

# Implementasi Metode *Sum of Squared Difference* dan *Fuzzy C-Means* untuk Menentukan Kurva Kemiringan Tulang Belakang Skoliosis

1<sup>st</sup> Wiga Maulana Baihaqi, 2<sup>nd</sup> Bagus Adhi Kusuma, 3<sup>rd</sup> Dian Selvia

1<sup>st</sup> Program Studi Teknologi Informatika

2<sup>nd</sup>, 3<sup>rd</sup> Program Studi Informatika

Universitas Amikom Purwokerto

Purwokerto, Indonesia

1<sup>st</sup> wiga@amikompurwokerto.ac.id, 2<sup>nd</sup> bagus@amikompurwokerto.ac.id, 3<sup>rd</sup> dianselvia63@gmail.com

**Abstrak**—Skoliosis merupakan salah satu gangguan tulang belakang dimana tulang belakang bengkok kesamping. Salah satu metode untuk memastikan seseorang terkena skoliosis adalah menggunakan pengukuran sudut Cobb pada citra X-ray tulang belakang. Namun pengukuran sudut Cobb hingga saat ini masih membutuhkan titik bantu manual. Pentingnya sistem deteksi kurva tulang belakang pada penelitian ini yaitu untuk mendukung proses pengolahan pengukuran sudut Cobb agar dapat dilakukan secara otomatis. Metode tersebut untuk memperkirakan posisi ruas tulang belakang dari setiap *subdivision*. Penelitian ini dimaksudkan untuk pra pengolahan dalam sistem penentuan tingkat keparahan skoliosis berbasis komputer. Dimana hasil dari pengujian kurva tulang belakang ditentukan dengan menggunakan algoritme *Sum of Squared Difference* (SSD) dan *Fuzzy C-means* (FCM). Selanjutnya dengan menggunakan *curve fitting* polinomial orde 4, 5, dan 6, kurva kemiringan tulang belakang dapat diperkirakan. *Subdivision* yang digunakan untuk menguji algoritme SSD dan FCM adalah parameter 8, 9, dan 10. Hasil dari pengujian dari 27 data seluruh kurva tulang belakang berhasil ditentukan dengan menggunakan metode SSD dan FCM dengan pemilihan parameter 10 *subdivision* polinomial orde 5 dengan akurasi 100%, dan nilai CWP pada SSD 37.65% dengan waktu komputasi sekitar 6 detik, sedangkan CWP pada FCM 33.78% dengan waktu komputasi sekitar 14 detik. Dari hasil analisis menunjukkan bahwa dengan menggunakan algoritme SSD maupun FCM pada parameter 10 *subdivision* polinomial orde 5 kurva skoliosis dapat ditentukan dan dapat digunakan sebagai pra pengolahan pada sistem pengukuran sudut Cobb.

**Kata Kunci**—*skoliosis, cobb angle, sum of squared difference, fuzzy c-means, curve fitting, subdivision*

## I. PENDAHULUAN

Skoliosis berasal dari bahasa Yunani yang berarti kurva atau Bengkok [1]. Skoliosis adalah kelainan struktural tiga dimensi tulang belakang yang biasanya ditemukan 2% - 4% dari populasi pada masa remaja, dan 70% - 80% penyebab skoliosis tidak diketahui secara pasti dan berdasarkan bentuk kurva, skoliosis dapat dikelompokkan menjadi dua jenis, yaitu kurva C dan kurva S [2]. Keparahan skoliosis dapat diklasifikasikan menjadi tiga kategori, ringan, sedang dan berat. Skoliosis ringan terjadi jika sudut Cobb memiliki 10° hingga 25° dan harus tetap di oservasi dengan

pengukuran rutin, sedangkan sudut Cobb 25° hingga 45° tergolong sedang disarankan menggunakan *brace*, dan jika pasien memiliki skoliosis parah memiliki kurva Cobb  $\leq 45^\circ$  akan direkomendasikan untuk melakukan tindakan operasi [3].

Untuk mengetahui seseorang menderita skoliosi yaitu dengan melakukan uji klinis menggunakan foto X-ray. Untuk mengetahui seberapa besar tingkat keparahan gangguan pada skoliosis biasanya dilakukan dengan menghitung derajat kelengkungan tulang belakang yang ditentukan oleh dokter dengan membaca gambar X-ray. Sudut Cobb adalah metode umum yang digunakan untuk mengevaluasi kurva skoliosis pada proyeksi radiografi tulang belakang [2]. Sudut Cobb memegang peran yang sangat penting untuk memutuskan pengobatan mana yang akan digunakan. Sayangnya akurasi perhitungan sudut Cobb dilakukan secara manual oleh *intraobserver* sangat rendah, sehingga untuk mengatasi masalah ini, diperlukan sebuah metode perhitungan [4].

