

Penentuan Tulang Belakang Berdasarkan Proyeksi Histogram pada Citra Digital X-ray Skoliosis

Bagus Adhi Kusuma¹, Kuart Indartono², Wiga Maulana Baihaqi³

^{1, 2, 3}Program Studi Teknik Informatika, STMIK Amikom Purwokerto.

Jl. Letjen Pol Sumarto Watumas Purwanegara Purwokerto, Banyumas

Telp : (0281) 623321, Fax : (0281) 623196, Email : amikom@amikompurwokerto.ac.id

¹bagus@amikompurwokerto.ac.id, ²indartono@amikompurwokerto.ac.id, ³wiga@amikompurwokerto.ac.id

Abstrak

Dalam pemrosesan citra digital, resolusi citra berbanding lurus dengan kecepatan proses dan beban komputasi. Semakin besar resolusi citra maka akan semakin berat beban poses komputasinya dan akan semakin tidak efisien dan efektif. Untuk menghindari hal tersebut perlu dilakukan seleksi citra misalnya dengan mengambil domain yang dikomputasi. Pada penelitian ini dilakukan studi kasus pada citra digital X-ray tulang belakang kasus skoliosis. Pada kenyataannya, hanya bagian tulang belakang saja yang digunakan para analisator dalam ilmu kesehatan untuk menentukan kurva kemiringan atau Cobb's Angle. Penelitian dilakukan untuk mengetahui metode mana yang paling efektif digunakan dalam menentukan lokasi tulang belakang, apakah metode *pure tracking* atau asumsi pemotongan. Pengujian dilakukan pada empat tapis: tapis minimum, maksimum, median dan rerata, dengan *kernel* pada rentang 9x9 hingga 249x249. Hasil penelitian menunjukkan bahwa metode asumsi pemotongan lebih baik dibandingkan metode *pure tracking* dengan menggunakan *kernel* 239x239 dengan tingkat akurasi yang dihasilkan adalah 73.33%.

Kata Kunci : skoliosis, proyeksi histogram, tulang belakang, tapis, aumsi pemotongan, pure tracking.

Abstract

In a digital image processing, image resolution is proportional with the speed of process and computational burden. If the image resolution is large, the computational burden will be increased. To avoid it, it needs image selection to take the domain which will be computed. The research was conducted by taking the scoliosis X-ray image cases. In fact, only parts of the spine are used by the analyzer in the health sciences to determine the slope of the curve or Cobb's Angle. Therefore, this research was conducted to determine which method is most effectively used in determining the location of the spine image, whether pure tracking methods or assumptions cuts. Tests carried out on four filters: minimum filter, maximum filter, median filter and mean filter; with kernel in the range 9x9 to 249x249. The results showed that the assuming cutting method is better than pure tracking method using kernel 239x239. The results showed that the method of cutting assumption is better than the method of pure tracking using 239x239 kernel with the accuracy is 73.33%.

Keywords: scoliosis, histogram projection, spine, filter, assumming cutting, pure tracking.

I. PENDAHULUAN

Skoliosis adalah suatu kelainan tulang belakang dimana mengalami pembengkokan ke arah sisi kanan atau kiri (Rolton, Nnadi, & Fairbank, 2014). Skoliosis kebanyakan ditemukan pada masa remaja atau usia pertumbuhan. Terdapat 2-4% populasi pengidap skoliosis, dan antara 70-80% penyebab skoliosis tidak diketahui (Ramirez, Member, Durdle, Raso, & Hill, 2006). Skoliosis seringkali dapat menyebabkan beberapa penyakit seperti kardiovaskuler, gangguan syaraf, sakit kepala, sakit leher, dan lain sebagainya (Huh et al., 2015).

Penentuan tingkat keparahan skoliosis diukur dengan menggunakan perhitungan sudut Cobb (Kundu, Chakrabarti, & Lenka, 2012). Penentuan sudut Cobb ini membutuhkan citra X-ray hasil tes klinis pasien. Namun seringkali citra X-ray

yang dihasilkan oleh alat akuisisi citra tidak hanya menampilkan gambar tulang belakang saja. Organ-organ yang berada di sekitar tulang belakang, terutama tulang rusuk biasanya tampak, meskipun di dalamnya tetap tulang belakang yang tampak paling jelas dengan intensitas yang lebih tinggi.

