

Prosiding Konferensi Nasional Informatika

ISSN: 2087 - 3328



Volume 1 No. 1 Oktober 2010

"Sistem Komputasi Berinteligensia"



**Sekolah Teknik Elektro dan Informatika
Institut Teknologi Bandung**

Metode Registrasi dengan Automatic Iterative Point Correspondence pada Citra Gigi

Diana Purwitasari
Teknik Informatika - FTIF,
Institut Teknologi Sepuluh
Nopember
diana@if.its.ac.id

Susilo Hari Cahyono
Teknik Informatika - FTIF,
Institut Teknologi Sepuluh
Nopember
susilo@cs.its.ac.id

Anny Yuniarti
Teknik Informatika - FTIF,
Institut Teknologi Sepuluh
Nopember
anny@cs.its.ac.id

Agus Zainal Arifin
Teknik Informatika - FTIF,
Institut Teknologi Sepuluh
Nopember
agus.za@its-sby.edu

Menik Priaminiarti
Dept. Radiologi Kedokteran Gigi,
Fakultas Kedokteran Gigi,
Universitas Indonesia
menikneidy@yahoo.com

Erni Maduratna Setiawatie
Dept. Periodonsia,
Fakultas Kedokteran Gigi,
Universitas Airlangga
setiowati_ernie@yahoo.co.id

ABSTRAK

Registrasi citra adalah proses transformasi beberapa kumpulan data yang berbeda ke dalam satu sistem koordinat. Registrasi citra banyak digunakan dalam kedokteran khususnya kedokteran gigi. Perubahan-perubahan kecil pada citra radiografik gigi dapat dengan mudah dideteksi menggunakan konsep registrasi citra. Pada makalah ini diimplementasikan metode registrasi citra yang disebut *Automatic Iterative Point Correspondence* (AIPC). Diawali dengan ekstraksi titik-titik *distinctive* pada salah satu citra kemudian AIPC akan mendeteksi titik-titik *correspondence* antara kedua citra. Proses registrasi citra dilakukan dengan parameter transformasi geometri didapat melalui estimasi titik - titik hasil AIPC. Selanjutnya subtraksi dilakukan dengan mengurangkan nilai-nilai piksel antara kedua citra. Hasil uji coba menunjukkan bahwa akurasi registrasi diambil berdasarkan nilai *measure of match* (MoM) yang didapatkan dari deteksi titik *correspondence*.

Kategori dan Subjek Deskriptor

J.6 [Computer-Aided Engineering]: Computer-aided design

Persyaratan Umum

Experimentation

Kata kunci

registrasi citra, radiografik gigi, *automatic iterative point correspondence*

1. PENDAHULUAN

Registrasi citra adalah proses transformasi beberapa kumpulan data yang berbeda ke dalam satu sistem koordinat [1]. Data dapat berupa beberapa foto, data dari sensor yang berbeda, dari waktu yang berbeda atau dari sudut pandang yang berbeda. Registrasi citra secara geometri akan mensejajarkan dua buah citra. Adanya perbedaan antara beberapa citra dikarenakan perbedaan kondisi pencitraan. Penerapan registrasi citra pada bidang kedokteran khususnya kedokteran gigi dapat digunakan sebagai tahap analisis

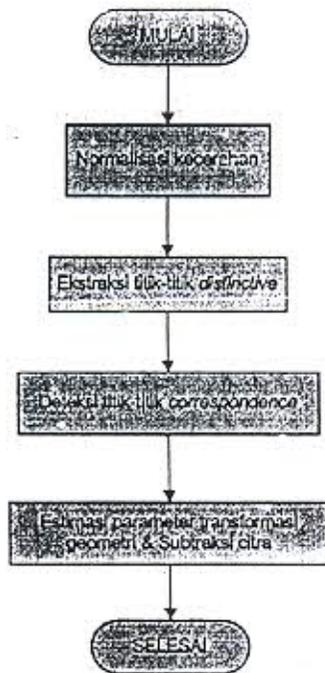
awal untuk deteksi beberapa gejala penyakit seperti penurunan tinggi tulang *alveolar*, deteksi kepadatan tulang dan *caries* gigi. Informasi mengenai perubahan-perubahan kecil antar pemeriksaan radiografik gigi yang seringkali susah untuk dideteksi dengan mata manusia dapat dengan mudah dilacak menggunakan penerapan registrasi citra.