Pengukuran sudut Cobb dapat bervariasi dari satu dokter ke dokter lainnya, dengan kesalahan pengukuran *intraobserver* adalah 6° dengan standar deviasi adalah 2°, sedangkan kesalahan pengukuran *interobserver* dapat mencapai 11.8° dengan standar deviasi 3.3°, perbedaan *intraobserver* dan *interobserver* dalam pengukuran sudut Cobb disebabkan oleh perbedaan cara pengukuran derajat sudut Cobb secara manual, sehingga pengukuran manual untuk menentukan sudut Cobb dapat menyebabkan kesalahan mendasar, sehingga pengukuran otomatis berdasarkan bantuan komputer dapat menjadi solusi untuk menyelesaikannya [3]. Beberapa peneliti mendefinisikan ROI (*Region of Interest*) pada setiap *vertebra* secara manual untuk menghindari kesalahan penentuan kurva tulang belakang. Kurva berbentuk C dan S juga dapat mempengaruhi prosedur dan algoritme selama pengukuran sudut Cobb, oleh karena itu para peneliti perlu menentukan jenis kurva skoliosis yang akan diukur, karena ada kemungkinan bahwa kurva berbentuk C dan S memiliki algoritme yang berbeda. Sehingga *pre-processing* ini dapat menyebabkan waktu bertambah [3]. Metode deteksi otomatis yang dipilih dapat menentukan sudut Cobb dengan kesalahan yang jauh lebih rendah dari pada kesalahan penentuan sudut Cobb secara manual dan juga

metode otomatis dapat dikombinasikan dengan perangkat lunak yang tersedia saat ini yang digunakan untuk merekonstruksi radiografi dan dengan demikian dapat menentukan sudut Cobb jauh lebih cepat dari pada pengukuran manual. Metode otomatis hanya membutuhkan 1 hingga 2 menit, dan yang manual membutuhkan waktu 10 hingga 15 menit [5].

Langkah pertama mengidentifikasi kurva skoliosis dengan metode sudut Cobb adalah menentukan ruas paling miring bagian atas (*superior*) dan ruas paling miring bagian bawah (*inferior*), lalu menarik garis tegak lurus sepanjang *superior* dan *inferior* dari tingkat kelengkungan tulang belakang, sampai menghasilkan garis tegak lurus *superior* dan *inferior* [2].

Penelitian terkait penentuan kurva kelengkungan tulang belakang skoliosis juga sudah dilakukan oleh beberapa peneliti. Penghitungan derajat kelengkungan tulang belakang pada manusia menggunakan metode *Transformasi Contourlet* dan *K-Nearest Neighbor*, dimana sistem penghitungan derajat kelengkungan tulang belakang pada manusia menggunakan ekstraksi ciri *Transformasi Contourlet* tidak mendapatkan hasil yang optimal. Diperlukan perbaikan metode untuk meningkatkan performansi sistem [6]. Selain itu penelitian lainnya adalah deteksi kelainan tulang belakang berdasarkan citra medis digital dengan menggunakan *Support Vector Machine (SVM)* [7], selanjutnya penelitian penentuan kurva tulang belakang menggunakan *K-Means*, dimana sistem ini memiliki tingkat toleransi standar [2] dan penentuan kelengkungan tulang belakang skoliosis menggunakan *Sum of Squared Difference* [3].

Metode *fuzzy-means clustering* merupakan teknik pengelompokan data yang keberadaan tiap titik data *cluster* ditentukan oleh derajat keanggotaan, dalam beberapa penelitian oleh [8], [9] dan [10] mengatakan bahwa metode *fuzzy-means clustering* merupakan metode dengan tingkat keberhasilan yang baik. Penelitian yang di usulkan, menggunakan pendekatan untuk memperkirakan sudut Cobb dengan persamaan polinomial seperti pada penelitian [3] dengan tambahan metode lain. Beberapa proses dalam penelitian ini seperti *median filter* dan *Canny edge detection* digunakan untuk menentukan ROI [2]. Ada beberapa metode deteksi tepi yang dapat digunakan seperti *Sobel*, *Prewitt*, *Roberts* dan *Canny* [11]. Namun dalam penentuan ROI secara otomatis, kinerja deteksi tepi *Canny* paling baik dinilai jika dibandingkan dengan tiga metode deteksi lainnya [12].

Penelitian yang diusulkan yaitu mengimplementasikan metode *Sum of Squared Difference (SSD)* dan *Fuzzy C-Means (FCM)* untuk menguji performa dalam penentuan keakurasian kurva kemiringan tulang belakang skoliosis yang nantinya berguna untuk penelitian berikutnya. Perlu diperhatikan mengenai citra *input* yang merupakan citra medis X-ray yang beraras keabuan, yang membutuhkan proses dengan sebaik mungkin karena dibutuhkan pengenalan ciri yang sangat baik agar akurasi sistem mencapai hasil terbaik. Peneliti mengangkat metode metode *sum of squared difference (SSD)* untuk meneliti keakurasian kurva kemiringan tulang belakang skoliosis, karena dalam penelitian sebelumnya menghasilkan akurasi baik dan akan dipadukan dengan *fuzzy c-means (FCM)*. Dari ketiga penelitian dengan menggunakan metode *fuzzy c-means* maka akan diguna untuk meneliti akurasi kurva kemiringan tulang belakang skoliosis dipadukan dengan metode *sum of squared*

*difference*. Dalam tugas akhir ini penulis menerapkan suatu algoritme dalam penentuan kurva kemiringan tulang belakang skoliosis, sehingga diharapkan mendapatkan akurasi dan waktu yang baik.

