

Perbaikan Komponen Garis pada Citra Dental dengan Metode Histogram Modification Local Contrast Enhancement untuk Identifikasi Periodontitis

Hardika Khusnuliawati
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
hardika.khusnulia@gmail.com

Ardian Yusuf Wicaksono
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
ardianyusufw@gmail.com

Astris Dyah Perwita
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
astris14@mhs.if.its.ac.id

ABSTRAK

Sebuah citra dental memiliki komponen-komponen penting yang dapat digunakan untuk berbagai diagnosis penyakit. Salah satunya adalah komponen garis yang dapat digunakan untuk identifikasi penyakit periodontitis. Namun komponen garis ini sering tersamar dengan *background*. Oleh karena itu dibutuhkan metode perbaikan atau *enhancement* citra yang memodifikasi histogram citra radiograf untuk menonjolkan komponen detail garis pada citra. Pada penelitian ini diusulkan metode *Histogram Modification – Local Contrast Enhancement* untuk menonjolkan komponen garis pada citra dental. Setelah dilakukan perbaikan komponen garis, dilakukan klasifikasi penyakit periodontitis dengan algoritma *Line Operator*. Percobaan ini berhasil diterapkan serta menghasilkan akurasi 65%, *sensitivity* 61%, dan *specificity* 80%.

Kata Kunci

Perbaikan citra, histogram, identifikasi, klasifikasi.

1. PENDAHULUAN

Periodontitis merupakan suatu penyakit peradangan atau infeksi pada jaringan periodontal (Carranza dkk, 2006). Periodontitis dibagi menjadi dua yaitu periodontitis kronis dan periodontitis agresif. Periodontitis kronis biasanya terjadi pada usia dewasa, perjalanan penyakit yang cenderung lambat, dan disebabkan oleh faktor lokal. Gambaran radiografi pada periodontitis kronis yaitu tampak adanya kerusakan tulang secara horizontal. Periodontitis agresif biasanya terjadi pada usia muda, dibawah usia 30 tahun, perjalanan penyakit yang cenderung cepat, dan disebabkan oleh respon imun. Gambaran radiografi periodontitis agresif tampak pada adanya kerusakan tulang secara vertikal.

Proses deteksi penyakit periodontitis biasanya dilakukan secara klinis, namun jika dilakukan secara kasat mata dari citra *dental panoramic radiograph*, penyakit ini sangat sulit dideteksi (Cholissodin dkk, 2011). Citra radiograf dental terdiri atas gambaran tulang tengkorak manusia bagian bawah. Struktur tulang di bawah akar gigi dianggap sebagai benda padat dan *trabecular bone* yang memiliki banyak rongga direpresentasikan sebagai *linear structure*.

Metode perbaikan detail citra dengan memodifikasi histogram dilakukan oleh Sundaram, dkk (2011) dalam penelitian yang dilakukan untuk memperbaiki citra medis. Penelitian tersebut dilakukan pada citra mammogram yang dapat digunakan untuk identifikasi kanker payudara. Pada penelitian tersebut telah dibuktikan bahwa kemampuan metode yang diajukan mampu meningkatkan pendeteksian *microcalcification* pada citra mammogram dimana *microcalcification* memiliki tingkat

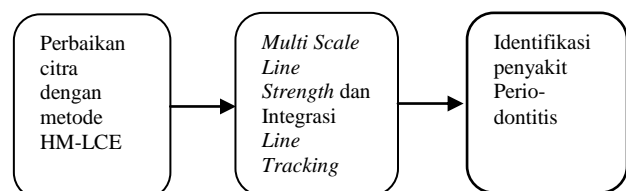
perbedaan kecerahan yang kurang signifikan jika dibandingkan dengan *background* sehingga sulit dideteksi (Sundaram dkk, 2011).