Ada beberapa teknik implementasi registrasi citra. Teknik pertama adalah registrasi citra berdasarkan garis [2]. Garis-garis pada citra radiografik diekstrak pada kedua citra menggunakan *edge detection* kemudian pada kedua citra dilakukan proses registrasi. Teknik kedua adalah registrasi citra berdasar titik [3]. Titik-titik *distinctive* diekstrak pada salah satu citra dan kemudian dilakukan proses registrasi menggunakan titik *correspondence* antara kedua citra radiografik.

Pada makalah ini digunakan prinsip subtraksi citra radiografik berdasarkan titik untuk mendeteksi perubahan-perubahan kecil antara dua citra. Oleh karena itu piksel-piksel yang bersesuaian pada kedua citra harus disamakan. Proses tersebut dikenal sebagai proses registrasi. Fitur yang digunakan dalam makalah ini untuk melakukan registrasi citra adalah titik-titik *correspondence* antara kedua citra. Algoritma *Automatic Iterative Point Correspondence* (AIPC) digunakan untuk mendapatkan titik-titik *correspondence* tersebut [3]. Implementasi registrasi citra radiografik gigi diharapkan bermanfaat dalam bidang medis sehingga dapat dilakukan analisis lanjut oleh dokter gigi agar diagnosis lebih akurat.

2. MODEL, ANALISIS, DESAIN, DAN IMPLEMENTASI

Registrasi citra digunakan pada dua buah citra radiografik gigi. Untuk selanjutnya citra radiografik yang pertama disebut citra *reference* dan citra radiografik yang kedua disebut citra *floating*. Secara umum deskripsi sistem ditunjukkan pada Gambar 1. Pada proses awal dilakukan normalisasi rentang tingkat kecerahan untuk menyamakan rentang tingkat kecerahan antara kedua citra yang akan diproses. Proses awal dilakukan apabila kedua citra



Gambar 1. Deskripsi sistem implementasi registrasi citra radiografik gigi.



Gambar 2. Ilustrasi penghitungan nilai distinctive pada sebuah piksel dengan koordinat x,y.

memiliki rentang tingkat kecerahan yang berbeda. Proses selanjutnya adalah deteksi titik-titik *correspondence* antara kedua citra yang diawali dengan ekstraksi titik-titik *distinctive* pada citra *reference*. Kemudian sistem akan mendeteksi pasangan titik-titik tersebut pada citra *floating* yang selanjutnya disebut dengan titik *correspondence*. Parameter transformasi geometri didapatkan melalui proses estimasi dari koordinat titik-titik *correspondence* yang telah didapatkan sebelumnya. Registrasi citra dilakukan menggunakan parameter transformasi geometri tersebut. Selanjutnya proses subtraksi dilakukan dengan mengurangi nilai-nilai piksel pada koordinat yang bersesuaian antara kedua citra.

2.1 Normalisasi Rentang Tingkat Kecerahan

Suatu citra seringkali mempunyai kualitas yang kurang baik atau mengalami degradasi yang bisa disebabkan karena gangguan pada saat pengambilan gambar ataupun karena telah dikompresi ke

dalam bentuk yang lain. Oleh karena itu diperlukan suatu metode untuk memperbaiki citra agar didapatkan citra dengan kualitas yang sesuai dengan kebutuhan suatu aplikasi tertentu. Perbaikan pada citra meliputi manipulasi tingkat keabuan dan tingkat kecerahan, pengurangan *noise*, penghilangan *background*, pemerjelasan garis, penajaman, *filtering*, interpolasi, pewarnaan, dan lain-lain. Perbaikan citra radiografi gigi pada sistem ini yaitu normalisasi tingkat kecerahan.