## II. METODOLOGI PENELITIAN

### A. Dataset

Dataset yang digunakan adalah 27 citra medis X-ray pada pasien skoliosis, yang pernah digunakan oleh penelitian sebelumnya yang merupakan data primer dari Rumah Sakit Premier Bintaro.

### B. Input Citra X-ray

*Input* citra X-ray merupakan langkah pertama pada penelitian ini, proses ini memasukkan data yang telah disiapkan yaitu berupa 27 citra X-ray RGB yang akan di ubah ke *grayscale*.

### C. RGB ke Grayscale

*Citra X-ray* perlu disederhanakan dengan cara mentransformasi citra RGB ke *grayscale*. Citra RGB merupakan *image* yang disimpan dalam MATLAB sebagai array  $n \times 3$  yang mendefinisikan komponen warna *red* (R), *green* (G), dan *blue* (B). Dari ketiga layer berwarna (RGB) akan di transformasi derajat keabuan (*grayscale*) untuk dijadikan citra satu *layer* bersekala keabuan yang memiliki kedalaman warna 8bit yaitu (256 kombinasi warna keabuan).

### D. Menentukan Template

Menentukan *template* merupakan proses dimana akan di ambil citra *template* dari bagian tulang belakang dari setiap citra X-ray skoliosis untuk mencari kesamaan antara citra *template* dengan citra aslinya (*source image*). Ruas-ruas yang berukuran besar dan memiliki kualitas yang baik memiliki kesempatan untuk mendeteksi ruas yang lainnya.

### E. Subdivision Citra

*Pra-processing image* pada 27 citra X-ray tulang belakang skoliosis yang sudah diubah menjadi *grayscale* akan dilakukan *subdivision* atau dibagi menjadi beberapa bagian yang sama untuk meringankan perhitungan dalam pencocokan citra dengan *template* ruas tulang belakang. Seperti pada Gambar. 1, ada *8-subdivision* yang telah dilakukan, dengan pembagian yang telah dilakukan, maka fitur tulang belakang masih dapat dikenali. Dalam penelitian ini, citra X-ray akan dibagi menjadi 8, 9, dan *10-subdivision*. Citra setiap *subdivision* dari titik-titik estimasi hasil *Sum of Squared Difference (SSD)* akan di lakukan *crop* citra *subdivision*, kemudian akan dilakukan *median filter* dan *canny edge* pada setiap sub hasil *crop*, dan akan digunakan sebagai titik acuan area pencarian *cluster Fuzzy C-Means (FCM)*.

### F. Sum of Squared Difference

*Sum of Squared Difference (SSD)* adalah salah satu metode untuk mencari kecocokan *template* dengan gambar referensi berdasarkan perbedaan intensitas *pixel* ke *pixel* di antara dua buah gambar tersebut. Dalam kesamaan ukuran yang didapat pencocokan dapat ditentukan dengan mempertimbangkan lokasi minimum dalam matriks gambar. Secara umum, SSD akan secara langsung menggunakan formulasi jumlah kesalahan kuadrat [13], Persamaan untuk SSD dapat dilihat pada persamaan (1).

$$SSD = \iint_A (f - g)^2 \quad (1)$$

Dimana  $f$  adalah gambar referensi dan  $g$  merupakan *template*. persamaan (1) jika diubah menjadi bentuk digital maka akan menjadi persamaan (2).

$$SSD = \sum_{i=0}^m \sum_{j=0}^n (f(i, j) - g(i+u, j+v))^2 \quad (2)$$

Ketika  $M$  adalah ukuran baris dalam gambar referensi dan  $N$  adalah ukuran kolom, sedangkan  $u$  dan  $v$  adalah variabel. Masing-masing komponen bergeser sepanjang arah  $x$  dan arah  $y$ , istilah *template* yang konstan dan tidak konstan bergantung pada variabel  $u$  dan  $v$  [13].

#### G. Crop Citra Subdivision

Metode ini dilakukan setelah metode *sum of squared difference* (SSD), dimana titik-titik hasil estimasi SSD dari 27 citra X-ray skoliosis akan digunakan sebagai titik acuan area pencarian *cluster fuzzy c-means* (FCM). dengan perkiraan lebar kolom adalah dua kali ukuran *template*. Kemudian citra *subdivision* dilakukan operasi ketetapan untuk mencari kesamaan antara *template* dan citra *subdivision* SSD yang sudah ditransformasi ke bentuk FCM.