Terdapat beberapa algoritma yang telah diusulkan untuk menganalisis bentuk *linear structure* dan salah satunya adalah algoritma *Line Operator* (Zwiggelaar dkk, 2004). Algoritma ini pula yang digunakan Cholissodin, dkk (2011) untuk mendeteksi struktur tulang pada citra *dental panoramic radiograph* untuk mengidentifikasi penyakit periodontitis. Algoritma *Line Operator* bekerja untuk memperoleh suatu nilai yang disebut *line strength*. Nilai *line strength* merupakan nilai tertinggi hasil pengurangan piksel-piksel *foreground* terhadap piksel-piksel yang termasuk *background* pada beberapa sudut (Arifin dkk, 2010). Pada citra *dental panoramic radiograph*, perbedaan antara *foreground* dan *background* tidak terlalu menonjol terutama pada bagian tepian garis yang memiliki lebar tertentu. Hal ini menyebabkan komponen detail garis ini sulit dikenali oleh sistem sehingga dibutuhkan metode perbaikan atau *enhancement* citra yang memodifikasi histogram citra radiograf untuk menonjolkan komponen detail garis pada citra.

Pada penelitian ini diusulkan metode modifikasi histogram lokal atau *Histogram Modified - Local Contrast Enhancement* (HM-LCE) untuk menonjolkan komponen garis pada citra. Metode ini diharapkan mampu memperbaiki komponen garis pada citra dental sehingga dari citra tersebut dapat dilakukan klasifikasi dan identifikasi penyakit periodontitis yang akan dilakukan dengan algoritma *Line Operator*. Nilai *line strength* dari hasil algoritma *Line Operator* tersebut yang kemudian diintegrasikan dengan metode *Line Tracking* untuk melacak garis dari setiap piksel pada citra dengan diameter tertentu. Identifikasi penyakit periodontitis dapat dilakukan dengan menggunakan hasil binerisasi dari citra dental radiograf yang telah dilakukan.

2. METODE DAN MATERIAL

Penelitian dilakukan dalam beberapa tahapan. Tahapan-tahapan tersebut dijabarkan dalam diagram alur pada Gambar 1. Secara umum, tahapan penelitian terdiri atas proses perbaikan citra, binerisasi dan klasifikasi penyakit periodontitis secara otomatis dengan metode yang telah ditentukan.



Gambar 1. Proses Metode Penelitian

2.1 Data

Data uji coba yang digunakan adalah data *dental panoramic radiograph* yang diperoleh dari hasil kerjasama dengan *Institute of Tropical Disease (ITD)* Universitas Airlangga. Gambar 2 menunjukkan contoh dari citra *dental panoramic radiograph*.



Gambar 2 Citra Dental Panoramic Radiograph

2.2 Modified Histogram Dengan Local Contrast Enhancement

Perbaikan citra menggunakan *Histogram Equalization* (HE) mendistribusikan histogram citra keluaran dengan histogram kumulatif sebagai fungsi pemetaannya (Sasi & Jayasree, 2013). Namun metode ini dapat menjurus pada *over enhancement* dan mengakibatkan informasi detail dari citra awal hilang (Wang & Ward, 2007). Oleh karena itu, metode ini membutuhkan proses lain yang dapat mempertahankan detail-detail dari citra awal. Metode HE dengan *Local Contrast Enhancement* akan memodifikasi histogram yang sesuai sehingga dapat meningkatkan nilai perbaikan citra.

Sesuai Sundaram, dkk (2011), proses perbaikan utama terdiri atas dua tahapan yaitu modifikasi histogram dan teknik perbaikan kontras secara lokal. Pada tahap modifikasi histogram, histogram awal akan dimodifikasi sehingga histogram keluaran \bar{g} akan mendekati histogram yang *uniform*. Hal penting yang perlu ditekankan adalah apabila histogram masukan telah berbentuk *uniform*, maka distribusi pemetaan untuk histogram keluaran akan mirip dengan histogram masukan (Sundaram dkk, 2011). Tujuan lain dari proses ini adalah untuk memperkecil perbedaan antara histogram citra masukan dengan histogram keluaran hasil modifikasi atau memperkecil nilai $(\bar{g} - g_i)$. Berdasarkan Sundaram, dkk (2011) tujuan ini bisa dicapai dengan menerapkan *bi-criteria optimization problem* sesuai dengan Persamaan (1).

$$\min \|\bar{g} - g_i\| + \psi \|\bar{g} - u\| \quad (1)$$

Variabel \bar{g} adalah histogram keluaran, g_i adalah histogram masukan, u adalah histogram *uniform*, dan ψ merupakan parameter *enhancement* dengan rentang nilai antara 0 dan 1. Solusi analitikal dari Persamaan (1) dapat diperoleh dengan Persamaan (2).