Dua buah citra radiografik gigi yang diambil pada interval waktu tertentu tidak selalu memiliki pola histogram yang sama. Hal ini terjadi karena perbedaan tingkat kondisi sinar-X pada saat pembentukan gambaran radiografik. Untuk dapat melakukan proses subtraksi dan hasil yang didapatkan lebih akurat maka perlu dilakukan penskalaan dan pergeseran untuk menyamakan tingkat kecerahan kedua citra disebut dengan normalisasi [4]. Persamaan normalisasi yang umum digunakan adalah sebagai berikut :

$$g_i(x, y) = r1 + \frac{(f_i(x, y) - \min F) * (r2 - r1)}{(max F - \min F)} \tag{1}$$

Dimana *minF* adalah nilai minimum tingkat keabuan citra masukan, *maxF* adalah nilai maksimum tingkat keabuan citra dan *i* adalah posisi piksel. Dalam hal ini *r1* adalah batas bawah nilai keabuan citra dan *r2* adalah batas atas nilai keabuan citra.

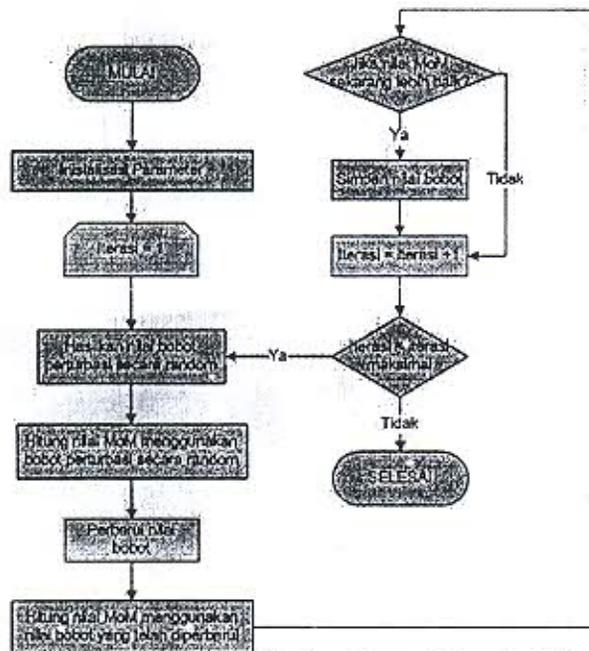
Metode untuk normalisasi tingkat kecerahan diawali dengan (i) mendefinisikan nilai *r1* dan *r2* yang mana nilainya terletak pada rentang antara $0 < r1 < r2 < 255$; (ii) mendapatkan nilai piksel terendah dan nilai piksel tertinggi pada citra; (iii) memasukkan nilai-nilai yang didapatkan ke dalam persamaan (1) untuk menghitung nilai piksel setelah normalisasi; (iv) ulangi hingga seluruh koordinat pada citra diproses.

2.2 Ekstraksi Titik Distinctive

Suatu titik pada citra disebut *distinctive* jika nilai intensitas pikselnya berbeda secara signifikan terhadap piksel-piksel yang terletak pada tetangganya. Ekstraksi titik-titik *distinctive* dilakukan pada salah satu citra inputan saja yaitu citra *reference*. Proses ekstraksi titik *distinctive* dimaksudkan untuk mendapatkan titik-titik pada citra *reference* yang selanjutnya dapat digunakan untuk mendeteksi titik-titik *correspondence*-nya pada citra *floating* [5]. Oleh karena itu, untuk mendapatkan nilai *distinctive* dari suatu piksel, dilakukan perbandingan piksel tersebut dengan piksel-piksel tetangganya.

