



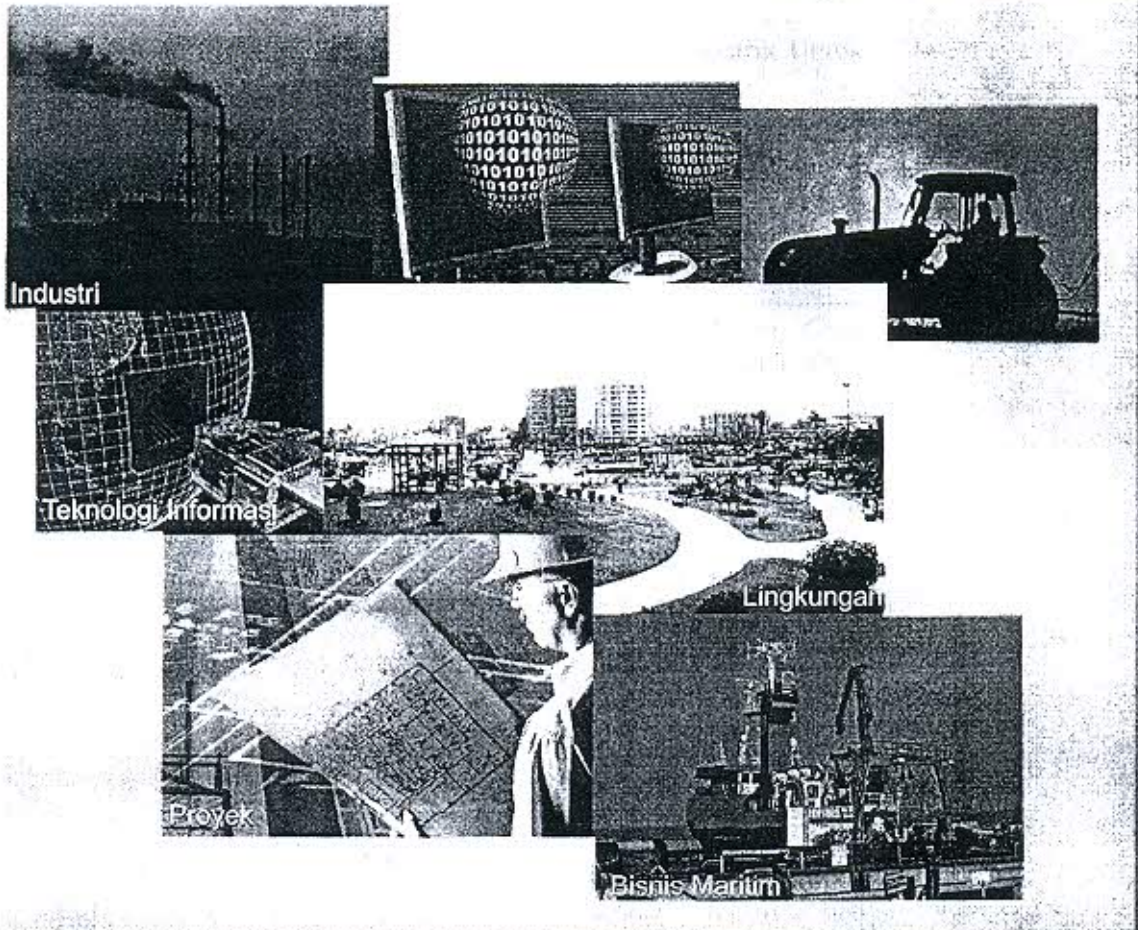
ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

**PROGRAM STUDI
MAGISTER MANAJEMEN TEKNOLOGI
PROGRAM PASCASARJANA**

PROSIDING SEMINAR NASIONAL MANAJEMEN TEKNOLOGI XIV

EFFECTIVE RESOURCE MANAGEMENT

Surabaya, 23 Juli 2011



ISBN : 978-602-97491-3-7

NONSUBSAMPLED CONTOURLET TRANSFORM DAN ITERATIVE POINT CORRESPONDENCE UNTUK REGISTRASI PADA CITRA DENTAL PERIAPIKAL

Ahmad Afif Supianto, Agus Zainal Arifin, Arya Yudhi Wijaya
Jurusan Teknik Informatika, Fakultas Teknologi Informasi, ITS
Kampus ITS Keputih - Sukolilo Surabaya 60111, Jawa Timur, Indonesia
email : cakmath00@yahoo.com, agus.za@its-sby.edu, arya@cs.its.ac.id

ABSTRAK

Registrasi citra merupakan proses mencari transformasi yang optimal dari data citra yang berbeda ke dalam korespondensi spasial, sehingga struktur anatomi yang sama menempati lokasi spasial yang sama. Metode registrasi citra yang telah dikembangkan di bidang periodontal selama ini menggunakan domain spasial untuk menemukan titik-titik fitur.