$$\bar{g} = \frac{g_i - \psi u}{1 + \psi} = \left(\frac{1}{1 + \psi} \right) g_i + \left(\frac{\psi}{1 + \psi} \right) u \quad (2)$$

Tahap kedua adalah *Local Contrast Enhancement* yang akan memperbaiki detail dari citra masukan secara lokal. Tahapan ini akan memproses histogram keluaran tahap pertama dan kemudian akan mentransformasikan histogram tersebut dengan berbasis distribusi level keabuan dan sifat lain yang ada pada setiap piksel pada citra. Beberapa pendekatan statistik dibutuhkan padan metode *Local Contrast Enhancement* ini. Pertama menghitung rata-rata global m dan standar deviasi σ sesuai dengan Persamaan (3) dan Persamaan (4).

$$m = \sum_{i=0}^{L-1} r_i P(r_i) \quad (3)$$

$$\sigma = \sqrt{\sum_{i=0}^{L-1} (r_i - m)^2 P(r_i)} \quad (4)$$

Variabel r merupakan nilai diskrit level keabuan yang berada di rentang $[0, L-1]$ dan variabel $P(r_i)$ adalah komponen histogram normal yang berkorespondensi dengan nilai r hingga nilai ke- i . Basis dari *Local Contrast Enhancement* adalah penggunaan rata-rata lokal dan varians yang dijabarkan dalam Persamaan (5) dan (6). Rata-rata lokal dan varians dihitung menggunakan nilai piksel pada sub-citra S_{xy} dengan ukuran w_x, w_y dan berpusat pada (x, y) .

$$m_{S_{xy}} = \sum_{(s,t) \in S_{xy}} r_{s,t} P(r_{s,t}) \quad (5)$$

$$\sigma = \sqrt{\sum_{(s,t) \in S_{xy}} (r_{s,t} - m_{S_{xy}})^2 P(r_{s,t})} \quad (6)$$

Variabel $r_{s,t}$ adalah level keabuan pada koordinat (s, t) sesuai dengan ketetanggaan sub-citra dan $P(r_{s,t})$ adalah ketetanggaan dari komponen histogram normal sesuai dengan nilai keabuannya. Setelah semua perhitungan statistik dari histogram modifikasi didapatkan, maka mengikuti Sundaram, dkk (2011) diterapkan Persamaan (7) untuk menghasilkan citra keluaran sesuai dengan perbaikan.

$$g(x, y) = \begin{cases} \{E \cdot f(x, y) & \text{if } m_{S_{xy}} \leq K_0 M \text{ and } K_1 D \leq \sigma_{S_{xy}} \leq K_2 D \\ f(x, y) & \text{otherwise} \end{cases} \quad (7)$$

Variabel $g(x, y)$ adalah citra keluaran proses *enhancement* dan $f(x, y)$ hasil dari modifikasi histogram. Nilai E, K_0, K_1 , and K_2 merupakan nilai konstanta positif dan $K_0 < 1, K_1 < K_2$ dengan K_2 lebih dari 1 untuk perbaikan area terang dan kurang dari 1 untuk area gelap.

2.3 Multi Scale Line Strength dan Integrasi Line Tracking

Multi Scale Line Operator merupakan sebuah algoritma yang dapat digunakan untuk mendeteksi garis pada citra radiograf. Ada dua parameter yang dibutuhkan pada algoritma ini yaitu sudut (θ) dan panjang (M) (Ball, 2007). Nilai θ bervariasi antara 0 derajat sampai 180 derajat. Sementara M merepresentasikan panjang dari sebuah *moving window*. Sebagai contoh, apabila terdapat 12 nilai sudut dan M adalah 5, maka *Multi Scale Line Strength* akan membentuk 12 bentuk rotasi dengan sudut 0, 15, 30, 45, 60, 75, 90, 105, 120, 135, 150, dan 165 derajat dan membentuk *moving window* dengan ukuran 5x5 piksel.

