

Perangkat Fotokeratoskopi dengan Analisa Citra Digital untuk Deteksi Awal Astigmatisme

^{1a}Naila Zahra, ^{2D}. Nur Fitri, ^{2J}. Fransisca, ^{1b}E. Juliastuti & ^{1c}Suprijanto
¹Kelompok Keahlian Instrumentasi dan Kontrol, FTI – Institut Teknologi Bandung
²Teknik Fisika, FTI – Institut Teknologi Bandung
^anaila@tf.itb.ac.id, ^byuliast@tf.itb.ac.id, ^csupri@tf.itb.ac.id

Abstrak

Astigmatisme adalah kelainan refraksi mata yang disebabkan oleh perubahan kelengkungan kornea. Untuk mendeteksi astigmatisme, dilakukan pemetaan terhadap informasi kelengkungan kornea salah satunya dengan metode fotokeratoskopi. Fotokeratoskopi merupakan metode yang menggunakan pola cincin konsentris yang disebut pola Placido. Pada kornea sehat, pola Placido menghasilkan refleksi yang simetris dengan jarak antar cincin yang konsisten. Pada penelitian ini dilakukan pengembangan purwarupa fotokeratoskop dan penelitian terhadap standar refleksi pola Placido pada kornea sehat. Pemrosesan citra yang dilakukan meliputi pemilihan *region of interest*, perbaikan bayangan, dan penentuan properti untuk topografi kornea. Algoritma pemrosesan citra meneliti dua properti topografi kornea, yaitu (1) koefisien korelasi K yang menggambarkan simetrisitas refleksi, dan (2) jarak antarcincin yang menggambarkan konsistensi topografi. Dari ragam pola Placido yang diuji, didapat pola terbaik dengan $K > 0,5$ untuk kornea sehat dan $K < 0,5$ untuk kornea astigmatik. Selain itu dari pola tersebut juga didapat daya optis rata-rata kornea sehat $+46 \pm 0,999$ D sesuai dengan standar daya optis kornea sehat yaitu $+46$ D. Melalui uji algoritma simetrisitas serta hasil perhitungan daya optis yang presisi, disimpulkan bahwa purwarupa fotokeratoskopi ini memiliki potensi besar untuk terus dikembangkan untuk deteksi awal astigmatisme.

Keywords: *placido, pengukuran kornea, astigmatisme, pengolahan citra digital*

1 Pendahuluan

Kornea merupakan lapisan transparan di bagian depan mata yang tidak mengandung pembuluh darah. Kornea berfungsi untuk: (1) transmisi, refraksi, dan pemfokusan cahaya, (2) melindungi mata dari kotoran dan partikel polusi, serta (3) melindungi mata bagian dalam dari radiasi ultraviolet yang berlebihan. Rata-rata kornea orang dewasa memiliki diameter 11,5 mm, tebal 0,5 mm di bagian sentral, dan indeks bias $n \approx 1,3765 \pm 0,0005$ [1], [2].

Kornea bersifat asferis, yaitu tidak berbentuk bulat sempurna. Bagian sentral dan mid-periferal kornea cenderung berbentuk sferis, sementara area di luarnya cenderung lebih landai. Oleh karena itu, kornea lebih tepat dimodelkan dalam bentuk elipsoid daripada bentuk sferis. Menurut permukaannya, kornea dibagi menjadi permukaan anterior (permukaan depan) dan permukaan posterior (permukaan belakang). Kornea sehat rata-rata memiliki daya optis sebesar $+40$ D, yaitu dua pertiga dari total daya optis mata. Permukaan anterior andil sebesar $+46$ D, sementara permukaan posterior andil sebesar -6 D. [1], [2]. Dibandingkan dengan bagian posterior, bagian anterior kornea seringkali dinilai cukup untuk merepresentasikan kelengkungan kornea dalam diagnosis astigmatisme sehingga seringkali pengujian dilakukan dengan topografi anterior kornea [3].

Walaupun kornea bersifat transparan, kornea mampu menghasilkan refleksi dari objek di hadapannya. Refleksi ini terjadi akibat adanya lapisan air mata (tear-film) pada permukaan kornea yang meningkatkan reflektansi kornea terhadap cahaya datang hingga 8% [4].

Lapisan air mata ini tidak berpengaruh signifikan terhadap perubahan kelengkungan kornea, namun berpengaruh dalam perubahan indeks bias di permukaan kornea. Karena itu, lapisan air mata akan mengganggu hasil pengukuran pada topografer kornea yang mengandalkan parameter indeks bias .

Banyak kelainan mata dapat terdeteksi dengan melakukan pengamatan terhadap kondisi kornea, salah satunya melalui topography kornea. Kelainan mata yang dapat dideteksi melalui asesment terhadap kornea cukup beragam, seperti pembengkakan, perubahan bentuk, dan kematian sel. Astigmatisme dan keratoconus adalah dua kelainan yang dicirikan oleh perubahan bentuk kornea. Apabila pada keratoconus parameter utama yang diobservasi adalah ketebalan kornea, pada astigmatisme (mata silindris), parameter utama yang diobservasi adalah kelengkungan kornea. Penyimpangan kelengkungan kornea menyebabkan berkas cahaya dari objek yang diamati jatuh pada lebih dari satu titik temu (focal point), sehingga terbentuk lebih dari satu bayangan objek. Itulah sebabnya, penderita astigmatisme mengalami gejala penglihatan buram atau berbayang-bayang. Tanpa penanganan yang cepat, astigmatisme dapat memicu berkembangnya kelainan mata jenis lain, seperti miopi, ambliopia, dan aniseikonia [5], [6].

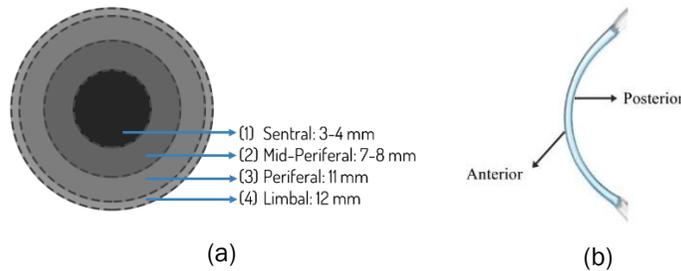
Terdapat banyak metode yang telah dikembangkan untuk pengukuran astigmatisme yang akurat dan presisi. Beberapa metode yang umum digunakan dapat dikategorikan ke dalam dua kategori: topografi dan tomografi kornea. Topografi kornea memetakan kondisi permukaan dari anterior kornea, sedangkan tomografi kornea memetakan kondisi lapisan kornea [2], [7]–[10]. Metode yang digunakan pada topografi kornea dapat dibagi menjadi dua kategori: metode berbasis refleksi dan metode berbasis proyeksi. Metode berbasis refleksi diantaranya adalah penggunaan pola lingkaran Placido, keratometer, dan videokeratoskopi, sedangkan contoh topografi kornea berbasis proyeksi adalah Scheimpflug pattern, slit photography, rasterstereofotografi, dan beragam metode interferometri [4], [11], [12] .

Salah satu metode konvensional yang mendasari perangkat pengukuran topografi kornea adalah pengukuran berbasis pola placido. Pada ragam instrument berbasis placido, seperti fotokeratoskopi dan videokeratoskopi, topografi kornea diamati berdasarkan deformasi pola lingkaran hitam putih konsentris yang direfleksikan oleh mata pasien. Salah satu bentuk otomasi dari prinsip ini adalah dengan melakukan analisa dari pemrosesan citra dari rekaman refleksi pola placido [13]. Pada penelitian ini dikembangkan perangkat keras dan perangkat lunak deteksi kelengkungan kornea dengan menggunakan pola Placido. Pada kornea sehat sempurna, bentuk refleksi pola Placido berbentuk simetris dengan jarak antarcincin yang konsisten di semua sudut. Keteraturan dalam properti refleksi ini dapat dimanfaatkan untuk diagnosis astigmatisme dengan bantuan teknik pemrosesan citra dengan menguantifikasi kondisi astigmatisme melalui perhitungan koefisien korelasi pearson dan juga perhitungan daya optis. Pemrosesan citra yang dilakukan meliputi tahapan pre-processing untuk meningkatkan kualitas citra, penentuan area refleksi pola placido, dan perhitungan korelasi, serta pendeteksian jarak cincin yang mendasari perhitungan daya optis.