Piksel tetangga didefinisikan sebagai dua area lingkaran dengan radius *Rn* untuk lingkaran kecil dan radius *Re* untuk lingkaran yang lebih besar dengan titik pusat sama antara kedua lingkaran tersebut. Proses penghitungan nilai *distinctive* dari sebuah piksel diilustrasikan pada Gambar 2. Ilustrasi pada Gambar 2 tersebut, untuk menghitung nilai *distinctive* sebuah piksel dengan koordinat *x,y*, tiap piksel yang terletak dalam lingkaran *Rn* dengan titik pusat *x,y* (lingkaran II) dibandingkan dengan tiap piksel yang terletak dalam lingkaran *Rn* dengan titik pusat *x+k, y+l* (lingkaran I) dimana *k* dan *l* merupakan koordinat piksel yang terletak dalam lingkaran dengan radius *Re* (lingkaran III) dengan syarat $k^2 + l^2 < Re^2$.

Proses penghitungan diulang sampai seluruh koordinat dalam lingkaran *Re* pernah menjadi titik pusat lingkaran I. Tiap nilai perbandingan piksel-piksel dalam lingkaran antara lingkaran I dan lingkaran II akan dijumlahkan



Gambar 3. Blok diagram algoritma Automatic Iterative Point Correspondence.

Pada tahap akhir nilai penjumlahan tersebut akan dibagi dengan jumlah piksel yang terletak pada lingkaran dengan koordinat x,y (lingkaran II). Seluruh titik pada citra *reference* yang telah dihitung nilai *distinctive*-nya kemudian dapat dipilih jumlah titik tertentu yang memiliki nilai paling *distinctive* untuk selanjutnya digunakan pada proses pendeteksian titik *correspondence* pada citra *floating*. Titik-titik *distinctive* ini biasanya berkumpul di sekitar tepi-tepi atau berada di area-area dengan *contrast fluctuation* tinggi.

2.3 Deteksi Titik Correspondence

Metode registrasi citra berdasar titik mempunyai asumsi bahwa titik yang bersesuaian pada citra *reference* dan citra *floating* dideteksi. Pasangan titik-titik *correspondence* ini selanjutnya digunakan untuk proses estimasi parameter untuk registrasi citra. Pemetaan titik *distinctive* pada citra *reference* ke titik *correspondence*-nya pada citra *floating* dilakukan melalui metode *Automatic Iterative Point Correspondence*[3], yang akan mencoba mengoptimalkan parameter transformasi lokal pada daerah di sekitar titik-titik *distinctive* dari citra *reference*. Blok diagram algoritma AIPC ditunjukkan pada Gambar 3.

Diagram yang ditunjukkan pada Gambar 3 diatas merupakan diagram algoritma *Automatic Iterative Point Correspondence* yang digunakan untuk mendeteksi titik-titik *correspondence* antara kedua citra. Tingkat kesesuaian titik-titik *correspondence* antara kedua citra didefinisikan dengan nilai MoM (*measure of match*) yang didapat dengan membandingkan piksel-piksel yang terletak pada bidang area tertentu pada kedua citra. Nilai MoM terletak pada rentang 0 sampai 1. Nilai MoM mendekati 0 menandakan bahwa tingkat kesesuaian antara kedua titik *correspondence* yang terletak pada kedua citra kurang bagus, sedangkan nilai MoM yang mendekati 1 menandakan tingkat kesesuaian kedua titik *correspondence* bagus.

Tiap titik pada citra *reference* yang selanjutnya akan dicari titik *correspondence*-nya pada citra *floating* memiliki empat parameter transformasi diantaranya adalah w_1, w_2, w_3, w_4 yang secara berturut-turut menyatakan besar perpindahan horizontal, perpindahan vertikal, besar perpindahan sudut rotasi dan besar perpindahan tingkat penskalaan. Sebagaimana dapat dilihat pada Gambar 3 di atas, langkah-langkah algoritma *Automatic Iterative Point Correspondence* adalah sebagai berikut, diawali dengan (1) melakukan inisialisasi parameter, yaitu dengan memberikan nilai awal terhadap keempat parameter transformasi tersebut.