#### H. Median Filter

*Median filter* merupakan proses yang dilakukan untuk mengurangi gangguan yang terdapat pada citra X-ray seperti, frekuensi rendah, adanya gangguan seperti garis-garis karena akibat adanya kerusakan sebagian *detector* sensor maupun gangguan dalam bentuk bercak hitam yang acak yang terdapat pada citra. Proses *median filter* pada penelitian ini dilakukan agar gambar menjadi buram sehingga gangguan yang terdapat pada citra tidak terbaca sebagai data. Sehingga informasi ROI akan terlihat pada proses selanjutnya yaitu proses deteksi tepi (*canny edge*).

#### I. Canny Edge

*Canny edge* merupakan salah satu deteksi tepi modern yang akan digunakan pada penelitian ini. Algoritme ini memberikan tingkat kesalahan rendah, melokalisasi titik-titik tepi (jarak piksel-piksel tepi yang ditemukan deteksi dan tepi sesungguhnya sangat pendek), dan hanya memberikan satu tanggapan untuk satu tepi. Dengan kata lain, operator *canny* didesain untuk menghasilkan citra tepian yang optimal.

#### J. Fuzzy C-Means

Konsep dasar algoritma ini adalah menentukan pusat *cluster* yang akan menandai lokasi rata-rata untuk setiap *clusternya* [8]. Pada penelitian ini *fuzzy c-means* digunakan untuk proses *clustering*, yaitu menentukan pengelompokan *centroid* pada setiap ruas tulang belakang skoliosis tipe C dan S, dimana titik-titik hasil estimasi SSD yang telah di lakukan *crop citra subdivision*, *median filter* dan deteksi tepi (*canny edge*) digunakan sebagai titik acuan area pencarian *cluster fuzzy c-means*. Kemudian citra *subdivision* yang telah ditransformasi kedalam *fuzzy c-means* akan menghasilkan 3 titik yang merupakan *cluster* dan satu titik yang berada ditengah ketiga *cluster* yang merupakan *centroid* yang digunakan sebagai Koordinat hasil estimasi metode *fuzzy c-means*.

#### K. Curve Fitting Polinomial

*Curve fitting* polinomial merupakan proses yang digunakan untuk menentukan perkiraan kurva kemiringan tulang belakang, titik hasil estimasi metode *Sum of Squared*

*Difference* (SSD) dan *fuzzy c-means* akan *digenerate* menggunakan metode *curve fitting* polinomial dengan tiga tipe orde yaitu orde 4, 5, dan 6. Polinomial merupakan regresi yang digunakan untuk menentukan fungsi polinomial yang paling sesuai dengan kumpulan titik data yang diketahui guna memperkirakan akurasi kurva kemiringan skoliosis yang hasilnya adalah garis kurva kemiringan tulang belakang. Pada proses *curve fitting* pendekatan kurva yang dilakukan menggunakan metode *least square error* di mana  $n$  adalah titik-titik data,  $i$  adalah titik data yang sedang dijumlahkan, dan  $j$  adalah orde polinomial. Pada penelitian ini, proses *curve fitting* dilakukan dengan menggunakan fitur *cftool* Matlab, dan akan menghasilkan *output* garis kontur pada tulang belakang skoliosis yang merupakan akurasi kurva.

#### L. Evaluasi

Dalam penelitian ini hasil keluarannya adalah kurva kemiringan skoliosis menggunakan metode *Sum of Squared Difference* (SSD) dan *Fuzzy C-means* (FCM). Hasil dari sistem penentuan kurva kemiringan tulang belakang skoliosis menggunakan 27 gambar X-ray yang terdiri dari data skoliosis kurva-S dan kurva-C untuk dibandingkan hasil sudut kemiringannya secara otomatis. Dalam penelitian ini, digunakan tiga jenis metode analisis yaitu kesalahan *pixel* (KP), simpangan baku (SB), dan *contour width percentage* (CWP). Metode-metode Analisa tersebut bertujuan untuk mengukur keakuratan dari algoritme, dimana kurva referensi yang bersimpangan dengan kurva hasil penelitian akan dihitung seberapa jauh simpangan maksimal dengan cara menghitung selisih kurva yang bersimpangan tersebut, hasil simpangan maksimal tersebut dinamakan kesalahan *pixel* (KP). Sedangkan *countour width percentage* (CWP) merupakan tingkat keberhasilan pendeteksian kurva kemiringan skoliosis yang akan menunjukkan apakah kurva hasil penelitian berada pada area tulang belakang atau tidak. Tiga jenis analisis yaitu KP, SB, dan CWP tersebut bertujuan untuk mengukur keakuratan dari algoritme.