2 Deteksi Astigmatisme

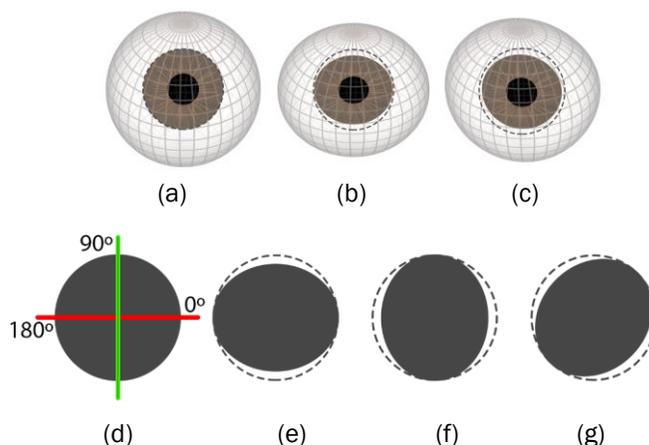
Sebagaimana yang disebutkan sebelumnya, bagian sentral dan mid-periferal kornea cenderung berbentuk sferis, sementara area di luarnya cenderung lebih landai. Kornea yang sehat akan memiliki kelengkungan yang hampir sama pada seluruh titik, sedangkan pada kornea astigmatik, seluruh atau salah satu bagian mengalami perubahan kelengkungan. Kelainan kelengkungan ini dapat terjadi di bagian anterior (permukaan depan) maupun

posterior (permukaan belakang) kornea. Ilustrasi sederhana mengenai area pada kornea tampak pada Gambar 1, (a) menunjukkan kornea tampak depan dan ilustrasi pembagian area kornea, sedangkan (b) menunjukkan permukaan anterior dan posterior kornea.



Gambar 1. Area pada kornea (a) tampak depan zona kornea, (b) permukaan kornea

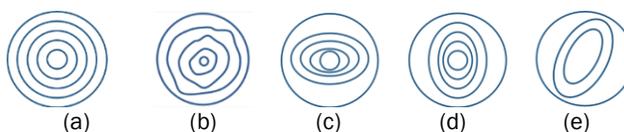
Berdasarkan regularitasnya, astigmatisme dibedakan menjadi tipe reguler dan tipe ireguler. Pada astigmatisme reguler, perubahan kelengkungan terjadi secara teratur pada salah satu meridian, yaitu meridian horizontal atau vertikal. Pada astigmatisme ireguler, perubahan kelengkungan terjadi secara tidak teratur seperti diilustrasikan pada Gambar 2 (a) – (c). Sedangkan berdasarkan sudut penyimpangannya, astigmatisme diklasifikasikan menjadi tiga jenis [6], sebagaimana diilustrasikan pada Gambar 2 (d)-(g). Gambar 2 (d) mengilustrasikan kondisi mata normal yang menjadi acuan dengan meridian horizontal digambarkan dengan garis merah sedangkan meridian vertical diwakili garis hijau. Pada *With-the-rule* (WTR) *astigmatism* (Gambar 2 (e)), kornea lebih terjal pada meridian vertikal (garis hijau) daripada meridian horizontal (garis merah). Akibatnya, indeks bias cenderung lebih besar di bagian vertikal. Meridian paling terjal adalah pada daerah $70^\circ - 110^\circ$. Pada *Against-the rule* (ATR) *astigmatism* (Gambar 2(f)), kornea lebih terjal di meridian horizontal daripada meridian vertikal. Akibatnya, indeks bias cenderung lebih besar di bagian horizontal. Meridian paling terjal adalah pada daerah $160^\circ - 20^\circ$. Jenis ketiga adalah *oblique astigmatism* (Gambar 2(g)), meridian paling terjal adalah pada daerah $20^\circ - 70^\circ$ dan daerah $110^\circ - 160^\circ$.



Gambar. 2 Ilustrasi kondisi kornea: (a) sehat; (b) Astigmatisme reguler; (c) Astigmatisme iregular; (d) Acuan meridian dan sudut pada mata normal, (e) Astigmatisme WTR, (f) Astigmatisme ATR, dan (g) Astigmatisme Oblique

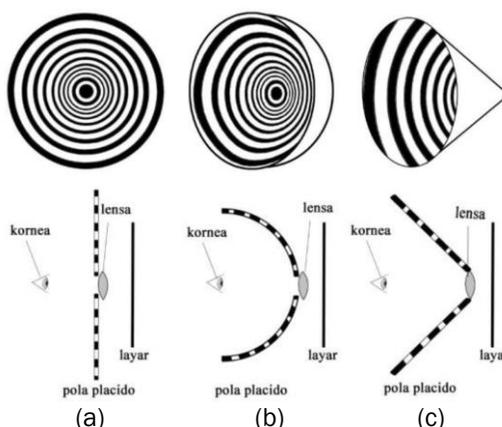
Seperti yang telah dijelaskan sebelumnya, astigmatisme dapat dideteksi dengan cara melakukan pengukuran atau asesmen bentuk kornea. Deteksi astigmatisme yang akurat sangat penting pada upaya koreksi kemampuan refraktif melalui operasi koreksi lensa dan juga sebagai bagian dari operasi katarak. Untuk melakukan koreksi astigmatisme yang pada sudut yang tepat, maka pengukuran yang presisi perlu dilakukan sebelum pelaksanaan operasi [5].

Pola Placido atau yang dikenal juga dengan *Placido disk* merupakan metode tertua yang telah digunakan untuk deteksi kelainan pada bentuk kornea. Pola placido tersusun dari pola lingkaran-lingkaran hitam putih yang tersusun secara konsentris dengan lubang di bagian pusat untuk mengamati refleksi pola pada kornea pasien secara kualitatif [14]. Pengamatan terhadap kelainan pada kornea dapat teramati dari deformasi yang terjadi pada pola placido yang direfleksikan oleh kornea pasien. Gambar 3 memberikan ilustrasi jenis refleksi deformasi pola Placido pada berbagai kondisi kornea.



Gambar. 3 Ilustrasi kondisi kornea: (a) sehat; (b) Astigmatisme irregular (c) Astigmatisme WTR; (d) Astigmatisme ATR; (e) Astigmatisme Oblique

Terdapat dua jenis metode yang memanfaatkan pola Placido, yaitu metode fotokeratoskopi dan videokeratoskopi. Metode ini adalah pengembangan dari metode konvensional berbasis placido disk dengan menggunakan perangkat perekam untuk mengamati deformasi pola. Metode fotokeratoskopi menghasilkan informasi kelengkungan kornea dari satu citra, sementara videokeratoskopi, menghasilkan informasi kelengkungan kornea dari beberapa citra sekaligus, keluaran yang dihasilkan dapat berupa peta warna dari derajat kurvatur kornea yang bersifat kualitatif, maupun beragam besaran kuantitatif yang bergantung pada algoritma kuantifikasi yang digunakan oleh perangkat [10]. Berdasarkan geometri bidangnya, pola Placido yang umum digunakan terbagi atas: (1) pola pada bidang setengah bola, (2) pola pada bidang datar, dan (3) pola pada bidang kerucut seperti diilustrasikan pada Gambar.4.