Line Strength dihitung dengan menggunakan *Multi Scale Line Operator* di setiap piksel (x, y) pada citra masukan. *Line Strength* merupakan hasil pengurangan antara *foreground* dengan *background* (Arifin dkk, 2010). Sebuah nilai $F(x, y, \theta)$ merupakan jumlahan dari piksel citra dikali dengan nilai *foreground mask* yang berhubungan. Nilai $B(x, y, \theta)$ merupakan jumlahan piksel citra dikali dengan nilai *background mask* yang

berhubungan. Nilai dari Line Strength $S(x,y)$ dapat dihitung dengan mengikuti Arifin, dkk (2010) sesuai Persamaan (8). *Foreground mask* dan *background mask* ditentukan dengan garis sesuai panjang M dan lebar satu piksel dengan orientasi sudut θ .

$$S(x,y) = \max_{\theta \in \Theta} \{F(x,y,\theta) - B(x,y,\theta)\} \quad (8)$$

Struktur garis lokal yang memiliki kontras baik dan cocok dengan *foreground mask* akan memiliki nilai yang tinggi pada pemetaan *Line Strength*. Interpolasi bilinear digunakan untuk merotasi citra untuk pada selain nol untuk mendapatkan hasil yang lebih baik. Metode *Gaussian Pyramid* (Adelson dkk, 1984) juga diterapkan untuk menganalisis permasalahan *multi scale* yang terjadi karena perbedaan segmen di setiap struktur garis.

Line Strength yang didapatkan dari *Multi Scale Line Operator* diintegrasikan dengan algoritma *Line Tracking* untuk mengoptimasi deteksi struktur garis berdasarkan sudut dan diameter. Algoritma ini menggunakan histogram citra untuk mendapatkan batas piksel dari area yang dilacak dengan nilai ambang sesuai dengan intensitas frekuensi citra (Vlachos & Dermatas, 2010). Jika variabel $I(x,y)$ adalah tingkat kecerahan piksel dari citra masukan pada posisi (x,y) dan Vs adalah sebuah set dari piksel-piksel *seed* yang termasuk piksel inisial untuk proses pelacakan maka set piksel *seed* Vs menurut Vlachos, dkk (2010) ini didefinisikan seperti Persamaan (9).

$$Vs = \{(x,y) : Tlow < I(x,y) < Thigh\} \quad (9)$$

Variabel *Tlow* dan *Thigh* adalah dua nilai ambang yang secara otomatis diestimasi dari histogram menggunakan ukuran dari area pelacakan. Setelah set piksel *seed* didapatkan, nilai confidence dari setiap piksel yang termasuk struktur garis pada skala W akan diestimasi dan disimpan dalam *array* Cw . Inisialisasi *array* untuk nilai *confidence* dituliskan pada Persamaan (10).

$$Cw(x,y) = 0 \quad (10)$$

Nilai perkalian setiap bagian dari setiap piksel untuk delapan ketetanggaan Vs dihitung dengan perhitungan Persamaan (11).

$$Vl((x,y)) = \begin{cases} I(x \pm 1, y + w) + I(x \pm 1, y - w) - 2I(x \pm 1, y) \\ I(x + w, y \pm 1) + I(x - w, y \pm 1) - 2I(x, y \pm 1) \\ I(x \pm 1 + w, y \pm 1 - w) + I(x \pm 1 - w, y \pm 1 + w) - 2I(x \pm 1, y \pm 1) \\ I(x \pm 1 + w, y \mp 1 + w) + I(x \pm 1 - w, y \mp 1 - w) - 2I(x \pm 1, y \mp 1) \end{cases} \quad (11)$$

Variabel Vl merupakan nilai *cross sectional* dan w adalah diameter dari struktur garis. Piksel tetangga yang memiliki nilai $Vl > T$ akan memiliki nilai Cw yang lebih besar dengan T sebagai nilai ambang (Cholissodin dkk, 2011). Piksel pelacakan yang baru dapat dikalkulasi dengan Persamaan (12).

$$(x_c, y_c) = (x + r \cos \theta_0, y + r \sin \theta_0) \quad (12)$$

Variabel (x_c, y_c) adalah piksel pelacakan yang baru sesuai dengan perhitungan posisi (x, y) yang sebelumnya, diameter r , dan arah sudut θ .