Saat ini banyak dilakukannya pengolahan citra terhadap citra X-ray guna memudahkan analisis dokter. Citra yang memiliki bagian organ-organ yang tidak diinginkan akan menambah beban komputasi apabila dilakukan pengolahan citra yang terfokus pada tulang belakang dalam kasus skoliosis. Hal ini dikarenakan ukuran matriks citra yang sangat besar sehingga akan memberatkan di dalam komputasi-komputasi berikutnya. Berbagai upaya telah dilakukan untuk mengembangkan pengukuran sudut Cobb berbasis *computer-aided* seperti yang telah dilakukan pada penelitian (Chockalingam, Dangerfield, Giakas, Cochrane, & Dorgan,

2002) (Morissy, Goldsmith, Hall, Kehi, & Cowie, 1990) (Zhang, Li, Lv, & Zhang, n.d.) (Samuvel, Thomas, M.G., & J., 2012). Pada penelitian-penelitian tersebut pengukuran sudut Cobb berbasis ROI (Region of Interest), sehingga sistem akan berjalan semi otomatis. Dalam pengembangan sistem berbasis *fully-automatic*, diperlukan penentuan area atau domain yang akan dikomputasi.

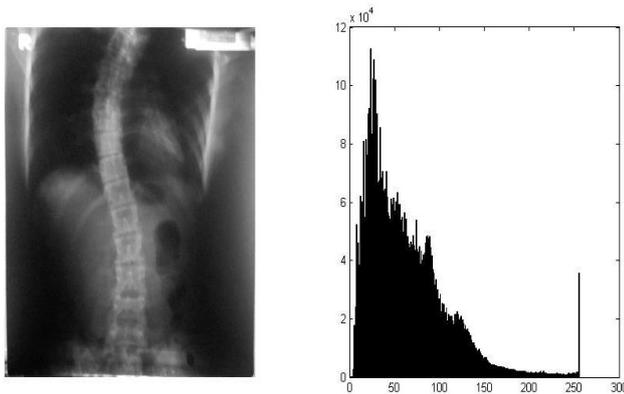
Dalam penelitian ini dikembangkan sebuah algoritme untuk menentukan lokasi tulang belakang dengan menggunakan histogram proyeksi seperti pada penelitian (Yong, Abdul, & Abu Bakar, 2003) yang akan diterapkan pada citra digital X-ray kasus skoliosis, sehingga nantinya diharapkan akan tampak jelas di dalamnya bentuk tulang belakang tanpa terganggu oleh organ-organ lainnya.

II. METODE PENELITIAN

A. Histogram Citra

Histogram adalah grafik yang menunjukkan frekuensi kemunculan setiap nilai gradasi warna (T, Suhartono, & Nurhayati, 2009). Bila digambarkan pada koordinat kartesian maka sumbu X (absis) menunjukkan tingkat warna dan sumbu Y (ordinat) menunjukkan frekuensi kemunculan. Histogram citra merupakan tool yang digunakan untuk mengetahui sebaran tingkat keabuan suatu citra.

Histogram citra pada Gambar 1 menampilkan grafik yang menggambarkan penyebaran kuantitatif nilai derajat keabuan (*gray level*) pixel di dalam sesuatu atau bagian tertentu dari suatu citra.



Gambar 1. Citra X-ray dan bentuk histogram

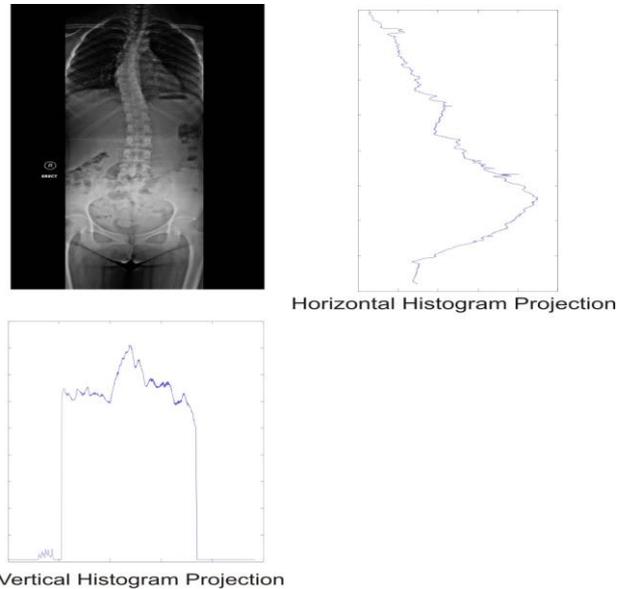
B. Metode Penentuan Lokasi Tulang Belakang (Kasus Skoliosis)