Gambar 4. Geometri bidang pola placido (a) bidang datar, (b) setengah bola, dan (c) kerucut

Pola placido yang pertama kali digunakan adalah pola bidang datar, dengan pusat pola dilubangi sebagai lubang pengamat, Maka dari itu pada penelitian ini pengujian dibatasi dilakukan pada variasi pola placido bidang datar. Untuk pola bidang datar, terdapat tiga karakteristik jarak antarcincin yang mungkin diterapkan (dari pusat pola ke jari-jari terluar). Misalkan jarak antarcincin pertama dan kedua adalah z_1 , jarak antarcincin kedua dan ketiga adalah z_2 , serta jarak antarcincin ke- i dan ke- $(i+1)$ adalah z_i . Ketiga karakteristik tersebut adalah sebagai berikut:

1. Jarak antar cincin yang seragam, yaitu $z_1 = z_2 = \dots = z_k$.
2. Jarak antar cincin yang semakin kecil, yaitu $z_1 > z_2 > \dots > z_k$.
3. Jarak antar cincin yang semakin besar, yaitu $z_1 < z_2 < \dots < z_k$.



Gambar 5. Karakteristik pola Placido berdasarkan jarak antarcincin (z)

Gambar 5 menampilkan contoh pola yang dimaksud. Berdasarkan studi literatur, belum ada yang menyatakan geometri bidang atau karakteristik pola Placido yang baku digunakan dalam pemetaan kornea, peralatan komersil yang beredar pun menggunakan pola placido dengan beragam jumlah cincin maupun beragam diameter lubang pusat [14]. Oleh karena itu, perlu dilakukan pengujian untuk menemukan jenis pola Placido bidang datar yang paling cocok untuk pemetaan bentuk kornea pada pengukuran astigmatisme.

a. Trigonometri Kornea

Perhitungan daya optis kornea P dapat dilakukan dari nilai kelengkungan kornea [15]. Pada Kelengkungan kornea dapat diestimasi dengan menggunakan trigonometri kornea. Jika diketahui jari-jari cincin pola Placido sebesar R dengan jari-jari refleksinya pada kornea sebesar r_r , maka dapat didefinisikan dinyatakan sebagai

$$\Delta r = R - r_r \tag{1}$$

dan L adalah jarak antara kornea dan pola Placido. Dengan aturan trigonometri, diperoleh sudut θ untuk memperoleh jari-jari kelengkungan kornea R_k . θ

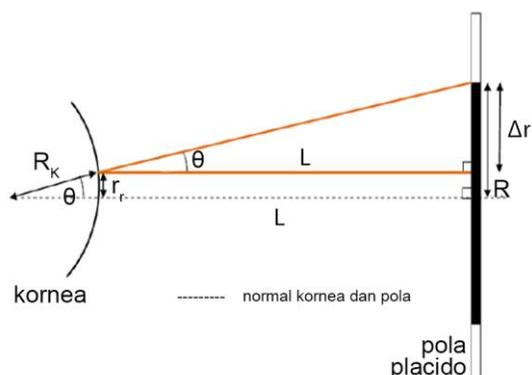
$$\theta = \tan^{-1} \frac{\Delta r}{L} \tag{2}$$

$$R_k = \frac{r_r}{\sin(\theta)} \tag{3}$$

Variabel R_k dalam satuan milimeter dikonversi menjadi P dengan persamaan (4)[15].

$$P = \frac{n_2 - n_1}{R_k} \tag{4}$$

dengan n_1 = indeks refraksi udara (1,000) dan n_2 = indeks refraksi kornea dan lapisan air mata (1,3375). Trigonometri kornea dapat digunakan dengan asumsi bahwa: (1) $r_r \ll r$, yaitu jarak antarcincin pada refleksi pola Placido di kornea jauh lebih kecil daripada jarak antarcincin pola Placido, dan (2) tebal kornea jauh lebih kecil daripada L .



Gambar 6. Ilustrasi Trigonometri Kornea

b. Koefisien Korelasi Pearson

Koefisien korelasi Pearson K digunakan sebagai parameter tingkat kemiripan antara dua grafik atau sinyal. Apabila terdapat sejumlah N pasangan data intensitas A dan B , koefisien korelasi K di antara keduanya dapat dinyatakan sebagai

$$K(A, B) = \frac{1}{N - 1} \sum_{i=1}^N \left(\frac{A_i - \mu_A}{\sigma_A} \right) \left(\frac{B_i - \mu_B}{\sigma_B} \right) \tag{5}$$

dengan μ adalah rata-rata dan σ adalah standar deviasi.

3 Purwarupa Fotokeratoskopi

Pada penelitian ini, untuk asesmen astigmatisme, baik secara kualitatif maupun kuantitatif dirancang sebuah instrumen fotokeratoskopi berbasis pola Placido dengan memanfaatkan analisa citra digital.

a. Desain Pola Placido

Pada desain instrumen asesmen astigmatisme dengan prinsip fotokeratoskopi ini tentunya pola Placido merupakan aspek penting yang perlu dipertimbangkan. Dengan demikian, perlu dirancang dan dipilih pola Placido yang tepat. Spesifikasi pola yang akan dipilih adalah yang memenuhi kriteria sebagai berikut:

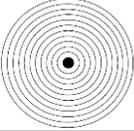
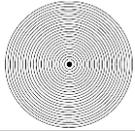
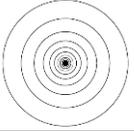
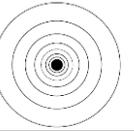
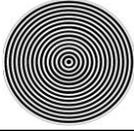
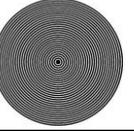
1. Menghasilkan refleksi paling simetris untuk kornea sehat.
2. Menghasilkan data jarak antarcincin yang paling konsisten pada kornea sehat.
3. Sensitif terhadap kelainan kelengkungan kornea astigmatik.

Tabel 1 menunjukkan pola Placido yang dicobakan pada penelitian ini. Kode A adalah kelompok pola dengan karakter cincin berwarna putih, sementara kode B adalah kelompok pola dengan karakter cincin berwarna hitam dan putih. Beberapa parameter yang divariasikan adalah diameter pola (d_{pola}), diameter lubang pengamat (d_c), jarak antarcincin (z), jumlah cincin (k), dan jari-jari cincin (r_i).

Pola Placido dicetak pada kertas HVS dan ditempel ke papan plastik yang kaku. Kertas HVS dipilih karena memiliki permukaan dengan reflektivitas cukup rendah, untuk menghindari terbentuknya refleksi dari benda lain pada permukaan kertas. Kertas HVS juga memiliki

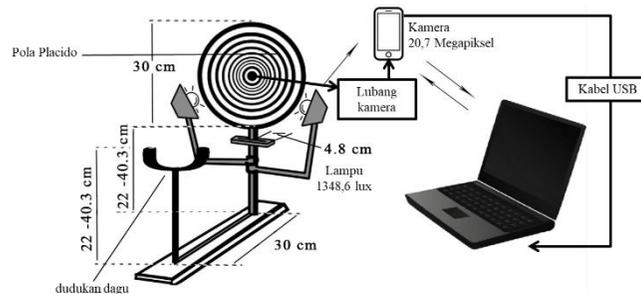
roughness yang cukup rendah, sehingga tidak timbul jejak tekstur yang mengganggu hasil pemotretan refleksi pola Placido. Selanjutnya pola Placido ditempelkan secara merata pada papan plastik, tanpa kerutan, lipatan, maupun sobekan.