Langkah selanjutnya adalah (2) mendapatkan nilai bobot perturbasi yang dihasilkan secara random. Nilai bobot perturbasi ini akan digunakan sebagai parameter untuk menghitung nilai MoM (*measure of match*). Pada tiap iterasi dilakukan beberapa operasi yaitu (3) Penghitungan awal nilai MoM dilakukan dengan menggunakan parameter nilai bobot perturbasi yang didapatkan pada langkah 2 sebelumnya. (4) perbarui nilai bobot vektor transformasi yang mana bergantung pada dua faktor yaitu nilai perturbasi dan interaksi antara suatu titik dengan titik-titik tetangganya. Langkah selanjutnya adalah (5) menghitung kembali nilai MoM menggunakan parameter nilai bobot vektor transformasi yang didapatkan pada langkah 4 sebelumnya. (6) Nilai MoM yang didapat pada langkah 5 akan dibandingkan dengan nilai MoM yang sebelumnya ada pada sistem. (7) Algoritma selanjutnya akan memilih nilai MoM yang lebih besar apakah itu nilai MoM yang sebelumnya telah disimpan oleh sistem ataukah nilai MoM yang baru didapat pada penghitungan langkah 5. Nilai MoM yang lebih besar selanjutnya akan disimpan dan akan digunakan untuk penghitungan pada iterasi selanjutnya. Proses berhenti jika iterasi telah mencapai iterasi maksimal.

2.4 Estimasi Parameter Transformasi Geometri dan Subtraksi Citra

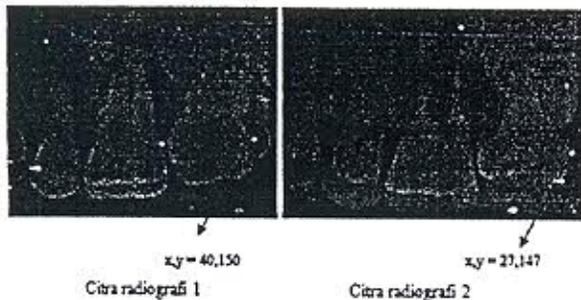
Pada pengambilan citra radiografi gigi intra-oral. Pasien dan arah *tube sinar X* dianggap memiliki posisi yang tetap namun sensor mungkin dirotasi dan ditranslasi pada semua arah dalam ruang 3 dimensi, tiap piksel (x,y) pada citra diperoleh sebelum pemindahan sensor, berubah menjadi posisi (x', y') . Hal ini yang menyebabkan perpindahan geometri antara kedua citra radiografi seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4. Gambar tersebut merupakan dua citra radiografi milik satu orang pasien dengan area gigi sama dan waktu pengambilan berbeda. Terlihat bahwa nilai koordinat titik *correspondence* (titik berwarna hijau) antara kedua citra berbeda, hal ini menandakan bahwa titik *correspondence* terletak pada bidang koordinat yang telah mengalami translasi terhadap arah horizontal dan vertikal. Transformasi geometri ini dikenal sebagai proyeksi perspektif[6] dan ditentukan oleh persamaan berikut :

$$x' = \frac{a1x + a2y + a3}{a7x + a8y + 1} \text{ dan } y' = \frac{a4x + a5y + a6}{a7x + a8y + 1} \quad (2)$$

dimana parameter a_1, a_8 menentukan proyeksi.

Sebagaimana yang telah dijelaskan di awal, metode registrasi citra berdasar titik akan melakukan proses registrasi menggunakan fitur titik-titik *correspondence* antara dua citra. Koordinat-koordinat (x,y) dan (x',y') dari titik-titik *correspondence* antara kedua citra radiografi gigi selanjutnya dapat digunakan untuk menentukan parameter a_i dari proyeksi perspektif.

$$\begin{pmatrix} xI & yI & 1 & 0 & 0 & 0 & -xI'xI & -xI'yI \\ 0 & 0 & 0 & xI & yI & 1 & -yI'xI & -yI'yI \\ \dots & \dots \\ \dots & \dots \\ xN & yN & 1 & 0 & 0 & 0 & -xN'xN & -xN'yN \\ 0 & 0 & 0 & xN & yN & 1 & -yN'xN & -yN'yN \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a1 \\ a2 \\ a3 \\ a4 \\ a5 \\ a6 \\ a7 \\ a8 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} xI' \\ yI' \\ \dots \\ xN' \\ yN' \end{pmatrix} \tag{3}$$



Gambar 4. Contoh perpindahan geometri pada pasangan citra.