1. Histogram Proyeksi

Dasar dari histogram proyeksi adalah adanya integral proyeksi. Histogram proyeksi merepresentasikan sebarang citra sebagai hasil penjumlahan nilai-nilai piksel baik secara horizontal maupun vertikal (Yong, Abdul, & Abu Bakar, 2003). Ada dua jenis proyeksi, yaitu proyeksi horizontal yang dilakukan dengan melihat pada sumbu x dan proyeksi vertikal yang dilakukan dengan melihat pada sumbu y, namun pada penelitian ini menggunakan histogram proyeksi vertikal. Keduanya dapat didefinisikan melalui persamaan 1.

$$P_v(i) = \sum_j f(i, j) \tag{1}$$

dimana $P_v(i)$ adalah proyeksi vertikal. Gambar 2 menunjukkan contoh histogram proyeksi horizontal dan proyeksi vertikal dari sebuah citra digital.



Gambar 1. Histogram proyeksi horisontal dan vertikal

2. Tapis (filter) Citra X-ray skoliosis

Penelitian ini menggunakan empat jenis tapis yaitu tapis merata, median, minimum, dan maksimum seperti yang dijelaskan sebagai berikut.

- Tapis Rerata

Tapis merata digunakan karena tapis ini dapat digunakan untuk mengurangi variasi nilai suatu pixel (intensitas) dengan piksel berikutnya. Tapis ini dilakukan berdasarkan persamaan 2.

$$f(x, y) = \frac{1}{mn} \sum_{(s,t) \in S_{xy}} g(s, t) \tag{2}$$

dimana m dan n adalah ukuran dari *kernel*, dan S_{xy} mewakili himpunan koordinat dalam sebuah window berukuran $m \times n$, berpusat di titik (x, y) .

- Tapis Median

Tapis median merupakan tapis yang baik untuk menghilangkan *noise* karena mengambil nilai tengah dari kernel yang digunakan. Tapis median dilakukan dengan menggunakan persamaan 3.

$$f(x, y) = \text{median}_{(s,t) \in S_{xy}} \{g(s, t)\} \tag{3}$$

• Tapis Minimum

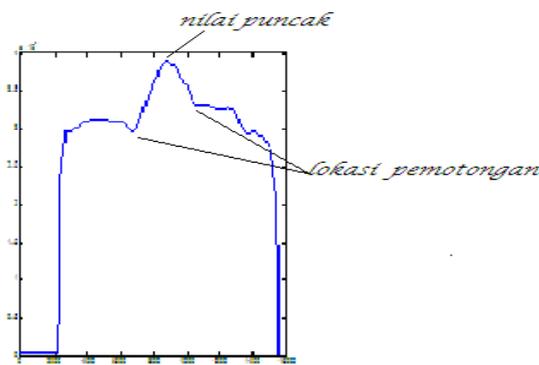
Tapis minimum dapat dipakai untuk menemukan titik paling gelap dari sebuah citra. Tapis minimum dilakukan dengan menggunakan persamaan 4 berikut.

$$f(x, y) = \min_{(s,t) \in S_{xy}} \{g(s,t)\} \tag{4}$$

• Tapis Maksimum

Tapis maksimum digunakan karena dapat dipakai untuk menemukan titik paling terang dari sebuah citra. Tapis maksimum dilakukan dengan menggunakan persamaan 5 berikut.

$$f(x, y) = \max_{(s,t) \in S_{xy}} \{g(s,t)\} \tag{5}$$



Gambar 2. Nilai Puncak dan Lokasi Pemotongan

3. Metode *Pure Tracking*

Pure tracking merupakan metode yang dikembangkan untuk memotong bagian tulang belakang berdasarkan pembacaan histogram seperti pada Gambar 3. Histogram yang dimaksud dalam hal ini adalah histogram proyeksi vertikal.

Algoritme dari metode *pure tracking* adalah sebagai berikut.