Tabel 1 Variasi Pola Placido

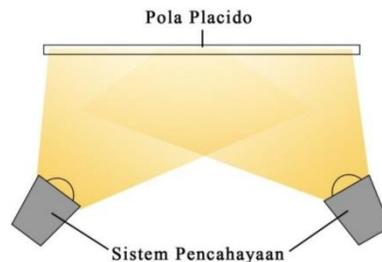
Kode A				
	A1	A2	A3	A4
	$d_{pola} = 30 \text{ cm};$ $d_c = 2 \text{ cm}$	$d_{pola} = 30 \text{ cm}$ $d_c = 1 \text{ cm}$	$d_{pola} = 32 \text{ cm}$ $d_c = 1 \text{ cm}$	$d_{pola} = 32 \text{ cm}$ $d_c = 2 \text{ cm}$
	$z = 1 \text{ cm};$ $z \text{ seragam}; k = 15$	$z = 0,5 \text{ cm};$ $z \text{ seragam}; k = 15$	$z_{i+1} = 2z_i$ $r_{i+1}^2 = 2r_i^2$ $z \text{ membesar}$ $k = 10$	$z_{i+1} = 2z_i$ $r_{i+1}^2 = 2r_i^2$ $z \text{ membesar}$ $k = 10$
Kode B				
	B1	B2	B3	B5
	$d_{pola} = 30 \text{ cm}$ $d_c = 1 \text{ cm}$	$d_{pola} = 30 \text{ cm}$ $d_c = 2 \text{ cm}$	$d_{pola} = 32 \text{ cm}$ $d_c = 2 \text{ cm}$	$d_{pola} = 30 \text{ cm}$ $d_c = 1 \text{ cm}$
	$z = 0,5 \text{ cm}$ $z \text{ seragam}; k = 30$	$z = 1 \text{ cm}$ $z \text{ seragam}$ $k = 15$	$z_{i+1} = 2z_i$ $r_{i+1}^2 = 2r_i^2$ $z \text{ membesar}$ $k = 11$	$z = 0,25 \text{ cm}$ $z \text{ seragam}; k = 58$

b. Konfigurasi Purwarupa Fotokeratoskopi

Pada penelitian ini dirancang purwarupa instrumen untuk uji asesmen astigmatisme berbasis fotokeratoskopi. Secara umum, peragkat keras pengukuran topografi kornea melibatkan tiga bagian yaitu pengamat, pola placido, dan posisi naracoba [13], [16], [17]. Gambar 7 menunjukkan ilustrasi desain purwarupa pada penelitian ini. Sistem pencahayaan ruangan, baik alami maupun buatan, tidak mencukupi untuk proses akuisisi citra. Karena itu, purwarupa dilengkapi dengan sistem pencahayaan tambahan. Di samping memastikan bahwa refleksi pola Placido pada kornea cukup terang, sistem ini juga berfungsi menyediakan pencahayaan dengan iluminansi yang merata pada pola Placido. Sumber iluminansi harus diletakkan pada posisi yang menghasilkan jejak iluminansi yang simetris dan terpusat pada pola (Gambar 8). Dengan begitu, pola memperoleh paparan cahaya maksimum dan seragam pada seluruh bagian permukaannya. Posisi muka lampu tidak boleh langsung menghadap kornea agar: (1) tidak menimbulkan refleksi berlebih pada mata dan (2) tidak menimbulkan ketidaknyamanan akibat silau bagi naracoba. Untuk meratakan iluminansi lampu pada pola Placido, lampu dilengkapi dengan difusser.



Gambar 7 Desain purwarupa perangkat asesmen astigmatisme

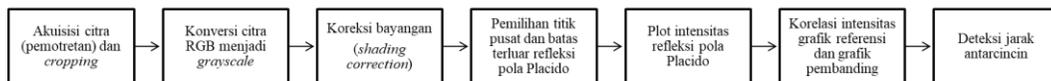


Gambar 8 Sistem Iluminasi simetris dan terpusat pada Pola Placido

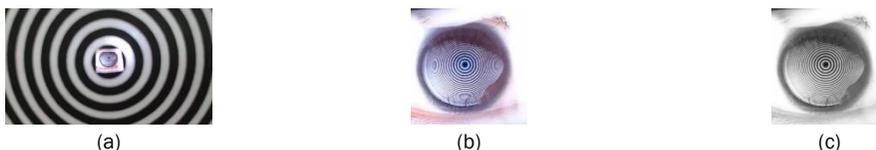
Pola dan dudukan dagu diatur pada jarak kerja $L = 8$ cm. Kamera smartphone (lengkap dengan tripod) diletakkan pada jarak 7 cm di belakang pola atau 15 cm dari kornea naracoba. Kamera smartphone yang digunakan memiliki resolusi 20,7 Megapiksel, dengan system otofokus, dan sensor CMOS berukuran $6,17 \text{ mm} \times 4,55 \text{ mm}$. Muka kedua lampu menghadap pola pada sudut 45° terhadap normal pola. Sistem pencahayaan menghasilkan iluminansi sebesar 778 lux. Naracoba diminta meletakkan dagu pada dudukan dalam posisi menghadap pola dan fokus pada lubang di bagian tengah pola. Percobaan untuk setiap mata dilakukan terhadap jenis pola uji pada Tabel I.

c. Pemrosesan dan Analisa Citra Digital

Tahapan pemrosesan citra refleksi pola Placido pada kornea ditunjukkan pada Gambar. 9. Citra dipindahkan ke komputer menggunakan fasilitas kabel USB. Tidak seluruh area dari citra terakuisisi (Gambar 10. (a)) dibutuhkan dalam analisa, maka dilakukan *cropping* untuk mengambil hanya area kornea sebagai ROI (*Region of Interest*). Untuk mempermudah definisi algoritma, seluruh citra refleksi pola Placido dipotong dengan ukuran yang sama, yaitu 500×500 piksel (Gambar 10. (b)). Hal ini serupa dengan salah satu desain video keratometer menghasilkan citra area kornea dengan resolusi 625×625 piksel[16]. Karena yang dibutuhkan dalam pemrosesan citra refleksi pola Placido adalah informasi intensitas, maka informasi spektral (warna) dapat diabaikan. Untuk itu, citra RGB diubah menjadi citra keabuan (*grayscale*) dengan metode *averaging* pada persamaan (6) dengan I_R, I_G, I_B adalah intensitas citra pada masing-masing kanal merah, hijau, dan biru. Citra yang sudah dikonversi tampak pada Gambar 10(c).



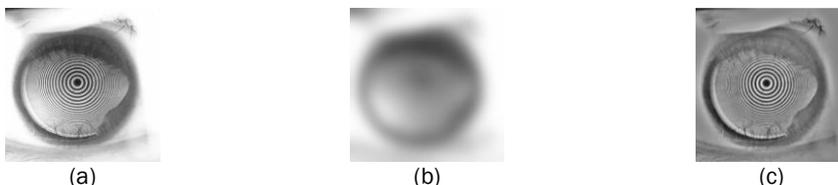
Gambar 9. Tahapan pemrosesan dan analisa citra digital



Gambar 10. (a) Citra terakuisisi; (b) ROI dalam RGB; (c) ROI dalam citra keabuan (*grayscale*)

$$I_{grayscale} = \frac{[I_R(x,y)+I_G(x,y)+I_B(x,y)]}{3} \tag{6}$$

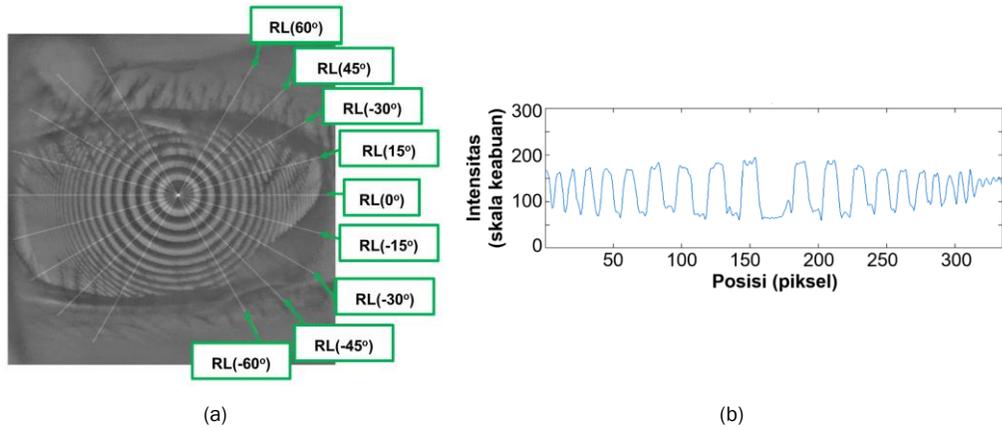
Perlu diperhatikan bahwa pada citra refleksi pola Placido, terdapat efek bayangan (*shading*) yang dicirikan dengan iluminansi yang tidak merata pada citra sebagai akibat dari kelengkungan dan reflektivitas bola mata yang tidak dapat dihindari. Untuk mengatasi hal tersebut, dilakukan proses koreksi bayangan (*shading correction*). Citra koreksi didapatkan dari operasi substraksi antara citra awal dan citra hasil penerapan filter Gaussian dengan nilai variansi sebesar $\sigma^2 = 20$ (Gambar 11). Pemilihan nilai variansi pada filter Gaussian ini perlu cukup besar sehingga dapat memperbaiki histogram derajat keabuan agar mendekati distribusi normal yang menandakan sebaran skala keabuan menjadi lebih merata pada citra koreksi.