2.4 Identifikasi Penyakit Periodontitis

Untuk mendeteksi penyakit periodontitis pada citra *dental panoramic radiograph*, dihitung jumlah nilai piksel dari setiap citra biner hasil dari *multi scale line strength* dan integrasi *line tracking* sehingga diperoleh nilai total piksel masing-masing citra (Cholissodin dkk, 2011). Dari total piksel masing-masing citra tersebut, berikutnya ditentukan nilai *threshold* yang diperoleh dari

rata-rata total piksel dari setiap citra. Jika total piksel lebih dari nilai *threshold* maka citra *dental panoramic radiograph* terdeteksi normal. Sebaliknya jika total piksel kurang dari nilai *threshold* maka citra *dental panoramic radiograph* terdeteksi periodontitis.

3. UJI COBA DAN HASIL

Uji coba dilakukan pada *sub sample* citra yang diambil dari empat bagian citra *dental panoramic radiograph* yaitu masing-masing dua *sub sample* pada *foramen* kiri (Gambar 3) dan *foramen* kanan citra (Gambar 4). Uji coba dilakukan dalam beberapa skenario. Skenario ini berkenaan dengan parameter yang ada pada metode perbaikan citra. Parameter tersebut adalah parameter ψ yang digunakan pada Persamaan (2) serta parameter $k0$, $k1$, dan $k2$ yang digunakan pada Persamaan (7). Uji coba dilakukan dengan sistem *cross validation* dengan 5 *folds*. Data secara random dibagi menjadi 5 bagian.

Tabel 1. Penentuan Kondisi Hasil Klasifikasi

Program	Klinis		
	Periodontitis kronis		Non Periodontitis kronis
	Periodontitis kronis	True Positive (TP)	False Positive (FP)
	Non Periodontitis kronis	False Negative (FN)	True Negative (TN)

Uji coba ini dievaluasi dengan 3 kriteria yaitu akurasi, *sensitivity*, dan *specificity* (Lutz, 2009). Tiga kriteria tersebut dapat dihitung berdasarkan informasi pada Tabel 1.

Akurasi, *sensitivity*, dan *specificity* didapatkan dari perhitungan pada Persamaan (13), (14), dan (15).

$$Akurasi = \frac{TP + FN}{TP + TN + FP + FN} * 100\% \quad (13)$$

$$Sensitivity = \frac{TP}{TP + FP} * 100\% \quad (14)$$

$$Specificity = \frac{TN}{TN + FN} * 100\% \quad (15)$$

Uji coba sesuai parameter dilakukan dengan mengeksekusi program dengan jangkauan nilai parameter yang dituju. Pada percobaan pertama, dilakukan uji coba dengan variasi nilai parameter ψ pada jangkauan 0,1 hingga 1. Sedangkan nilai parameter lain ditetapkan $k0=0.5$, $k1=0.01$, dan $k2=0$. Hasil dari uji coba ini dijabarkan dalam Tabel 2.

Percobaan kedua dilakukan berdasarkan variasi nilai parameter $k0$ pada jangkauan 0,5 hingga 0.9 dengan nilai ψ mengacu pada percobaan pertama yaitu ketika nilai akurasi tertinggi diperoleh. Sehingga ditetapkan nilai parameter $\psi=0.8$, $k1=0.01$, dan $k2=0.1$. Hasil uji coba ini dijabarkan dalam Tabel 3.

Percobaan ketiga dilakukan berdasarkan variasi nilai parameter $k1$. Pada percobaan ini ditetapkan nilai parameter $\psi=0.8$, $k0=0.8$, dan $k2=0.1$. Penetapan nilai parameter ψ dan $k0$ berdasarkan analisis pada percobaan pertama dan kedua. Hasil uji coba ini dijabarkan dalam Tabel 4.

Percobaan keempat dilakukan berdasarkan variasi nilai parameter $k2$. Pada percobaan ini ditetapkan nilai parameter $\psi=0.8$, $k0=0.8$, dan $k2=0.09$ yang mengacu dari analisis pada percobaan-percobaan sebelumnya. Hasil uji coba dijabarkan dalam tabel 5.