- 1) Mencari nilai puncak
 N =nilai maksimum y pada histogram
- 2) *Track* lembah pertama ke kanan
 Jika nilai x pada histogram < nilai $x + 1$
 Maka *Crop* Kanan=nilai $x + 1$;
- 3) *Track* lembah pertama ke kiri
 Jika nilai x pada histogram < nilai $x - 1$
 Maka *Crop* Kiri=nilai $x - 1$;
Track dilakukan dari nilai puncak.

4. Metode Asumsi Pemotongan

Metode ini tidak jauh berbeda dengan metode *pure tracking*. Yang membedakan adalah nilai lokasi pemotongan dilakukan dengan cara membandingkan nilai minimum lokal pertama ke kanan dan ke kiri di mana nilai yang terbesar akan

digunakan sebagai lokasi pemotongan baik di bagian kanan maupun di bagian kiri seperti pada Gambar 3.

Algoritme dari metode asumsi pemotongan adalah sebagai berikut.

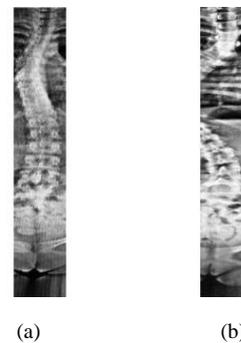
- 1) Mencari nilai puncak
 N = nilai maksimum y pada histogram
- 2) *Track* lembah pertama ke kanan
 Jika nilai x pada histogram < nilai $x + 1$
 Maka *Crop* Kanan = nilai $x + 1$;
- 3) *Track* lembah pertama ke kiri
 Jika nilai x pada histogram < nilai $x - 1$
 Maka *Crop* Kiri = nilai $x - 1$;
- 4) Membandingkan nilai kanan dan kiri
 Jika *crop* kanan > *crop* kiri
 Maka *crop* = *crop* kanan
 Jika *crop* kanan < *crop* kiri
 Maka *crop* = *crop* kiri

III. HASIL DAN PEMBAHASAN

Perangkat lunak diujicobakan pada 25 data yang diperoleh dari berbagai alat akuisisi citra yang berbeda. Sebagai sampel, terdapat 3 buah data (data 1-data3) yang diambil langsung dari perangkat rontgen, 12 buah data (data4-data15) yang diperoleh dengan mengambil gambar dengan menggunakan kamera digital dengan cara citra X-ray dipasang pada alat pembaca rontgen sehingga memperoleh cahaya yang tetap dan merata, serta 10 data (data16-data25) yang diperoleh dengan mengambil gambar dengan menggunakan kamera digital dengan citra tidak diletakkan pada alat pembaca rontgen. Data tersebut diambil secara acak dari citra X-ray kasus skoliosis dengan derajat kemiringan kecil sampai besar. Untuk pengujian sistem, digunakan parameter akurasi dan error. Akurasi dihitung dengan menggunakan persamaan 6, dan kesalahan sistem dapat dihitung menggunakan persamaan 7.

$$\text{akurasi} = \frac{\text{jumlah data benar}}{\text{jumlah data keseluruhan}} \times 100\% \tag{6}$$

$$\text{error} = \frac{\text{jumlah data salah}}{\text{jumlah data keseluruhan}} \times 100\% \tag{7}$$



Gambar 3 Gambar yang Berhasil dicrop (a) dan gambar yang gagal dicrop (b)

TABEL 1 HASIL PERCOBAAN TAPIS RERATA

Ukuran Mask	Pure Tracking		Asumsi Pemotongan	
	Akurasi (%)	Error (%)	Akurasi (%)	Error (%)
9 x 9	0	100	0	100
19 x 19	0	100	8	92
29 x 29	0	100	8	92
39 x 39	0	100	12	88
49 x 49	4	96	16	84
59 x 59	4	96	16	84
69 x 69	12	88	16	84
79 x 79	8	92	16	84
89 x 89	8	92	8	92
99 x 99	12	88	8	92
109 x 109	8	92	8	92
119 x 119	8	92	12	88
129 x 129	8	92	12	88
139 x 139	4	96	20	80
149 x 149	4	96	8	92
159 x 159	4	96	20	80
169 x 169	4	96	12	88
179 x 179	12	88	16	84
189 x 189	8	92	20	80
199 x 199	4	96	16	84
209 x 209	8	92	20	80
219 x 219	8	92	24	76
229 x 229	8	92	16	84
239 x 239	4	96	16	84
249 x 249	0	100	16	84