Pendekatan optimal dalam mendapatkan parameter transformasi geometri z dimana $z = (a_1, \dots, a_8)^T$ yang akan memenuhi persamaan (2) adalah dengan menggunakan metode *least square*. Pada persamaan (3) data matriks A berdimensi $2N \times 8$, vektor observasi b berdimensi $2N \times 1$ dan vektor z berdimensi 8×1 . Didefinisikan suatu persamaan berikut.

$$A^T A z = A^T b \tag{4}$$

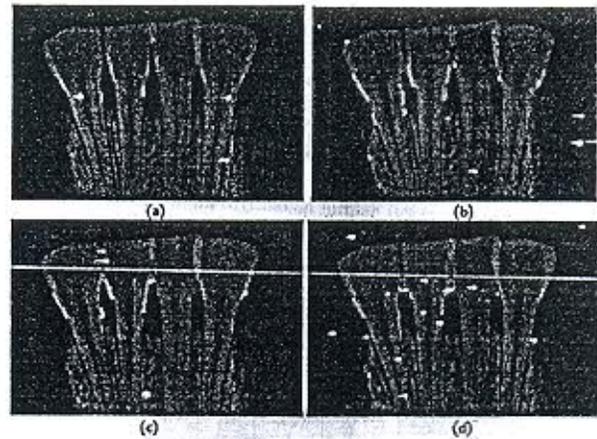
Karena matriks $A' = A^T A$ dengan dimensi 8×8 merupakan matriks *symmetric positive definite*, maka terdapat matriks segitiga unik C dengan dimensi 8×8 dimana $A' = C C^T$. Faktorisasi ini dikenal sebagai faktorisasi *Cholesky* [8] dan C disebut sebagai segitiga *Cholesky*. Selanjutnya, permasalahan *least square* dapat diselesaikan dengan menggunakan sistem persamaan segitiga *Cholesky*. Dua citra yang telah diregistrasi selanjutnya dapat dilakukan operasi subtraksi.

Proses subtraksi citra merupakan tahap akhir dari proses registrasi citra. Proses ini dilakukan untuk mengetahui perbedaan antara kedua citra. Nilai piksel dari tiap koordinat yang bersesuaian antara kedua citra dicari selisihnya.

Awalnya tingkat perbedaan kedua citra (I_d) dihitung dengan mengurangkan nilai piksel citra *reference* dari nilai piksel citra *floating*[7]. Perbedaan kedua citra secara ideal seharusnya tidak bernilai nol pada area dimana terjadi perubahan pada struktur. Kemudian citra hasil subtraksi ($I_{subtraksi}$) didapat sebagai fungsi linear dari perbedaan kedua citra seperti pada persamaan berikut:

$$I_{subtraksi}(x,y) = (I_d(x,y) + 255) / 2 \tag{5}$$

Hasil subtraksi yang menunjukkan penambahan tulang akan tampak sebagai area yang lebih terang.



Gambar 5. Beberapa proses ekstraksi titik distinctive dengan mengubah parameter R_n dan R_c . (a) citra asli (b) $R_n = 1, R_c = 8$ (c) $R_n = 3, R_c = 5$ (d) $R_n = 5, R_c = 10$.

Sebaliknya hasil subtraksi yang menunjukkan pengurangan tulang akan tampak sebagai area yang lebih gelap. Langkah-langkah estimasi parameter transformasi geometri dan proses subtraksi citra antara lain adalah (i) awalnya akan dicari nilai dari matriks A' dimana $A' = A^T A$; (ii) menghitung nilai faktorisasi *cholesky* dari matriks A' dan nilai dari perkalian antara matriks A^T dan b ; (iii) nilai yang didapat pada langkah (ii) akan digunakan sebagai parameter untuk menghitung nilai parameter transformasi geometri z yang didapat melalui proses penghitungan operasi *backward* dan *forward elimination*; (iv) nilai parameter z selanjutnya digunakan untuk mendapatkan nilai x' dan y' dengan menggunakan persamaan (2); (v) proses subtraksi dilakukan dengan mengurangkan nilai piksel pada citra *reference* terhadap citra *floating* dengan menggunakan persamaan (5); dan (vi) operasi subtraksi diulang sampai seluruh koordinat pada citra diproses.