Tabel 2. Hasil Uji Coba Terhadap Parameter ψ

ψ	Akurasi (%)	Sensitivity (%)	Specificity(%)
0,1	39	44	20
0,2	39	44	20
0,3	43	39	60
0,4	52	50	60
0,5	52	50	60
0,6	43	44	40
0,7	47	44	60
0,8	56	61	40
0,9	47	50	40
1	47	50	40

Tabel 3. Hasil Uji Coba Terhadap Parameter $k0$

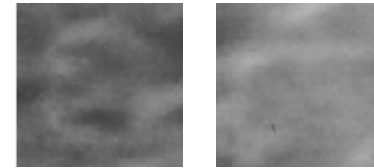
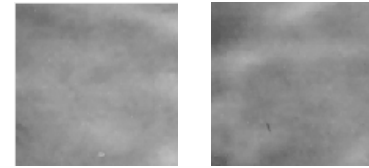
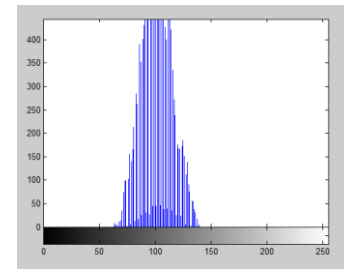
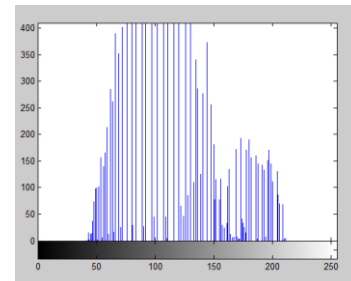
$K0$	Akurasi (%)	Sensitivity (%)	Specificity (%)
0,5	47	50	40
0,6	52	56	40
0,7	43	44	40
0,8	60	61	60
0,9	56	56	60

Tabel 4. Hasil Uji Coba Terhadap Parameter $k1$

$K1$	Akurasi (%)	Sensitivity (%)	Specificity (%)
0	47	50	40
0.01	43	44	40
0.02	61	61	60
0.03	56	56	60
0.04	47	50	40
0.05	56	56	60
0.06	56	56	60
0.07	47	50	40
0.08	52	56	40
0.09	65	61	80
1	56	50	80

Tabel 5. Hasil Uji Coba Terhadap Parameter $k2$

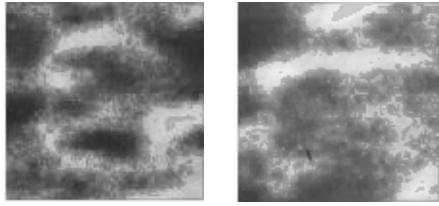
$K2$	Akurasi (%)	Sensitivity (%)	Specificity (%)
0.1	39	39	20
0.2	43	43	20
0,3	52	52	60
0,4	61	61	60
0,5	47	50	40
0,6	47	50	40
0,7	52	50	60
0,8	52	56	40
0,9	43	44	40
1	48	50	40

**Gambar 3 Sub sample dari foramen kiri citra dental panoramic radiograph****Gambar 4 Sub sample dari foramen kanan citra dental panoramic radiograph****Gambar 5 Histogram dari salah satu sub sample citra yang diuji coba****Gambar 6 Histogram hasil modifikasi dari histogram pada**

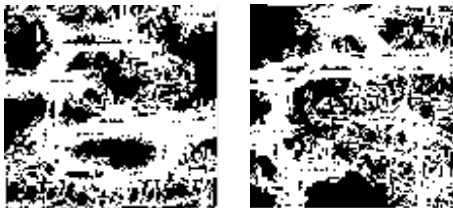
Parameter ψ , $k0$, $k1$, dan $k2$ merupakan parameter yang digunakan pada tahap perbaikan citra. Pada tahap tersebut terjadi modifikasi histogram dari citra masukan. Gambar 5 menunjukkan histogram dari salah satu *sub sample* citra yang diuji coba dan Gambar 6 menunjukkan hasil modifikasi histogram. Sedangkan Gambar 7 menunjukkan contoh citra hasil dari tahap perbaikan komponen garis. Citra hasil perbaikan tersebut kemudian diproses ke tahap berikutnya yaitu tahap *Multi Scale Line Strength* dan Integrasi *Line Tracking*. Citra biner hasil dari pemrosesan tahap tersebut ditunjukkan pada Gambar 8.

