal damage in blunt eye trauma: finite element modeling," *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, vol. 52, no. 7, pp. 3994–4002, 2011.
- [22] A. Elsheikh, B. Geraghty, D. Alhasso, J. Knappett, M. Campanelli, and P. Rama, "Regional variation in the biomechanical properties of the human sclera," *Exp. Eye Res.*, vol. 90, no. 5, pp. 624–633, 2010.
- [23] X. Liu *et al.*, "A mechanical model of the cornea considering the crimping morphology of collagen fibrils," *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, vol. 55, no. 4, pp. 2739–2746, 2014.
- [24] A. Kumar, N. Sharma, A. Rathee, and N. Pradhan, "Comparison of body mass index and intraocular pressure," 2019.