Pada penelitian ini diusulkan registrasi citra menggunakan metode *Nonsampled Contourlet Transform* dan *Iterative Point Correspondence* pada citra dental periapikal. Metode diawali dengan proses ekstraksi fitur menggunakan *Nonsampled Contourlet Transform* untuk menghasilkan fitur titik yang tangguh yang dilakukan pada domain frekuensi. *Iterative Point Correspondence* dilakukan untuk menemukan titik-titik yang bersesuaian antara citra *reference* dan citra *floating*, dimana citra *floating* adalah citra *reference* yang mengalami transformasi geometri. Selanjutnya dilakukan transformasi geometri melalui estimasi yang didapatkan dari korespondensi titik-titik yang bersesuaian tersebut.

Uji coba dilakukan terhadap 8 citra *grayscale* dental periapikal. Kemudian dilakukan perhitungan akurasi dari registrasi dengan menghitung banyaknya jumlah piksel yang menempati struktur gigi terhadap citra. Dari hasil uji coba menunjukkan bahwa metode yang diusulkan berhasil melakukan registrasi citra dengan parameter *thresholding* sebesar 4 dan ukuran *window* 3x3 pada ekstraksi fitur, dan penentuan iterasi maksimum sebanyak 400 kali. Kemudian, metode yang diusulkan mampu melakukan registrasi dengan tingkat akurasi mencapai 95,78%.

Kata kunci: Registrasi Citra, *Nonsampled Contourlet Transform*, *Iterative Point Correspondence*, Citra Dental Periapikal

PENDAHULUAN

Registrasi citra merupakan proses mencari transformasi yang optimal yang sejalan dari data citra yang berbeda ke dalam korespondensi spasial, sehingga struktur anatomi yang sama menempati lokasi spasial yang sama [1]. Penelitian registrasi dan subtraksi citra di bidang kedokteran, khususnya periodontal telah dikembangkan untuk melakukan evaluasi terhadap tulang alveolar, misalnya [2] yang telah melakukan evaluasi terapi periodontal menggunakan metode subtraksi citra digital dan [3] yang melakukan deteksi perubahan-perubahan kecil dari tulang alveolar dengan mengevaluasi kesejajaran citra secara semi-otomatis dan melakukan koreksi terhadap perbedaan geometrik citra. Identifikasi struktur anatomi gigi yang dilanjutkan dengan koreksi geometrik citra telah diusulkan oleh [4] untuk melakukan perhitungan terhadap tinggi tulang alveolar dan [5] untuk meningkatkan akurasi pada proses registrasi citra.

Meskipun demikian, metode registrasi yang dikembangkan di bidang periodontal tersebut belum diimbangi dengan optimasi terhadap proses ekstraksi fitur. Salah satu

penelitian yang mengembangkan proses ekstraksi fitur pada citra dental telah diusulkan oleh Markaki [6]. Markaki melakukan registrasi citra dengan menemukan titik-titik bersesuaian yang dilakukan secara iteratif dan melakukan ekstraksi fitur menggunakan konsep *disparity measure* yang diusulkan oleh [7] untuk memberikan bobot pada setiap titik. Ekstraksi fitur dengan *disparity measure* tersebut bekerja pada domain spasial.

Dari uraian di atas, bisa diketahui bahwa registrasi citra yang dikembangkan di bidang periodontal masih dapat dioptimalkan dengan kemampuan ekstraksi fitur pada domain frekuensi. Di sisi lain, teknik penemuan titik-titik yang bersesuaian secara iteratif yang telah diajukan oleh [6] telah terbukti memberikan hasil yang cukup baik. Oleh karena itu, dalam penelitian ini diajukan suatu metode registrasi citra yang melakukan proses ekstraksi fitur pada domain frekuensi dan proses pencocokan fitur secara iteratif. Ekstraksi fitur menggunakan *Nonsampled Contourlet Transform* (NSCT) yang diperkenalkan oleh [8] yang dikembangkan oleh [9] untuk menemukan fitur titik dalam proses registrasi citra. Sedangkan pencocokan fitur menggunakan algoritma *iterative point correspondence* (IPC) yang diusulkan oleh [6] untuk melakukan registrasi pada citra dental periapikal.