Gambar 11. Proses koreksi bayangan; (a) Citra awal; (b) Citra dengan filter gaussian variansi 20; (c) Citra koreksi

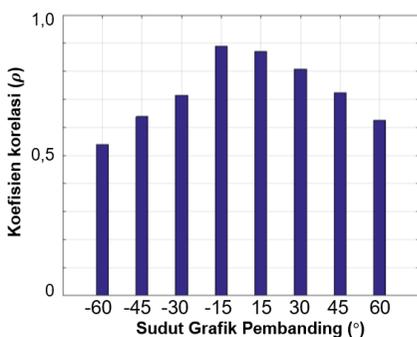
Selanjutnya karakter simetrisitas dan konsistensi jarak antarcincin dapat dilakukan. Karakter simetrisitas diteliti dari kemiripan profil intensitas refleksi pola Placido pada sudut-sudut yang dipilih. Profil intensitas yang dihasilkan harus berada pada titik pusat dan batas yang sama. Oleh karena itu, dilakukan pemilihan koordinat titik pusat refleksi pola Placido $[i_0, j_0]$ dan koordinat batas terluar refleksi pola Placido yang ingin ditinjau, yaitu $[i_1, j_1]$ secara manual. Koordinat $[i_1, j_1]$ dipilih dari diameter cincin terluar refleksi pola Placido yang tidak terganggu kelopak mata. Setelah itu, dihasilkan suatu array berukuran $(1 \times 2e)$ piksel. Array ini tampak sebagai garis horizontal yang titik tengahnya terletak di $[i_0, j_0]$. Variabel e adalah jumlah piksel dari j_0 hingga j_1 atau bisa dianggap sebagai jari-jari total lingkaran refleksi pola Placido. Array ini dinyatakan dalam suatu matriks $RL(0^\circ)$ yang dipetakan sebagai profil intensitas dalam bentuk grafik posisi piksel terhadap intensitas. $RL(0^\circ)$ dinyatakan sebagai grafik referensi, yaitu grafik yang merepresentasikan intensitas citra refleksi pola Placido pada sudut pengamatan 0° . Profil intensitas pada sudut ini dipilih sebagai referensi karena paling minim terganggu bagian wajah seperti bulu mata dan hidung, sehingga memiliki informasi intensitas paling lengkap.

Selanjutnya, dibuat grafik pembanding dengan memutar posisi “garis” $RL(0^\circ)$ terhadap sumbu horizontal. Grafik pembanding ini selanjutnya disebut sebagai $RL(m^\circ)$. Jarak sampling $RL(m^\circ)$ adalah 15° dengan jumlah sampling sebanyak 4 buah, masing-masing untuk searah jarum jam dan berlawanan arah jarum jam. Terdapat 8 array $RL(m^\circ)$ yang kemudian dikonversi menjadi grafik intensitas seperti tampak pada Gambar 12.

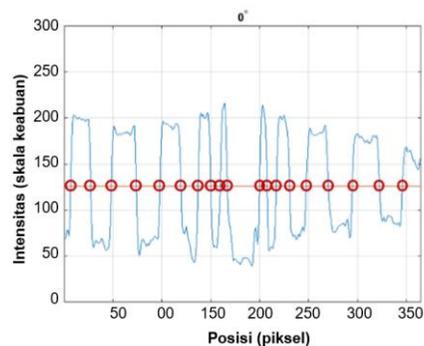


Gambar 12. (a) Ilustrasi posisi matriks dari citra placido: $RL(0^\circ)$ merupakan matriks garis referensi, 8 matriks $RL(m^\circ)$ dengan kenaikan setiap 15° ; (b) plot matriks intensitas $RL(0^\circ)$

Dapat dilihat dari Gambar 12 (b) plot matriks RL menunjukkan sebaran intensitas dengan nilai 0 merepresentasikan warna hitam dan 255 merupakan putih. Idealnya, refleksi pola placido pada kornea sehat akan memiliki bentuk simetris dan menunjukkan konsistensi jarak antar cincin pada seluruh sudut. Kondisi ideal ini dapat dijadikan acuan dan diukur dengan hubungan korelasi matriks intensitas setiap sudut terhadap matriks referensi pada sudut 0° . Simetrisitas dan konsistensi yang ideal akan terepresentasikan dengan nilai korelasi yang uniform. Nilai korelasi kemudian diamati dalam bentuk representasi grafik korelasi seperti tampak pada Gambar 13.



Gambar 13. Grafik korelasi antara $RL(m^\circ)$ dan $RL(0^\circ)$



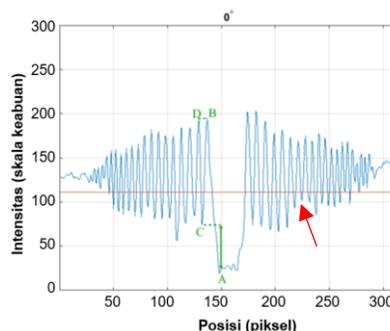
Gambar 14. Ilustrasi deteksi titik-titik batas cincin

Hasil korelasi tidak dapat dijadikan kuantitas tunggal dalam deteksi astigmatisme dalam metode ini, simetrisitas yang baik tidak menjamin kondisi mata bebas dari astigmatisme. Selain simetrisitas, jarak antar cincin perlu diperhatikan dalam proses analisis. Penentuan jarak antar cincin dilakukan dengan pengamatan intensitas pada citra yang telah diproses.

Walaupun secara ideal cincin pola placido yang digunakan memiliki nilai biner, dalam keberjalanan informasi tentunya kondisi ini tidak sempurna. Refleksi dari bola mata tidak sempurna, sebaran cahaya yang tidak seragam, maupun respon dari perangkat perekam dapat mempengaruhi nilai intensitas dari cincin pola placido. Fakta tersebut menyebabkan pendeteksian jarak antar cincin pun tidak dapat dengan dilakukan secara trivial.

Terdapat dua parameter dari matriks intensitas $RL(m^\circ)$ yang kemungkinan dimanfaatkan dalam melakukan estimasi jarak antar cincin, rata-rata intensitas maksimum dan minimum global atau rata-rata keseluruhan nilai intensitas. Titik-titik perpotongan parameter nilai rata-rata dengan nilai-nilai intensitas dari matriks $RL(m^\circ)$ didefinisikan sebagai titik perbatasan antara nilai terang dan gelap atau batas cincin. Apabila titik-titik tersebut dapat dideteksi maka selanjutnya estimasi jarak antar cincin bisa diperoleh. Gambar 14 menunjukkan ilustrasi estimasi titik batas antar cincin. Grafik menunjukkan plot dari matriks $RL(0^\circ)$ dan garis horizontal merupakan nilai rata-rata dari matriks RL , titik batas antar cincin ditunjukkan dengan lingkaran merah.