Berdasarkan kurva yang dihasilkan dihitung berapa jauh simpangan maksimal dengan cara menghitung selisih  $\alpha$  terhadap  $\beta$ . Dimana  $\alpha$  adalah kurva hasil keluaran sistem,  $\beta$  adalah kurva referensi menurut pengukuran dokter, dan *ColSize* adalah ukuran kolom dari *template*. Simpangan ini dinamakan kesalahan *pixel* (*pixel error*). Sebaran data kesalahan *pixel* kemudian dihitung simpangan baku dengan satuan *pixel*. Kesalahan *pixel* dihitung menggunakan persamaan 3.

$$pixel\ error = \max \left[ \sum_i^M \sum_j^N |a_{i,j} - \beta_{i,j}| \right] \quad (3)$$

Sedangkan simpangan baku ( $s$ ) dihitung menggunakan persamaan 4.

$$s = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n-1} \quad (4)$$

Selanjutnya *contour width percentage* merupakan parameter tingkat keberhasilan pendeteksian kurva kemiringan skoliosis. Hasil yang ditunjukkan dari parameter ini adalah kurva yang masih berada pada area tulang belakang atau jauh dari area tulang belakang. Simpangan *pixel* antara kurva referensi (panah merah) dibandingkan dengan kurva

hasil penelitian (panah biru) dihitung menggunakan persamaan 5.

$$\%CWP = 100 - \left( \frac{|\alpha - \beta|}{\frac{1}{2} ColSize} \right) \times 100\% \quad (5)$$

dimana  $\alpha$  adalah kurva hasil keluaran sistem,  $\beta$  adalah kurva referensi hasil pengukuran dokter, dan  $ColSize$  adalah ukuran kolom dari *template*. *Contour width percentage* memiliki beberapa keretaria penilaian, jika nilai kurva <1% maka kurva hasil penelitian berada diluar area ruas tulang belakang atau dikatakan gagal. Jika nilai mendekati 100% maka kurva hasil penelitian berada pada ruas tulang belakang atau dikatakan berhasil [3]. Blok kriteria CWP terdapat pada Tabel 1.

TABEL I. BLOK KRITERIA CWP

| Kriteria <i>Contour Width Percentage</i> | Pengenalan |
|--|------------|
| < 1%                                     | Gagal      |
| >= 1%                                    | Berhasil   |

Dari Tabel 1 dapat kita hitung akurasi dari metode SSD dan FCM dengan persamaan 6.

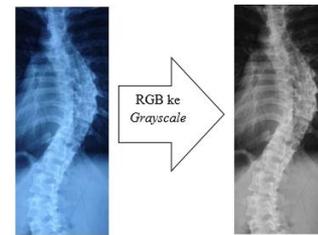
$$Akurasi = \frac{T - F}{T} \quad (6)$$

Dimana T adalah jumlah kurva hasil komputasi, dan F adalah jumlah kurva yang gagal di deteksi. Akurasi ini nantinya akan di jadikan acuan rekomendasi. Dari semua proses yang telah di komputasi akan ada rata-rata waktu pada masing-masing *subdivision* dari proses SSD dan FCM yang kemudian akan dijumlahkan untuk mendapatkan rata-rata total waktu keseluruhan, dapat dilihat pada persamaan 7.

$$Total\ waktu = waktu\ SSD + waktu\ FCM \quad (7)$$

### III. HASIL DAN PEMBAHASAN

Analisis hasil dari penentuan kurva kemiringan tulang belakang skoliosis yang menggunakan 27 gambar X-ray yang terdiri dari data skoliosis kurva-S dan kurva-C untuk dibandingkan hasil sudut kemiringannya secara otomatis. Dengan menggunakan tiga jenis metode analisis yaitu kesalahan *pixel* (KP), simpangan baku (SB), dan *contour width percentage* (CWP). *Contour width percentage* memiliki beberapa keretaria penilaian, jika nilai kurva <1%, maka kurva hasil berada diluar area ruas tulang belakang atau dikatakan gagal. Jika nilai mendekati 100% maka kurva hasil penelitian sama dengan kurva referensi yang berarti kurva berada di area ruas tulang belakang atau berhasil. Gambar 6 merupakan citra X-ray yang ditransformasi menjadi *grayscale*.



Gambar 1. Tranformasi Citra RGB ke *Grayscale*

27 citra yang sudah di proses menjadi citra *graycale* tersebut yang akan digunakan untuk mempermudah proses selanjutnya. Kemudian diambil citra *template* dari bagian tulang belakang dari setiap citra X-ray skoliosis pada 27 citra X-ray skoliosis. Gambar 6 menunjukkan hasil *template* dari citra X-ray.



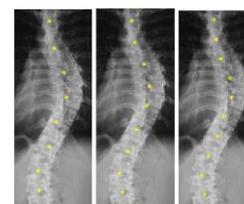
Gambar 2. Menentukan Citra *Template*

Proses selanjutnya adalah *Subdivision* citra atau membagi citra menjadi 8, 9 dan 10 sub-divisi yang akan dilakukan pada 27 citra X-ray skoliosis seperti ilustrasi pada Gambar 7.



Gambar 3. *Subdivision* citra

Proses *sum of squared difference* untuk memperkirakan lokasi atau koordinat setiap tulang belakang skoliosis. Koordinat hasil estimasi metode SSD pada setiap *subdivision* yaitu berupa titik-titik berwarna kuning pada ruas tulang belakang seperti pada Gambar 8, dimana terdapat 8 titik untuk 8-*subdivision*, 9 titik untuk 9-*subdivision* dan 10 titik untuk 10-*subdivision*.