EKSTRAKSI FITUR DENGAN NSCT

Transformasi contourlet merupakan skema baru untuk dekomposisi gambar yang efisien yang menyediakan representasi resolusi spasial dan arah [10]. Transformasi contourlet menggunakan *Laplacian pyramids* untuk mendapatkan dekomposisi multiresolusi dan *directional filter bank* untuk menghasilkan dekomposisi arah, sehingga gambar direpresentasikan sebagai satu himpunan subband terarah diberbagai skala [11].

NSCT tidak hanya menyediakan analisa tentang multi resolusi, namun juga informasi geometri dan representasi arah, dan tidak berubah terhadap pergeseran sehingga setiap piksel dari hasil transformasi menempati piksel-piksel pada gambar referensi pada lokasi yang sama. Dengan sifat tersebut, informasi geometri piksel demi piksel didapatkan dari koefisien NSCT. Ekstraksi fitur yang diusulkan menggunakan model yang diusulkan oleh [9]. Algoritma ekstraksi fitur menggunakan NSCT dijelaskan sebagai berikut :

1. Menghitung koefisien NSCT dari citra *reference* sebanyak N level.
2. Setiap lokasi piksel, hitung maksimum *magnitude* pada semua subband yang diperoleh. Titik-titik tersebut disebut "maxima dari koefisien NSCT".
3. Prosedur *thresholding* diterapkan pada citra NSCT maxima dengan tujuan untuk menghilangkan fitur titik yang tidak signifikan. Suatu titik disimpan sebagai fitur jika NSCT maxima $> Th$, Th dinyatakan dengan persamaan sebagai berikut:

$$Th = c(\sigma + \mu) \quad (1)$$

dimana c adalah parameter yang ditentukan oleh user, σ dan μ masing-masing adalah standar deviasi dan rata-rata dari citra NSCT maxima.

4. Ambil setiap titik maxima sebagai titik pusat dari setiap blok *neighbourhood* dari ukuran *window* $w \times w$ dan temukan satu lokal maksimum pada setiap *neighbourhood*, hal ini akan menghilangkan maxima yang saling berdekatan satu sama lain.
5. Lokasi dari NSCT maxima yang diperoleh dan *dithreshold* diambil sebagai titik-titik hasil ekstraksi fitur.

PENCOCOKAN FITUR DENGAN IPC

Metode registrasi citra berdasar titik mempunyai asumsi bahwa titik yang bersesuaian pada citra *reference* dan citra *floating* akan dideteksi. Citra *floating* adalah

terhadap pergeseran vertikal, *perturbation* terhadap sudut rotasi, dan *perturbation* terhadap skala perbesaran.

Selanjutnya, secara detail langkah-langkah untuk mendapatkan nilai MoM dan bobotnya dilakukan berdasarkan algoritma berikut:

1. Menghitung nilai MoM sekarang ($MoM_i(n)$) untuk transformasi parameter baru yang dihitung berdasarkan persamaan berikut :

$$MoM_i(n) = MoM(\mu A_i(n)(I_R), \mu T w_{i+dw(n)}(A_i(n))(I_F)) \quad (7)$$

2. Melakukan *update* vektor transformasi. *Update* vektor transformasi dilakukan pada setiap titik. *Update* vektor transformasi ini bergantung pada 2 faktor yaitu *random perturbation* dari parameter transformasi $dw(n)$ dan interaksi antara titik i dan titik-titik tetangganya. Fungsi *random* yang digunakan menggunakan fungsi variabel acak berdistribusi normal yang didasarkan pada nilai mean dan standar deviasi. Adapun proses *update* transformasi dilakukan sesuai dengan persamaan :

$$w_i(n) = w_i + \alpha(MoM_i(n))dw(n) + (1 - \alpha(MoM_i(n)))\beta(i, n)$$

dimana fungsi α adalah fungsi yang akan melakukan proses *soft thresholding* pada nilai MoM sekarang dan mempunyai bentuk *sigmoid* dan dinyatakan dengan persamaan berikut:

$$\alpha(MoM_i(n)) = \frac{1}{1 + e^{-s(MoM_i(n) - c)}} \quad (9)$$

s adalah nilai *stepness* area linear dari fungsi, dan c merupakan nilai dimana $\alpha(c) = 0.5$.