Berdasarkan pengujian awal, didapatkan bahwa parameter rata-rata keseluruhan nilai intensitas dapat memberikan informasi yang lebih konsisten terhadap seluruh data yang diolah. Penggunaan nilai rata-rata maksimum dan minimum lokal justru lebih rentan terhadap tidak terdeteksinya titik batas antar cincin akibat *offset* garis rata-rata yang selanjutnya dapat menyebabkan estimasi jarak memiliki error yang cukup besar seperti tampak pada Gambar 15. Titik A, yang sangat jauh terhadap titik C, menunjukkan outlier nilai minimum lokal. Pada panah merah ditunjukkan hasil intensitas tengah yang didapatkan justru terlalu dekat dengan nilai minimum local sehingga tidak representatif. Selanjutnya setelah titik-titik batas terdeteksi dilakukan perhitungan jarak antar cincin yang dapat diperoleh dengan menghitung selisih pixel posisi antar titik yang terdeteksi sebelumnya. Nilai jarak antar cincin akan menjadi informasi penting pada estimasi daya optis.



Gambar 15. Potensi kesalahan estimasi jarak antar cincin menggunakan nilai rata-rata maksimum dan minimum lokal

4 Hasil dan Diskusi

a. Karakter Koefisien Korelasi pada Citra Ideal

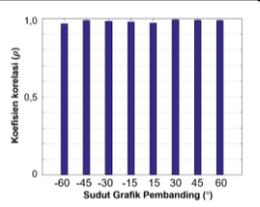
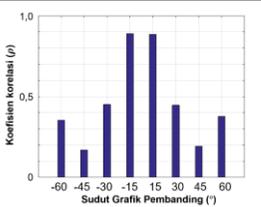
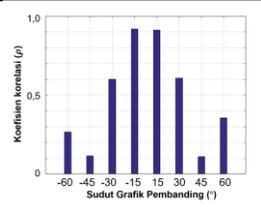
Pola grafik korelasi digunakan untuk merepresentasikan simetrisitas dan konsistensi jarak antar cincin pada purwarupa deteksi astigmatisme ini. Dengan demikian, diperlukan informasi awal mengenai pola grafik korelasi terhadap jenis astigmatisme tertentu. Untuk itu dilakukan karakterisasi melalui informasi ideal berupa citra simulasi. Citra simulasi dibangkitkan secara digital dengan parameter yang menyerupai refleksi pola placido. Kondisi

mata ideal dan mata astigmatisme dikemas dalam informasi citra simulasi fotokeratoskopi. Kondisi mata ideal disimulasikan dengan citra lingkaran konsentris, sedangkan kondisi astigmatisme direpresentasikan dengan citra lingkaran dengan ragam simetrisitas yang menyerupai kondisi astigmatisme seperti tampak pada Tabel 2 dan Tabel 3. Pada citra simulasi hanya digunakan model pola placido dengan z seragam serupa dengan pola B2 pada Tabel 1 sebagai *baseline*. Citra simulasi berukuran 500 × 500 piksel.

Pada kornea astigmatik, terjadi perubahan simetri akibat perubahan jarak antarcincin. Perubahan jarak antar cincin menyebabkan: (1) perubahan jumlah piksel yang merepresentasikan puncak/lembah gelombang, dan atau (2) pergeseran (*shift*) antara grafik intensitas referensi dan grafik intensitas pembanding, sehingga dapat mempengaruhi besarnya nilai koefisien korelasi *K*.

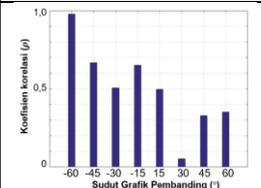
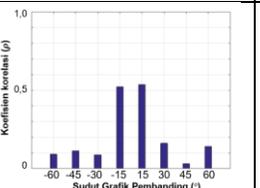
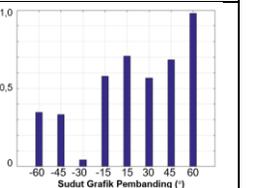
Sebagaimana yang telah umum nilai koefisien korelasi bernilai 0 menunjukkan kemiripan yang rendah antara dua variabel, sedangkan nilai 1 menunjukkan tingkat kemiripan yang sempurna antara dua variabel. Tabel 2 menunjukkan pola-pola grafik koefisien korelasi dari beragam sudut pengujian citra model.

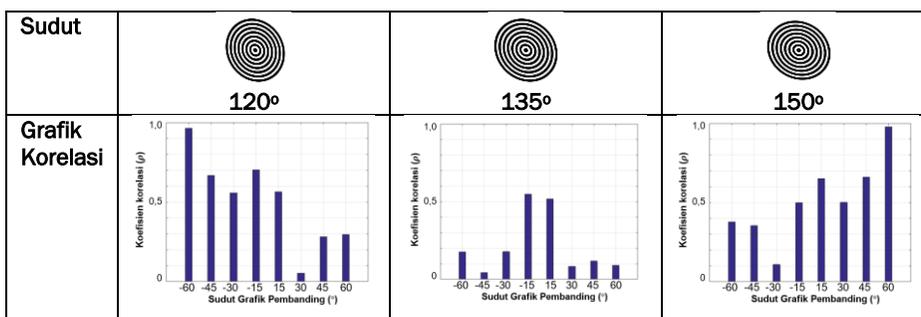
Tabel 2 Uji Korelasi Citra Model Refleksi pada Kornea

Citra Model	 Sehat	 WTR Astigmatisme	 ATR Astigmatisme
Grafik Korelasi			

Dari plot koefisien *K* pada nampak bahwa kornea sehat akan memiliki nilai *K* yang cenderung tinggi dan homogen mendekati nilai 1, sedangkan pada kornea astigmatisme nilai korelasi matriks $RL(m^\circ)$ berbeda-beda yang diakibatkan geometri bola mata yang berubah pada astigmatisme terepresentasikan dengan nilai intensitas yang berubah dan jarak antar cincin yang berubah terepresentasi dengan nilai pixel yang berubah juga.

Tabel 3 Model Citra Refleksi Placido Pada Kornea Astigmatisme Oblique

Sudut	 30°	 45°	 60°
Grafik Korelasi			



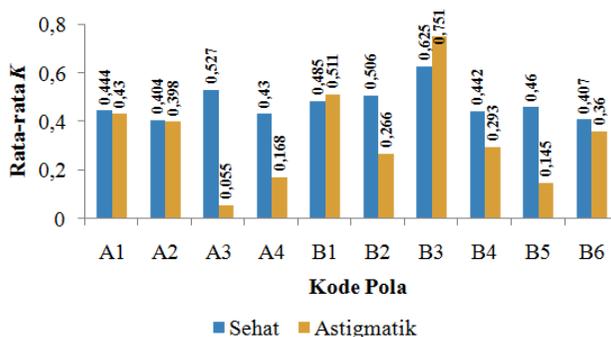
Selanjutnya, dari pengujian beragam sudut meridian pada astigmatisme diperoleh data seperti pada Tabel 3. Dapat diamati bahwa karakteristik grafik *K* memiliki kemiripan pada sudut-sudut tertentu. Kondisi astigmatisme oblique 45° akan memiliki karakteristik pola grafik yang serupa dengan sudut 135°, 30 dengan 120, dan 60 dengan 150. Berdasarkan hal ini dapat ditunjukkan bahwa pengamatan nilai korelasi *K* memiliki keterbatasan dalam mengidentifikasi sudut astigmatisme, parameter ini dapat mendeteksi adanya indikasi astigmatisme namun tidak dapat secara akurat melakukan diagnosis lengkap terhadap jenis kondisi astigmatisme. Selain mendapatkan informasi karakteristik pola nilai *K* pada ragam sudut astigmatik, berdasarkan hasil uji ini didapatkan juga informasi bahwa pada kondisi kornea sehat parameter rata-rata nilai $K \approx 1$, sedangkan kornea astigmatik menghasilkan nilai rata-rata $K < 0,495$.

b. Karakter Koefisien Korelasi Citra Refleksi Placido Aktual

Dipilih sebanyak 10 kornea sehat dan 2 kornea astigmatik dari 6 orang naracoba untuk dijadikan objek terhadap standar refleksi pola Placido pada kornea sehat. Naracoba dipilih dari kalangan mahasiswa berusia 19-25 tahun. Kondisi kornea naracoba dipastikan berdasarkan preskripsi kacamata dari hasil pengukuran dengan instrumen referensi, yaitu autorefraktometer. Naracoba yang mengalami miopi atau hipermetropi dapat mengikuti pengujian. Naracoba yang memiliki riwayat memakai lensa kontak atau operasi mata tidak dapat diikutsertakan dalam pengambilan data. Pengambilan data bersifat aman dan tidak membahayakan keselamatan naracoba.