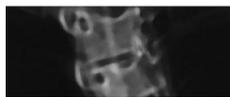
Gambar 4. Titik Koordinat 8, 9 dan 10-sub SSD

Citra *subdivision* yang sudah terbentuk kemudian dilakukan proses *crop*. Gambar 9 menunjukkan hasil *crop* dari citra *subdivision*.



Gambar 5. *Crop* Citra *Subdivision*

Setiap sub citra hasil *crop* akan di *Median filter* untuk mengurangi gangguan yang terdapat pada citra X-ray, sehingga gambar menjadi buram dan gangguan yang terdapat pada citra tidak terbaca sebagai data, seperti pada Gambar 10. Kemudian gangguan pada data dikurangi melalui proses *conny edge* seperti pada Gambar 11

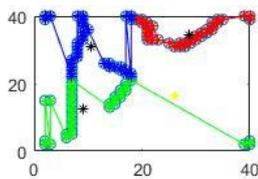


Gambar 6. Median filter



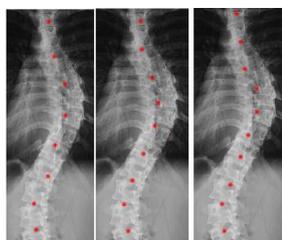
Gambar 7. Conny edge

Hasil dari *canny edge* digunakan sebagai titik acuan area pencarian *cluster fuzzy c-means*, yang menghasilkan 3 titik yang merupakan *cluster*, titik-titik tersebut berwarna hijau, biru dan merah, pada setiap *cluster* di wakili oleh titik bantu berwarna hitam guna membantu mencari *centroid* yang paling bagus pada citra. Hasil pencarian *centroid* ditandai dengan titik berwarna kuning seperti pada Gambar 12.



Gambar 8. Centroid Setiap Sub

Centroid yang telah berhasil ditentukan pada setiap sub tersebut akan digunakan sebagai titik koordinat pada ruas tulang belakang skoliosis yang ditandai dengan titik-titik berwarna merah pada ruas tulang belakang skoliosis. Titik koordinat tersebut mengikuti setiap *subdivision* yaitu 8, 9 dan 10 titik koordinat seperti pada Gambar 13.



Gambar 9. Titik Koordinat 8, 9 dan 10-sub FCM

*Curve fitting* polinomial adalah menentukan perkiraan kurva kemiringan tulang belakang dari titik estimasi pada ruas tulang belakang skoliosis, dengan tiga tipe orde yaitu orde 4, 5, dan 6, dengan hasil garis kontur warna hijau adalah garis referensi, warna kuning adalah garis hasil dari metode *sum of square difference* (SSD), dan warna merah adalah hasil dari metode *fuzzy c-means*. Hasil operasi *curve fitting* polinomial berupa garis kontur pada ruas tulang belakang skoliosis, seperti pada Gambar 14.



Gambar 10. Garis Kontur *Curve Fitting* Polinomial

Langkah terkahir pada penelitian ini adalah mengevaluasi metode yang digunakan, dimana metode yang digunakan adalah SSD dan penggabungan SSD dengan FCM. Tabel 2 –

4 berturut turut merupakan hasil rata-rata kesalahan pixel, simpangan baku, dan CWP dari algoritme SSD.

TABEL II. RATA-RATA KESALAHAN *PIXEL* SSD

| Error Pikel ( <i>pixel</i> ) |       |       |        |
|------------------------------|-------|-------|--------|
|                              | 8 Div | 9 Div | 10 Div |
| poly 4                       | 17,59 | 17,82 | 17,80  |
| poly 5                       | 17,36 | 17,80 | 16,62  |
| poly 6                       | 19,39 | 19,47 | 16,91  |

TABEL III. RATA-RATA SIMPANGAN BAKU SSD

| Std Dev ( <i>pixel</i> ) |       |       |        |
|--------------------------|-------|-------|--------|
|                          | 8 Div | 9 Div | 10 Div |
| poly 4                   | 4,98  | 5,14  | 4,88   |
| poly 5                   | 5,26  | 5,23  | 4,69   |
| poly 6                   | 5,65  | 5,63  | 4,92   |

TABEL IV. RATA-RATA CWP SSD

| CWP Average (%) |       |       |        |
|-----------------|-------|-------|--------|
|                 | 8 Div | 9 Div | 10 Div |
| poly 4          | 35,68 | 34,59 | 34,02  |
| poly 5          | 36,33 | 34,58 | 37,65  |
| poly 6          | 33,12 | 30,38 | 36,64  |