3. ANALISA UJI COBA

Citra yang digunakan untuk ujicoba ini berasal dari citra radiografi gigi. Citra tersebut diperoleh dari Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Airlangga dan Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Indonesia. Pasien yang melakukan kontrol kemudian diambil gambar radiografi giginya. Pada tiap pembuatan radiograf ini memiliki interval waktu tertentu tergantung dari kondisi, kebutuhan dan rencana perawatan yang ditentukan dokter gigi.

Citra pada database ini diperoleh dari beberapa pasien, dan tiap-tiap pasien memiliki jumlah citra radiografi yang berbeda-beda, dari pasien-pasien tersebut kemudian dipilih citra-citra radiografi gigi yang memenuhi standar kualitas mutu radiografik yang baik sehingga layak untuk dilakukan uji coba evaluasi.

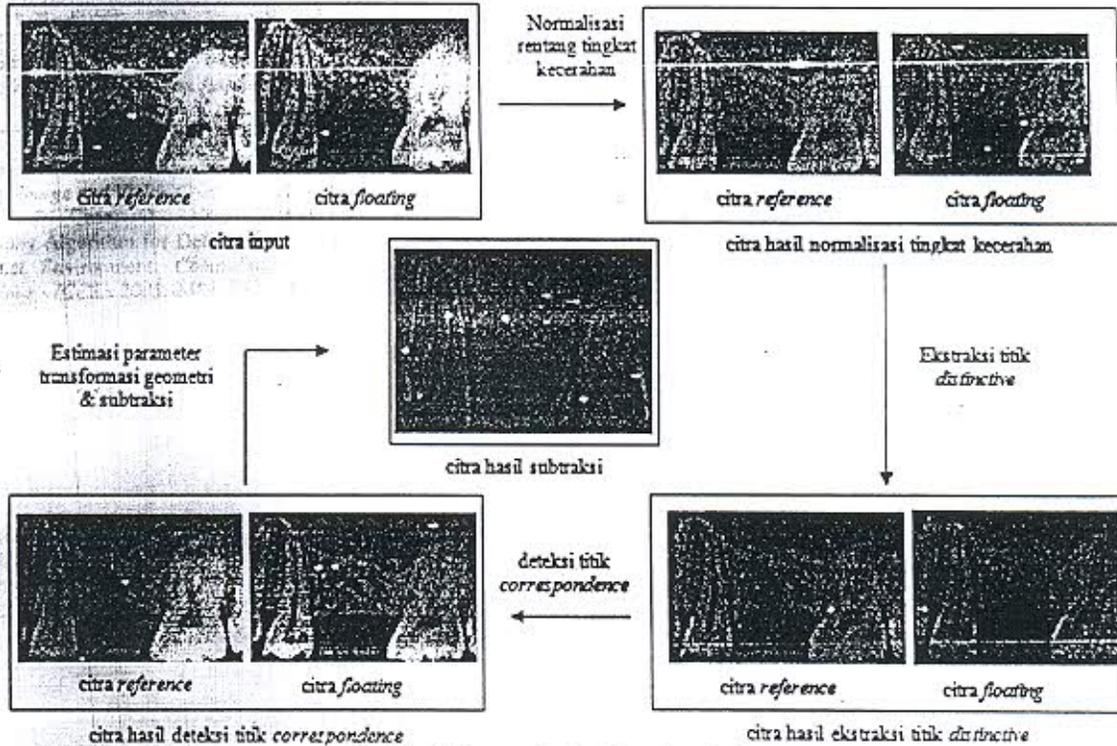
Uji coba normalisasi rentang tingkat kecerahan dilakukan pada citra radiografi gigi yang dipilih secara acak. Citra yang diuji memiliki tingkat kecerahan yang bervariasi. Keberhasilan normalisasi rentang tingkat kecerahan ditunjukkan dengan citra hasil normalisasi yang memiliki tingkat kecerahan berada pada rentang nilai tertentu, sehingga tidak ada lagi citra yang areanya tampak menonjol karena lebih terang atau lebih gelap dibanding area lainnya.