Pengujian ini bertujuan untuk menemukan pola Placido yang optimal untuk digunakan pada prototipe fotokeratoskopi. Area tinjau refleksi placido dibatasi pada lingkaran terluar pola yang tidak terganggu dengan kelopak mata maupun bulu mata, atau cincin utuh terluar. Nilai *K* dari eksperimen dengan enam orang naracoba dan 10 pola placido ditampilkan pada Gambar 16.

Dari 10 jenis pola, pola yang dipilih harus memiliki properti koefisien korelasi *K* berupa: (1) rata-rata $K > 0,5$ untuk kornea sehat, (2) rata-rata $K < 0,5$ untuk kornea astigmatik, sesuai dengan hasil uji citra model pada bagian A. Didapatkan bahwa pola A3, B2, dan B3 memenuhi syarat pertama. Namun, pola B3 menghasilkan *K* rata-rata kornea astigmatik yang lebih tinggi daripada *K* rata-rata kornea sehat. Ini indikasi bahwa pola B3 tidak sensitif terhadap penyimpangan simetrisitas refleksi pola Placido pada kornea astigmatik. Oleh karena itu, pola A3 dan B2 dipilih sebagai kandidat terbaik. Akan tetapi, pola B2 dipilih karena memiliki jumlah cincin yang lebih banyak dan jarak antar cincin yang rapat sehingga informasi yang bisa didapatkan akan semakin banyak.



Gambar 16 Perbandingan K Pola Placido pada Kornea Sehat dan Kornea Astigmatik

Dari hasil perhitungan K tersebut, nampak bahwa tidak semua pola yang diuji berhasil mendapatkan informasi korelasi pada kornea sehat/astigmatik dengan baik. Selain karakter masing-masing pola seperti jarak antarcincin, jumlah cincin, dan diameter, terdapat berbagai faktor yang berpotensi mengganggu kalkulasi koefisien korelasi K dari citra refleksi Placido. Faktor-faktor tersebut adalah sebagai berikut:

1. Gangguan bagian-bagian wajah pada refleksi pola Placido, seperti bayangan hidung dan bulu mata yang sangat tergantung pada morfologi wajah setiap orang.
2. Pemilihan $[i_0, j_0]$ yang tidak tepat pada titik pusat refleksi yang sebenarnya.
3. Efek *shading* yang tidak dapat dieliminasi secara total dari citra awal sehingga menyebabkan berkurangnya homogenitas intensitas cincin pada citra dibandingkan dengan objek.
4. Sensitivitas sensor kamera yang kurang merata pada seluruh titik citra.
5. Gerakan naracoba atau operator saat akuisisi citra.

c. Perhitungan Daya Optis Kornea Sehat

Untuk memperoleh informasi daya optis, perlu diketahui jarak antarcincin pada refleksi pola Placido (z_r) dan posisi batas antar cincin. Batas antar cincin ditetapkan sebagai piksel yang intensitasnya bernilai sama atau mendekati intensitas pertengahan global, yaitu rata-rata intensitas dari seluruh piksel pada suatu grafik intensitas. Grafik intensitas yang dipilih adalah grafik 0° karena paling minim terganggu bagian wajah lain seperti bulu mata dan bayangan hidung. Adapun satuan z_r adalah piksel, sehingga harus dikonversi ke satuan mm dengan formulasi seperti pada (6) dan (7).

$$\frac{z_r \text{ piksel}}{r_r \text{ piksel}} = \frac{z_r \text{ mm}}{r_r \text{ mm}} \tag{6}$$

$$\frac{z_r \text{ piksel}}{\Sigma z_r \text{ piksel}} = \frac{z_r \text{ mm}}{\Sigma z_r \text{ mm}} \tag{7}$$

$$P_{koreksi} = f_{koreksi} \times P \tag{8}$$

Rata-rata refleksi pola Placido mampu menjangkau 58,9 % area kornea dari jarak kerja 8 cm. Dengan asumsi jari-jari iris adalah 5,9 mm, didapatkan rata-rata jari-jari refleksi r_r sebesar 4,529 mm untuk seluruh citra. Dengan memanfaatkan rata-rata tersebut, dapat diperoleh data daya optis berdasarkan trigonometri kornea. Tabel 4 menunjukkan hasil perhitungan daya optis kornea berdasarkan pengukuran terhadap kornea sehat menggunakan purwarupa perangkat fotokeratoskopi dengan pola B2. Adapun rata-rata P tidak mendekati angka daya

optis menurut referensi (+46 D untuk permukaan anterior kornea). Diperoleh rata-rata daya optis kornea sehat sebesar $+55,560 \pm 1,202$ D atau dengan variansi sebesar 2,2%. Karena variansi yang didapat cukup kecil dapat dianggap bahwa data bersifat presisi. Pada prinsip pengukuran data yang presisi dapat digeser agar mendekati nilai sebenarnya. Pada kasus ini, koreksi dilakukan dengan cara memanfaatkan faktor koreksi $f_{koreksi} = 0,828$ sesuai persamaan (8) sehingga didapatkan Daya optis terkoreksi ($P_{koreksi}$). Diperoleh rata-rata daya optis kornea terkoreksi adalah +46D. Ketidakakuratan pengukuran daya optis kornea ini dapat disebabkan oleh pengaruh perbesaran objek atau *magnification ratio* pada kamera yang pada penelitian ini tidak diketahui nilainya.

Tabel 4 Hasil Kalkulasi Daya Optis dari pola B2

k	z _i (piksel)	z _i (mm)	θ (rad)	R _k (mm)	P (Dioptri)	P _{koreksi} (Dioptri)
0	24	0,67	0,12	5,78	58,36	48,32
1	26,1	0,73	0,23	6,17	54,68	45,27
2	21,4	0,60	0,34	6,04	55,89	46,28
3	20,9	0,58	0,44	6,08	55,48	45,93
4	16,7	0,47	0,53	6,01	56,13	46,47
5	17,2	0,48	0,61	6,11	55,23	45,73
6	13	0,36	0,69	6,10	55,29	45,78
7	13	0,36	0,76	6,19	54,57	45,18
8	9,9	0,28	0,82	6,20	54,41	45,04
Jumlah			Rata-rata		55,6	46,0
.	162,3	4,53	Standar Deviasi		1,2	1,0

d. Evaluasi Desain Purwarupa Fotokeratoskopi Digital

Berdasarkan beberapa pengujian yang telah dilakukan pada purwarupa fotokeratoskopi digital ini, terdapat beberapa hal yang perlu diperhatikan. Dari sisi pengolahan citra, metoda yang ditawarkan memiliki keunggulan pada metode uji simetrisitas refleksi pola Placido yang menunjukkan potensi deteksi astigmatisme. Namun, uji simetrisitas ini masih memiliki kekurangan karena ketidakmampuan dalam mendeteksi atau mendiagnosis secara pasti jenis astigmatisme yang terjadi.

Pemanfaatan kamera pada ponsel cerdas dimaksudkan untuk memaksimalkan pemanfaatan gawai yang saat ini umum dimiliki dan mudah didapatkan. Namun demikian, perlu diperhatikan bahwa beberapa spesifikasi yang tertanam pada kamera ponsel menimbulkan keterbatasan seperti tidak adanya *optical zoom* mempengaruhi resolusi citra pada batas tertentu. Selain itu, tidak ada standar khusus atau pasti mengenai geometri optik yang digunakan pada setiap ponsel pintar sehingga jenis lensa yang beragam yang digunakan pada sebarang jenis ponsel akan mempengaruhi perbesaran maupun distorsi yang terjadi yang lebih lanjut akan mempengaruhi perolehan informasi pada metode fotokeratoskopi digital ini.