TABEL 2 HASIL PERCOBAAN TAPIS MEDIAN

Ukuran Mask	Metode Pure Tracking		Metode Asumsi Pemotongan	
	Akurasi (%)	Error (%)	Akurasi (%)	Error (%)
9 x 9	0	100	0	100
19 x 19	0	100	4	96
29 x 29	0	100	8	92
39 x 39	0	100	4	96
49 x 49	0	100	8	92
59 x 59	0	100	8	92
69 x 69	4	96	12	88
79 x 79	4	96	16	84
89 x 89	12	88	16	84
99 x 99	8	92	20	80
109 x 109	16	84	16	84
119 x 119	12	88	20	80
129 x 129	8	92	20	80
139 x 139	8	92	20	80
149 x 149	4	96	20	80
159 x 159	8	92	16	84
169 x 169	4	96	16	84
179 x 179	8	96	20	80
189 x 189	16	84	16	84
199 x 199	8	92	12	88
209 x 209	4	96	16	84
219 x 219	12	88	16	84
229 x 229	12	88	12	88
239 x 239	12	88	40	60
249 x 249	8	92	16	84

Data berhasil adalah data dengan kondisi tulang belakang terpotong dengan sempurna, sedangkan data salah adalah data dengan kondisi tulang belakang terpotong sebagian atau bagian tulang belakangnya tidak tampak secara utuh. Akurasi

dan error dihitung per-mask dari setiap tapis untuk setiap metode.

TABEL 3 HASIL PERCOBAAN TAPIS MAKSIMUM

Ukuran Mask	Metode Pure Tracking		Metode Asumsi Pemotongan	
	Akurasi (%)	Error (%)	Akurasi (%)	Error (%)
9 x 9	0	100	0	100
19 x 19	0	100	0	100
29 x 29	0	100	0	100
39 x 39	0	100	0	100
49 x 49	0	100	0	100
59 x 59	0	100	0	100
69 x 69	0	100	0	100
79 x 79	0	100	0	100
89 x 89	0	100	0	100
99 x 99	0	100	0	100
109 x 109	0	100	0	100
119 x 119	0	100	0	100
129 x 129	0	100	0	100
139 x 139	0	100	0	100
149 x 149	0	100	0	100
159 x 159	0	100	0	100
169 x 169	0	100	0	100
179 x 179	0	100	0	100
189 x 189	0	100	0	100
199 x 199	0	100	0	100
209 x 209	0	100	0	100
219 x 219	0	100	0	100
229 x 229	0	100	0	100
239 x 239	0	100	0	100
249 x 249	0	100	0	100

TABEL 3 HASIL PERCOBAAN TAPIS MINIMUM

Ukuran Mask	Metode Pure Tracking		Metode Asumsi Pemotongan	
	Akurasi (%)	Error (%)	Akurasi (%)	Error (%)
9 x 9	0	100	0	100
19 x 19	0	100	0	100
29 x 29	0	100	0	100
39 x 39	0	100	0	100
49 x 49	0	100	0	100
59 x 59	0	100	0	100
69 x 69	0	100	0	100
79 x 79	0	100	0	100
89 x 89	0	100	0	100
99 x 99	0	100	0	100
109 x 109	0	100	0	100
119 x 119	0	100	0	100
129 x 129	0	100	0	100
139 x 139	0	100	0	100
149 x 149	0	100	0	100
159 x 159	0	100	0	100
169 x 169	0	100	0	100
179 x 179	0	100	0	100
189 x 189	0	100	0	100
199 x 199	0	100	0	100
209 x 209	0	100	0	100
219 x 219	0	100	0	100
229 x 229	0	100	0	100
239 x 239	0	100	0	100
249 x 249	0	100	0	100

Hasil perhitungan untuk setiap tapis dari setiap data untuk metode pure tracking dan metode asumsi pemotongan dapat dilihat pada Tabel 1, Tabel 2, Tabel 3 dan Tabel 4.

Dari Tabel 1 hasil tapis rerata, diperoleh hasil akurasi rata-rata tertinggi terdapat pada metode asumsi pemotongan dengan menggunakan kombinasi kernel 219x219, yaitu sebesar 24%.