Kesalahan pixel minimum yang dicapai dengan menggunakan algoritme 10-*subdivision* polinomial 5 dimana mencapai nilai KP dengan sebesar 16,62 *pixel*. Pada Tabel 2 merupakan tabel standar deviasi atau simpangan baku (SB) yang merupakan ukuran sebaran data atau bagaimana data tersebut tersebar. Telah dihitung simpangan baku dari kurva berdasarkan kesalahan piksel yang telah dialami. Simpangan baku mempresntasikan rata-rata jarak penyimpangan titik-titik data yang diukur dari nilai rata-rata data tersebut. Nilai SB dengan menggunakan 10-*subdivision* polinomial orde 5 mencapai nilai terkecil yaitu 4,69 *pixel*, sehingga dengan menggunakan algoritme 10-*subdivision* orde 5 akan menghasilkan kurva yang lebih baik dibandingkan dengan menggunakan 8-*subdivision* dan 9-*subdivision*. Dapat dilihat bahwa hasil terbaik dari CWP ditunjukkan pada algoritme 10-*subdivision* polinomial orde 5, yaitu CWP=37.65%. Dengan batasan nilai dari 1-100% dan gagal jika <1%, sehingga kurva hasil deteksi dikatakan berhasil karena batasan nilai tidak <1% dan kurva dinyatakan berada didalam area ruas tulang belakang. Tabel 5, 6, dan 7 menunjukkan hasil rata-rata kesalahan pixel, simpangan baku, dan CWP dari penggabungan SSD dan FCM.

TABEL V. RATA-RATA KESALAHAN *PIXEL* SSD+FCM

| Error Pikel ( <i>pixel</i> ) |       |       |        |
|------------------------------|-------|-------|--------|
|                              | 8 Div | 9 Div | 10 Div |
| poly 4                       | 18,16 | 18,91 | 18,85  |
| poly 5                       | 18,98 | 19,14 | 17,64  |
| poly 6                       | 21,74 | 21,02 | 18,85  |

TABEL VI. RATA-RATA SIMPANGAN BAKU SSD+FCM

| Std Dev ( <i>pixel</i> ) |       |       |        |
|--------------------------|-------|-------|--------|
|                          | 8 Div | 9 Div | 10 Div |
| poly 4                   | 5,09  | 5,46  | 5,27   |
| poly 5                   | 5,68  | 5,59  | 5,10   |
| poly 6                   | 6,19  | 6,00  | 5,29   |

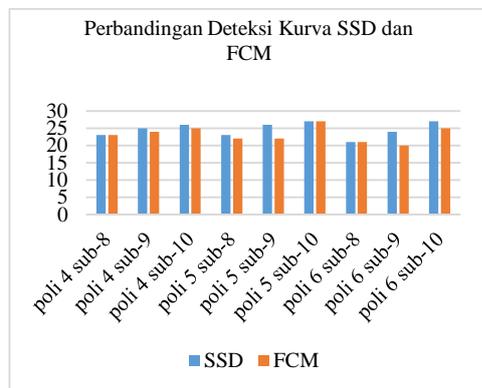
TABEL VII. RATA-RATA CWP SSD+FCM

| CWP Average (%) |       |       |        |
|-----------------|-------|-------|--------|
|                 | 8 Div | 9 Div | 10 Div |
| poly 4          | 33,94 | 31,46 | 30,55  |
| poly 5          | 33,37 | 30,66 | 33,78  |
| poly 6          | 27,57 | 27,23 | 29,28  |

Berdasarkan Tabel di atas perhitungan algoritme 10-*subdivision* polinomial orde 5 mencapai rata-rata KP dan SB terbaik, dengan nilai KP 17,64 *pixel*, dan SB 5,10 *pixel*, sehingga algoritme 10-*subdivision* orde 5 merupakan algoritme terbaik dalam mendeteksi akurasi kurva dibandingkan dengan algoritma 8-*subdivision* dan 9-*subdivision* yang memiliki kesalahan piksel dengan nilai terbesar sehingga tidak baik dalam perhitungan terhadap polinomial, karena terlalu beresiko dan menjadi tidak akurat.

Berdasarkan simpangan baku yang telah dihitung berdasarkan kesalahan piksel yang telah dialami, nilai simpangan baku terkecil dicapai pada algoritme 10-*subdivision* polinomial orde 5. Maka dengan menggunakan algoritme 10-*subdivision* polinomial orde 5 akan diperoleh kurva yang lebih baik dibandingkan dengan menggunakan 8-*subdivision* dan 9-*subdivision*. Sedangkan hasil perhitungan rata-rata CWP pada tabel 7. Dengan hasil perhitungan CWP menunjukkan bahwa hasil terbaik pada algoritme 10-*subdivision* polinomial orde 5 yaitu CWP=33,78%, dengan batasan nilai dari 1-100% dan gagal jika <1%. Sehingga kurva hasil deteksi dikatakan berhasil karena nilai CWP tidak <1%.

Perbandingan tingkat keberhasilan deteksi keakurasian kurva kemiringan skoliosis antara metode SSD dan FCM dari pembahasan sebelumnya bahwa algoritme terbaik dari SSD adalah 10-*subdivision* polinomial orde 5, dan algoritme terbaik dari FCM menggunakan 10-*subdivision* polinomial orde 5. Secara keseluruhan perbandingan pada Gambar 4.22 memberikan kesimpulan bahwa metode SSD dan FCM menunjukkan hasil yang tidak jauh beda dalam jumlah pendeteksian kurva.



Gambar 11. Perbandingan Deteksi Kurva SSD dan SSD+FCM.