Metode fotokeratoskopi yang ditawarkan pada penelitian ini berbasis fenomena refleksi, sehingga interaksi cahaya dan material menjadi kunci keberhasilan metode ini. Oleh karena itu, keseragaman cahaya iluminansi latar belakang pada proses akuisisi memegang peranan penting. Telah disampaikan desain pencahayaan eksternal untuk mengatasi masalah ini. Iluminansi yang kurang memadai maupun yang berlebihan dapat menyebabkan kaburnya batas cincin (*false edge*) yang menyulitkan analisis.

Untuk diameter (d_{pola}) yang sama, pola Placido dengan jarak antarcincin yang semakin besar memiliki jumlah cincin yang lebih sedikit daripada pola Placido dengan jarak antarcincin yang sama besar. Dengan jumlah cincin yang lebih sedikit, informasi kelengkungan yang berhasil didapatkan pun akan jauh lebih sedikit. Namun, jumlah maupun kerapatan cincin pada pola umumnya perlu disesuaikan dengan kemampuan kamera. Tingginya jumlah cincin maupun kerapatannya tidak menjamin akurasi apabila perangkat akuisisi tidak dapat mengimbangi.

Dengan beberapa evaluasi pada perangkat fotokeratoskopi digital pada penelitian ini, beberapa perbaikan dapat dilakukan. Pertama adalah dengan optimasi dan otomasi tahapan pengolahan citra digital, meliputi proses deteksi area *RoI*, penentuan parameter *shading correction*, serta deteksi titik pusat dan titik terluar pola. Dengan begitu diharapkan dapat meningkatkan reproduibilitas dari pengukuran. Kedua adalah dengan melakukan pengujian dan kalibrasi yang dapat membantu mengidentifikasi parameter alat perekam. Ketiga, penambahan jumlah sampel dari naracoba astigmatisme dengan jenis astigmatisme yang beragam juga. Terakhir adalah pengembangan lebih lanjut algoritma pengolahan citra yang dapat membedakan dan mengklasifikasikan jenis astigmatisme pada naracoba.

5 Kesimpulan

Prototipe fotokeratoskopi digital dengan analisa citra digital telah berhasil dibangun dan dijelaskan dalam makalah ini. Dalam desain prototipe ini telah diujicoba beragam pola placido untuk mencari pola terbaik yang tepat untuk digunakan dalam deteksi awal astigmatisme pada mata manusia. Pola placido terbaik adalah pola B2 dengan jumlah cincin placido $k = 15$ dan diameter lingkaran pusat 2 cm. Melalui pemanfaatan pola placido yang dipilih, uji coba awal menunjukkan keberhasilan pendeteksian astigmatisme melalui koefisien korelasi pearson mata normal adalah $K = 0.506$ dan untuk mata astigmatisme $K = 0.266$. Selain itu, diperoleh daya optis rata-rata kornea sehat sebesar $P = +55,560 \pm 1,202$ D. Dengan fkoreksi = 0,828, daya optis terkoreksi menjadi sebesar $P = +46,000 \pm 0,985$ D. Konstanta fkoreksi berlaku untuk jarak kerja 8 cm dan jarak pemotretan 15 cm. Prototipe ini mampu mendeteksi keberadaan astigmatisme, namun belum dapat menentukan jenis dan informasi sudut astigmatisme. Namun demikian, prototipe fotokeratoskopi dengan Analisa citra digital ini sangat menjanjikan alternatif akses deteksi awal astigmatisme.

6 Daftar Pustaka

- [1] H. D. Cavanaugh, *Ophthalmology. A Short Textbook*, vol. 90, no. 4. 1980.
- [2] M. Corbett et al., "Assessment of Corneal Shape," in *Corneal Topography*, Springer International Publishing, 2019, pp. 3–15.
- [3] P. R. Keller and P. P. van Saarloos, "Perspectives on corneal topography: A review of videokeratoscopy," *Clinical and Experimental Optometry*, vol. 80, no. 1, pp. 18–30, Jan. 1997, doi: 10.1111/j.1444-0938.1997.tb04843.x.
- [4] J. D. Micali, J. E. Greivenkamp, and B. C. Primeau, "Dynamic measurement of the corneal tear film with a Twyman-Green interferometer," in *Interferometry XVII: Advanced Applications*, 2014, vol. 9204, p. 920406, doi: 10.1117/12.2064431
- [5] T. Kohnen, "Astigmatism measurements for cataract and refractive surgery," *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, vol. 38, no. 12, p. 2065, Dec. 2012, doi: 10.1016/j.jcrs.2012.10.036.
- [6] S. A. Read, M. J. Collins, and L. G. Carney, "A review of astigmatism and its possible genesis: Invited review," *Clinical and Experimental Optometry*, vol. 90, no. 1. John

- Wiley & Sons, Ltd, pp. 5–19, 01-Jan-2007, doi: 10.1111/j.1444-0938.2007.00112.x.
- [7] M. Delrivo et al., “Agreement between placido topography and scheimpflug tomography for corneal astigmatism assessment,” *Journal of Refractive Surgery*, vol. 30, no. 1, pp. 49–53, Jan. 2014, doi: 10.3928/1081597X-20131217-06.
- [8] R. Martin, “Cornea and anterior eye assessment with placido-disc keratoscopy, slit scanning evaluation topography and scheimpflug imaging tomography,” *Indian Journal of Ophthalmology*, vol. 66, no. 3. Medknow Publications, pp. 360–366, 01-Mar-2018, doi: 10.4103/ijo.IJO_850_17.
- [9] M. Corbett, N. Maycock, E. Rosen, and D. O’Brart, *Corneal Topography*. Cham: Springer International Publishing, 2019.
- [10] R. Fan, T. C. Y. Chan, G. Prakash, and V. Jhanji, “Applications of corneal topography and tomography: a review,” *Clinical and Experimental Ophthalmology*, vol. 46, no. 2. Blackwell Publishing, pp. 133–146, 01-Mar-2018, doi: 10.1111/ceo.13136.
- [11] J. Huang et al., “Comparison of Anterior Segment Measurements with Scheimpflug/Placido Photography-Based Topography System and IOLMaster Partial Coherence Interferometry in Patients with Cataracts.,” *Journal of ophthalmology*, vol. 2014, p. 540760, 2014, doi: 10.1155/2014/540760.
- [12] J. D. Micali and J. E. Greivenkamp, “Dual interferometer for dynamic measurement of corneal topography,” *Journal of Biomedical Optics*, vol. 21, no. 8, p. 085007, Aug. 2016, doi: 10.1117/1.jbo.21.8.085007.
- [13] N. Gao, Y. Du, and Y. Zhao, “Real-time Human Corneal Images Processing Analysis of Placido Disk Corneal Topography Using Extenics,” *Procedia Computer Science*, vol. 162, pp. 383–391, Jan. 2019, doi: 10.1016/j.procs.2019.12.001.
- [14] J. Brody, S. Waller, and M. Wagoner, “Corneal topography: History, technique, and clinical uses,” *International Ophthalmology Clinics*, vol. 34, no. 3. Lippincott Williams and Wilkins, pp. 197–207, 1994, doi: 10.1097/00004397-199403430-00018.
- [15] T. Olsen, “On the calculation of power from curvature of the cornea,” *British Journal of Ophthalmology*, vol. 70, no. 2, pp. 152–154, 1986, doi: 10.1136/bjo.70.2.152.
- [16] “US5110200A - Video keratometer - Google Patents.” [Online]. Available: <https://patents.google.com/patent/US5110200A/en?q=photokeratoscope&oq=photokeratoscope&page=2>. [Accessed: 07-Oct-2020].
- [17] “US6450641B2 - Method of corneal analysis using a checkered placido apparatus - Google Patents.” [Online]. Available: <https://patents.google.com/patent/US6450641B2/en?q=photokeratoscope&oq=photokeratoscope>. [Accessed: 07-Oct-2020].