Uji coba ekstraksi titik *distinctive* dilakukan pada citra radiografi gigi yang dipilih secara acak. Keberhasilan uji coba

ekstraksi titik *distinctive* ditunjukkan dengan citra hasil uji coba yang terdapat tanda titik-titik berwarna pada area di sekitar tepi gigi. Perubahan nilai parameter R_c dan R_n pada proses ekstraksi juga akan ikut mengubah letak titik-titik *distinctive* pada citra hasil proses seperti yang ditunjukkan pada Gambar 5.

Uji coba pendeteksian titik-titik *correspondence* dilakukan pada enam pasang citra radiografi. Masing-masing pasangan citra yang akan diuji adalah citra milik pasien yang melakukan kontrol

giginya dengan interval waktu tertentu dan area gigi yang sama. Untuk mendeteksi titik-titik *correspondence* digunakan nilai MoM (*measure of match*) secara iteratif yang akan membandingkan nilai kemiripan area pada citra *reference* dengan citra *floating* seperti yang ditunjukkan pada tabel 1. Pada pengujian ini digunakan jumlah iterasi maksimal = 500.



Gambar 6. Proses uji coba sistem keseluruhan

Tabel 1. Nilai MoM pasangan citra uji.

No	Citra 1	Citra 2	MoM	
			Sebelum Registrasi	Sesudah Registrasi
1	I01.png	I02.png	0.97029	0.99225
2	I01.png	I03.png	0.97269	0.99775
3	I01.png	I04.png	0.96701	0.99634
4	I02.png	I03.png	0.97135	0.99291
5	I02.png	I04.png	0.98038	0.99021
6	I03.png	I04.png	0.89104	0.98981

Pada Tabel 1, tampak bahwa secara umum nilai MoM (*measure of match*) sebelum dan sesudah registrasi meningkat. Rata-rata nilai MoM setelah registrasi di atas 0.98. Hal ini menunjukkan bahwa proses registrasi algoritma *Automatic Iterative Point Correspondence* bekerja dengan baik. Semakin tinggi nilai MoM yang dihasilkan pada tahap pendeteksian titik-titik *correspondence*, semakin baik pula tingkat akurasi dan

kualitas citra hasil subtraksi. Begitu juga sebaliknya, Semakin rendah nilai MoM yang dihasilkan, semakin kurang baik tingkat akurasi dan kualitas citra hasil subtraksi.

Pada Gambar 6 menunjukkan proses hasil uji coba sistem keseluruhan, terlihat bahwa pasangan citra input awalnya akan dinormalisasi tingkat kecerahannya kemudian akan dilakukan ekstraksi titik *distinctive* pada salah satu citra saja. Hasil titik *distinctive* ditampilkan dengan titik-titik berwarna hijau. Pada Gambar 6 bagian kiri bawah tampak bahwa titik-titik *correspondence* ditunjukkan oleh titik berwarna hijau dan biru. Angka di sebelah titik menunjukkan indeks dari titik-titik tersebut. Selanjutnya pada Gambar 6 bagian tengah merupakan citra hasil subtraksi antara citra *reference* dan citra *floating*, pada gambar tersebut tampak terdapat beberapa area berwarna gelap. Hal ini menandakan terjadinya penurunan tulang *alveolar* dari citra *reference* ke citra *floating*.

4. SIMPULAN

Penelitian secara umum telah mampu melakukan normalisasi rentang tingkat kecerahan pada citra yang memiliki tingkat