Sedangkan fungsi β dinyatakan dengan persamaan berikut:

$$\beta(i, n) = \frac{\sum_{j \in K(i)} MoM_j h(i, j)(w_j - w_i(n))}{\sum_{j \in K(i)} MoM_j h(i, j)} \quad (10)$$

$$h(i, j) = e^{-\|P_i - P_j\|^2 / 2\sigma^2} \quad (11)$$

$h(i, j)$ adalah fungsi *Gaussian neighborhood* dari titik i dengan standar deviasi σ yang akan menentukan sejauh mana interaksi antara titik i dengan titik j . Dan $K(i) = \{k \in \{1, 2, \dots, N\} : \|P_i - P_k\| < 3\sigma \text{ dan } MoM_k > MoM_i\}$.

Sebagaimana dijelaskan pada definisi $K(i)$, penjumlahan pada persamaan (10) adalah sejauh titik j yang terletak dalam *neighborhood* titik i . Jarak yang dimiliki titik j adalah kurang dari 3σ dari titik i dan nilai MoM titik j lebih baik dari titik i , $MoM_k > MoM_i$. Jadi titik-titik yang terletak dekat dengan titik i dan memiliki nilai MoM yang lebih baik dari titik i akan mempengaruhi vektor transformasi pada iterasi sekarang.

3. Menghitung kembali nilai MoM untuk vektor transformasi yang telah diupdate seperti pada persamaan berikut :

$$MoM_i(n) = MoM(\mu A_i(n)(I_R), \mu T w_i(n)(A_i(n))(I_F)) \quad (12)$$

4. Membandingkan dan menyimpan nilai MoM dan bobotnya. Apabila nilai MoM yang didapatkan sekarang lebih baik dari nilai MoM yang didapatkan pada iterasi sebelumnya, maka akan dilakukan proses *update*. Proses *update* dilakukan pada nilai MoM dan vektor transformasi tiap titik (w_1, w_2, w_3, w_4).

REGISTRASI CITRA MENGGUNAKAN MODEL TRANSFORMASI GEOMETRI

Pada radiografi gigi, lensa biasanya lebih kecil dari 1 mm², yang memungkinkan pendekatan bahwa sinar X berasal dari sebuah titik sumber. Pasien dan 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') setelah sensor.

Transformasi geometri ini dikenal sebagai proyeksi perspektif dan ditentukan oleh persamaan berikut:

$$x' = \frac{a_1x+a_2y+a_3}{a_7x+a_8y+1} \text{ dan } y' = \frac{a_4x+a_5y+a_6}{a_7x+a_8y+1} \quad (13)$$

dimana parameter $a_1...a_8$ yang akan menentukan hasil proyeksi.

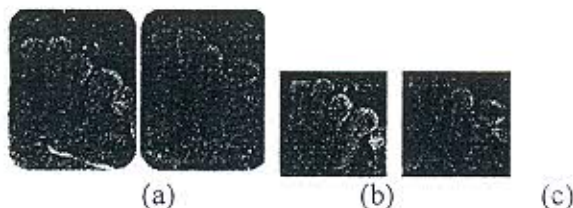
Koordinat-koordinat (x,y) dan (x',y') antara kedua citra radiografi gigi selanjutnya dapat digunakan untuk menentukan parameter dari proyeksi perspektif. Penentuan parameter tersebut dilakukan dengan memetakan beberapa korespondensi (x,y) dan (x',y') dari citra *reference* terhadap citra *floating* yang dideteksi oleh algoritma IPC. Nilai optimal dari parameter transformasi perspektif diperoleh menggunakan pendekatan *least square*.

HASIL

Pengambilan Data Sampel Gigi

Pengambilan data sampel gigi pada penelitian ini adalah citra dental periapikal dari 8 orang pasien yang sedang diterapi *bone graft*. Data diambil dari FKG Unair pada tahun 2009 dan 2010. Pasien terapi terdiri dari 4 pasien yang menderita periodontitis pada anterior (gigi bagian depan) dan 4 pasien yang menderita periodontitis pada posterior (gigi bagian belakang). Untuk setiap pasien diambil dua sampel data, yaitu data citra sebelum dilakukan terapi yang kemudian dijadikan sebagai citra *reference* dan data citra sesudah dilakukan terapi yang kemudian dijadikan sebagai citra *floating*.

Daerah yang diambil masing-masing merupakan area yang sedang diterapi dengan ukuran 256 piksel arah horizontal dan 256 piksel arah vertikal. Pengambilan area sampel yang dipilih dapat dilihat pada Gambar 1.



Gambar 1. Daerah Sampel. (A) Citra Dental Periapikal. (B) Citra *Reference*. (C) Citra *Floating*.