4. PEMBAHASAN

Hasil dari uji coba dalam empat skenario yang telah ditetapkan menunjukkan bahwa parameter ψ , $k0$, $k1$, dan $k2$ sangat mempengaruhi klasifikasi penyakit periodontitis.



Gambar 7 Citra hasil perbaikan komponen garis dari Gambar 3



Gambar 8 Citra hasil Multi Scale Line Strength dan Integrasi Line Tracking dari Gambar 7

Pada skenario pertama, dilakukan uji coba terhadap nilai parameter ψ . Terlihat pada hasil uji coba bahwa akurasi dan *sensitivity* tertinggi didapatkan dari nilai $\psi=0,8$ sedangkan nilai *specificity* tertinggi didapatkan dari nilai $\psi=0,3, 0,4, 0,5$, dan $0,7$. Dari variasi nilai ψ yang diuji coba maka dapat dilihat bahwa semakin besar nilai parameter ψ maka nilai akurasi yang diperoleh mengalami peningkatan. Dari hasil coba tersebut juga menunjukkan ketika histogram citra yang semakin mendekati histogram uniform maka akurasi dari proses pendeteksian penyakit periodontitis dapat meningkat.

Pada skenario kedua, dilakukan uji coba terhadap nilai parameter $k0$. Terlihat pada hasil uji coba bahwa akurasi terbaik didapatkan dari nilai $k0=0,8$. Sedangkan *sensitivity* tertinggi juga didapatkan dari nilai $k0=0,8$. Untuk nilai *specificity* tertinggi didapatkan dari nilai parameter $k0=0,8$ dan $0,9$. Dari variasi nilai $k0$ yang diuji coba maka dapat dilihat bahwa tingginya nilai $k0$ memberikan peningkatan terhadap hasil akurasi, *sensitivity*, dan *specifity*. Nilai parameter $k0$ sesuai Persamaan (7) merupakan konstanta yang berkaitan dengan rata-rata tingkat keabuan. Hasil uji coba dari Tabel 3 menunjukkan nilai rata-rata tingkat keabuan lokal suatu piksel yang semakin mendekati nilai rata-rata tingkat keabuan dari keseluruhan citra dapat meningkatkan hasil akurasi, *sensitivity*, dan *specifity*.

Pada skenario ketiga dan keempat dilakukan uji coba terhadap nilai parameter $k1$ dan $k2$. Kedua parameter tersebut sesuai Persamaan (7), berkaitan dengan nilai standar deviasi tingkat keabuan citra. Terlihat pada hasil uji coba parameter $k1$, akurasi dan *sensitivity* terbaik didapatkan dari nilai parameter $k1=0,09$. Sedangkan nilai *specificity* terbaik didapatkan dari nilai parameter $k1=0,09$ dan 1 . Dari variasi nilai $k1$ yang diuji coba dapat juga dilihat bahwa semakin besar nilai $k1$ memberikan peningkatan terhadap hasil akurasi, *sensitivity*, dan *specifity*. Pada skenario terakhir yaitu uji coba terhadap nilai parameter $k2$, terlihat bahwa akurasi dan *sensitivity* terbaik didapatkan dari nilai parameter $k2=0,4$. Sedangkan untuk *specificity* terbaik didapatkan dari nilai parameter $k2=0,3, 0,4$, dan $0,7$. Dari variasi nilai $k2$ yang diuji coba, terlihat bahwa nilai akurasi, *sensitivity*, dan *specificity* tidak mengalami peningkatan atau penurunan secara konstan. Selain itu

nilai akurasi, *sensitivity*, dan *specificity* yang diperoleh tidak mengalami peningkatan secara signifikan jika dibandingkan dengan hasil dari percobaan-percobaan sebelumnya. Sehingga secara umum, hasil uji coba terbaik didapatkan dari percobaan ketiga dengan nilai $k1=0,09$. Pada percobaan ini didapatkan nilai akurasi, *sensitivity*, dan *specificity* tertinggi.

Jumlah data uji coba antar kelas yang digunakan tidak seimbang. Untuk mengatasi ketimpangan tersebut, uji coba dilakukan dengan menggunakan *5 folds cross validation*. Data dibagi menjadi lima bagian secara acak kemudian ditentukan proporsi data uji dan data latihnya. Untuk percobaan ini proporsi data latih adalah 80% dan data uji 20%.