Berdasarkan percobaan yang dilakukan, total percobaan pada metode SSD sebesar 185 percobaan, 21 gagal mendeteksi citra X-ray, sisanya berhasil. Sedangkan pada metode SSD+FCM total percobaan sebanyak 234, 21 gagal mendeteksi citra X-ray, sisanya berhasil. Hasil tersebut dapat digunakan untuk menghitung akurasi dari metode yang digunakan, didapatkan akurasi rata-rata dari keseluruhan *subdivision* menggunakan SSD yaitu 88.64%, dan menggunakan FCM adalah 85.89%.

#### IV. KESIMPULAN

Metode *Sum of squared difference* dan *Fuzzy C-Means* yang dipadukan dengan metode *subdivision* dan *curve fitting* dalam menentukan kurva kelengkungan tulang belakang pada pasien skoliosis dapat ditentukan akurasi kurva kemiringannya. Akurasi secara global yang di dapat pada metode SSD mencapai 88.64%. Berdasarkan hasil tersebut, penggabungan metode SSD+FCM belum mencapai hasil yang baik dibandingkan dengan hanya menggunakan SSD. Perlu adanya evaluasi pada proses yang dilakukan agar ditemukan metode yang lebih baik dari penelitian ini.

#### UCAPAN TERIMAKASIH

Terimakasih kami ucapkan kepada Lembaga Penelitian dan Pengabdian Kepada Masyarakat Universitas Amikom Purwokerto atas dukungan kepada kami untuk menyelesaikan penelitian ini.

#### DAFTAR PUSTAKA

- [1] A. C. Parera, L. S. Sengkey, and J. Gessal, "Deteksi dini skoliosis menggunakan skoliometer pada siswa kelas VI SD di Kecamatan Mapanget Manado," *J. e-Clinic*, vol. 4, no. Januari-April, pp. 98–103, 2016.
- [2] B. A. Kusuma, "Determination of spinal curvature from scoliosis X-ray images using K-means and curve fitting for early detection of scoliosis disease," *Proc. - 2017 2nd Int. Conf. Inf. Technol. Inf. Syst. Electr. Eng. ICITISEE 2017*, vol. 2018-Janua, pp. 159–164, 2018.
- [3] B. A. Kusuma, H. A. Nugroho, and S. Wibirama, "Spinal curvature determination from scoliosis X-Ray image using sum of squared difference template matching," *Proc. - 2016 2nd Int. Conf. Sci. Technol. ICST 2016*, pp. 29–34, 2017.
- [4] M. C. Wibowo and T. A. Sardjono, "Spinal curvature determination from x-ray image using GVF snake," *Proc. 2015 Int. Conf. Inf. Commun. Technol. Syst. ICTS 2015*, pp. 35–40, 2016.
- [5] T. A. Sardjono, M. H. F. Wilkinson, A. G. Veldhuizen, P. M. A. Van Ooijen, K. E. Purnama, and G. J. Verkerke, "Automatic Cobb angle determination from radiographic images," *Spine (Phila. Pa. 1976)*, vol. 38, no. 20, 2013.
- [6] P. F. Azhari, "Penghitungan Derajat Kelengkungan Tulang ...," vol. 11, p. 81, 2015.
- [7] Y. Karina, R. Magdalena, and R. D. Atmaja, "Deteksi Kelainan Tulang Belakang Berdasarkan Citra Medis Digital Dengan Menggunakan Support Vector Machine ( Svm )," *Telkom Univ.*, vol. 4, no. 2, pp. 1802–1809, 2017.
- [8] A. Praja, C. Lubis, and D. E. Herdiwindiati, "DETEKSI PENYAKIT DIABETES DENGAN METODE FUZZY C-MEANS CLUSTERING DAN K-MEANS CLUSTERING," vol. 1, pp. 15–24, 2017.
- [9] A. Ramadhan, "Perbandingan K-Means dan Fuzzy C-Means untuk Pengelompokan Data User Knowledge Modeling," *Semin. Nas. Teknol. Informasi, Komun. dan Ind.* 9, pp. 18–19, 2017.
- [10] H. A. Nugroho, M. Rahmawaty, Y. Triyani, and I. Ardiyanto, "Neutrosophic and fuzzy C-means clustering for breast ultrasound image segmentation," *2017 9th Int. Conf. Inf. Technol. Electr. Eng. ICITEE 2017*, vol. 2018-Janua, pp. 1–5, 2018.
- [11] A. Jose, D. M. D. K., and N. Joseph, "Performance Study of Edge Detection Operators," no. Ices, pp. 7–11, 2014.
- [12] A. Rajasekaran and P. Senthilkumar, "Image Denoising Using Median Filter with Edge Detection Using Canny Operator," vol. 3, no. 2, pp. 30–34, 2014.
- [13] M. B. Hisham, S. N. Yaakob, R. A. A. Raof, A. B. A. Nazren, and N. M. W. Embedded, "Template Matching using Sum of Squared Difference and Normalized Cross Correlation," *2015 IEEE Student Conf. Res. Dev. SCORed 2015*, pp. 100–104, 2015.