Akan dilakukan transformasi geometri berupa translasi, rotasi, dan skala perbesaran pada setiap uji coba dengan faktor nilai yang sudah diketahui sebelumnya dan dijadikan sebagai *ground truth*. Selanjutnya dari *ground truth* tersebut akan di estimasi skala perbesaran, sudut rotasi, atau nilai translasi oleh metode yang digunakan pada setiap uji coba. Akurasi registrasi akan dihitung berdasarkan banyaknya jumlah piksel yang tidak menempati struktur gigi terhadap citra. Penentuan struktur gigi di dalam citra dilakukan oleh dokter gigi sebagai pakar tentang gigi dari FKG Unair.

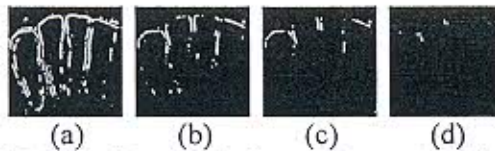
Penentuan Batas *Threshold*

Batas *threshold* dihitung dari rumus pada persamaan (1) yang melibatkan *mean* dan standart deviasi dari citra NSCT maxima. Tujuan pengujian pada penentuan batas *threshold* adalah untuk menentukan nilai parameter c . Parameter c merupakan konstanta yang ditentukan oleh seorang user. Setiap uji coba yang dilakukan akan didapatkan citra hasil *thresholding* berdasarkan batas *threshold*nya. Kemudian, akan dipilih citra *thresholding* yang baik, yaitu citra yang memiliki akurasi terbaik berdasarkan hasil dari proses registrasi. Hasil citra *thresholding* dapat dilihat pada Gambar 2.

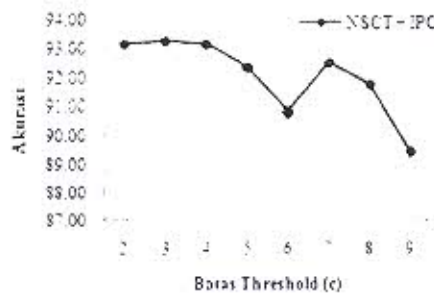
Berdasarkan hasil percobaan pada Gambar 2, citra yang dijadikan acuan untuk tahap selanjutnya adalah Gambar 2(c). Hal itu ditunjukkan oleh akurasi yang didapatkan dari percobaan yang terlihat pada Gambar 3. Berdasarkan Gambar 3 tampak bahwa akurasi yang dihasilkan menurun ketika parameter c bernilai lebih dari 4. Semakin rendah nilai parameter c yang ditentukan, maka semakin banyak jumlah titik fitur yang dihasilkan yang menyebabkan waktu proses menjadi semakin lama. Oleh sebab itu, pada penelitian ini ditentukan nilai parameter c sebesar 4.

Penentuan Ukuran *Window Neighborhood*

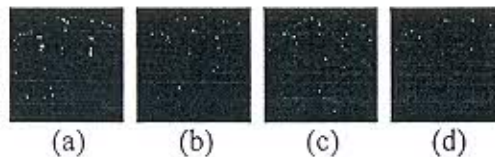
Tujuan penentuan ukuran *window neighborhood* adalah untuk menghilangkan fitur titik yang saling berdekatan satu sama lain yang diperoleh berdasarkan jumlah piksel *neighborhood* dari titik fitur berupa ukuran blok $n \times n$ piksel ketetanggaannya. Tujuan pengujian pada penentuan ukuran *window neighborhood* adalah untuk menentukan nilai parameter w . Parameter w merupakan ukuran *window* yang ditentukan oleh seorang *user*.



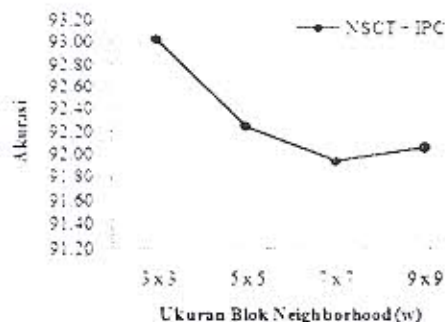
Gambar 2. Citra NSCT Maxima Dengan Beberapa Batas *Threshold*. (A) $C=2$. (B) $C=4$. (C) $C=6$. (d) $c=9$.



Gambar 3. Grafik Tingkat Akurasi Registrasi Berdasarkan Penentuan Batas *Threshold*.



Gambar 4 Citra Thresholding Dengan Beberapa Ukuran Blok *Neighborhood*. (A) 3×3 . (B) 3×3 . (C) 3×3 . (D) 3×3 .



Gambar 5 Grafik Tingkat Akurasi Registrasi Berdasarkan Penentuan Ukuran Blok *Neighborhood*.