Berdasarkan pertimbangan ketimpangan jumlah data pada setiap kelas, proses evaluasi juga disesuaikan dengan menambahkan nilai selain akurasi. Nilai akurasi dianggap kurang relevan apabila digunakan untuk persentase data yang sangat sedikit dibandingkan dengan data yang sangat banyak. Oleh karena itu nilai *sensitivity* dan *specificity* digunakan pada evaluasi untuk menghasilkan evaluasi yang lebih handal terhadap jumlah data yang timpang.

5. KESIMPULAN

Metode perbaikan komponen garis pada citra dengan menggunakan metode *Histogram Modification – Local Contrast Enhancement* dapat digunakan untuk menonjolkan komponen detail garis pada citra dental sehingga dapat dilakukan identifikasi penyakit periodontitis dari citra tersebut. Dari percobaan yang telah dilakukan, diketahui bahwa setiap parameter pada metode *Histogram Modification – Local Contrast Enhancement* berpengaruh terhadap perbaikan citra dan identifikasi penyakit periodontitis. Parameter yang diuji untuk melihat pengaruh dari metode *Histogram Modification – Local Contrast Enhancement* adalah ψ , $k0$, $k1$, dan $k2$. Setiap parameter tersebut diuji dengan variasi nilai pada jangkauan tertentu. Berdasarkan hasil uji coba variasi nilai parameter tersebut maka dipilih hasil dari uji coba yang menghasilkan nilai akurasi, *sensitivity*, dan *specificity* tertinggi sebagai hasil terbaik. Sehingga hasil terbaik diperoleh dari uji coba parameter $k1$ dengan hasil akurasi 65%, *sensitivity* 61%, dan *specificity* 80%.

Untuk penelitian selanjutnya, perlu dilakukan penanganan terhadap tidak seimbangnya jumlah data antar kelas pada kumpulan data yang diuji coba. Selain itu, metode dalam penelitian ini dapat dikembangkan untuk uji coba pada bagian citra *dental radiographs* yang lain seperti *bitewings*, *maxillary*, dan *mandibular*.

6. BIBLIOGRAPHY

- Adelson, E. H. et al., 1984. Pyramid methods in image processing. *RCA Engineer*, 29(6), pp. 33-41.
- Arifin, A. Z. et al., 2010. Line Strength Measurement for Trabecular Bone Analysis of Mandible on Dental Panoramic Radiographs. *Proceeding of The International Workshop on Advanced Image Technology (IWAIT)*.
- Ball, J. E., 2007. *Three stage level set segmentation automated image analysis of digital mammograms*. State: Mississippi.
- Carranza, Newman, Takei & Klokkevold, 2006. Carranza's Clinical Periodontology. pp. 364, 494-499, 506-511, 605.
- Cholissodin, I., Arifin, A. Z. & Yuniarty, A., 2011. Identifikasi Penyakit Periodontitis Kronis pada Citra Dental Panoramic

dengan Algoritma Line Strength dan Line Tracking. *Jurnal MMT ITS*.

Lutz, H., 2009. Model Assessment with ROC Curves. In *Encyclopedia of Data Warehousing and Mining, Second Edition*, pp. 1316-1323.

Sasi, N. M. & Jayasree, V. K., 2013. Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization for Qualitative Enhancement of Myocardial Perfusion Images. *Engineering*, p. 326.

Sundaram, M., Ramarb, K., Arumugama, N. & Prabin, G., 2011. Histogram Modified Local Contrast Enhancement for mammogram images. *Elsevier*.

Vlachos, M. & Dermatas, E., 2010. Multi-scale retinal vessel segmentation using line tracking. *elsevier*.

Wang, Q. & Ward, R. K., 2007. Fast image/video contrast enhancement based on weighted thresholded histogram equalization. *Consumer Electronics, IEEE Transactions on* 53.2, pp. 757-764.

Zwiggelaar, R., Astley, S. M. & Bogg, C. R., 2004. Linear Structure in Mammographic Images: Detection and Classification. *IEEE Trans on Medical Imaging*, pp. 1077-1086.