Dari Tabel 2 hasil percobaan median *filter*, dapat dilihat bahwa akurasi rata-rata tertinggi yang diperoleh dari percobaan ini terdapat pada metode asumsi pemotongan dengan kombinasi *kernel* 239x239. Akurasi yang diperoleh yaitu sebesar 40% dengan *error* 60%. Nilai ini lebih tinggi jika dibandingkan dengan kombinasi *mask* yang lain dengan kedua metode dan setiap tapis yang digunakan.

Dari tabel percobaan di atas dapat dilihat bahwa percobaan yang paling tinggi tingkat keberhasilannya adalah percobaan dengan menggunakan *median filter* metode asumsi pemotongan dengan *mask* 239x239. Akan tetapi, tingkat akurasinya masih sangat rendah yaitu sebesar 40%. Hal ini dikarenakan bentuk histogram yang kurang baik. Pada histogram dengan tapis minimum dan maksimum yang dapat dilihat pada Tabel 3 dan Tabel 4, masih banyak terdapat noise sehingga akan membuat proses *tracking* berhenti sehingga citra keluaran tidak seperti yang diharapkan. Hal ini terjadi untuk seluruh *mask* dengan setiap metode dan setiap data pada penggunaan tapis maksimum dan tapis minimum, sehingga tingkat akurasinya 0% atau gagal.

Berdasarkan hasil percobaan, tapis minimum dan tapis maksimum kurang baik jika digunakan untuk menentukan lokasi tulang belakang dengan metode histogram.

Pada tapis rerata dan tapis median, tidak seluruhnya gagal. Meskipun dalam beberapa percobaan dapat dikatakan berhasil, akan tetapi tingkat akurasi masih tergolong rendah. Bila ditinjau dari hasil data terbaik, data 1-3 berhasil dipotong hampir di seluruh *mask*. Tingkat keberhasilan untuk data ini mencapai 68% untuk data 1, 60% untuk data 2 dan 86% untuk data 3 dengan akurasi rerata adalah 71.33%. Hal ini menunjukkan bahwa data yang berasal langsung dari alat rontgen lebih bagus jika digunakan sebagai masukan dalam perangkat lunak ini.

IV. KESIMPULAN

Tingkat keberhasilan global penentuan lokasi tulang belakang pada kasus skoliosis dengan menggunakan histogram adalah 40% dengan menggunakan metode asumsi pemotongan dan tapis *median*. Akurasi jika dilihat dari jenis datanya, dengan menggunakan data yang bersumber langsung dari mesin *rontgen* akan menghasilkan akurasi lebih tinggi yaitu 71.33%.

Berdasarkan percobaan, tapis yang paling baik digunakan dalam kasus penentuan lokasi tulang belakang dengan menggunakan histogram adalah tapis median dengan kombinasi *mask kernel* 239x239 menggunakan metode asumsi pemotongan.

Tingkat akurasi pemotongan masih rendah sehingga perlu adanya penyempurnaan metode yang tepat dalam menentukan lokasi tulang belakang. Diharapkan untuk penelitian

selanjutnya menggunakan data yang langsung dihasilkan dari alat akuisisi *rontgen*, sehingga proses pemotongan dapat memiliki tingkat akurasi yang relatif lebih baik.

UCAPAN TERIMA KASIH

Ucapan terima kasih diberikan kepada Masyarakat Skoliosis Indonesia (MSI) cabang Jawa Tengah beserta atas dukungan data penelitian.

DAFTAR PUSTAKA

- Chockalingam, N., Dangerfield, P. H., Giakas, G., Cochrane, T., & Dorgan, J. C. (2002). Computer-assisted Cobb measurement of scoliosis. *European Spine Journal: Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 11(4), 353–7. <https://doi.org/10.1007/s00586-002-0386-x>
- Huh, S., Eun, L. Y., Kim, N. K., Jung, J. W., Choi, J. Y., & Kim, H. S. (2015). Cardiopulmonary function and scoliosis severity in idiopathic scoliosis children. *Korean Journal of Pediatrics*, 58(6), 218–223. <https://doi.org/10.3345/kjp.2015.58.6.218>
- Kundu, R., Chakrabarti, A., & Lenka, P. K. (2012). Cobb Angle Measurement of Scoliosis with Reduced Variability. In *MedImage* (pp. 1–6). Bombay. Retrieved from <http://arxiv.org/abs/1211.5355>
- Morissy, R., Goldsmith, G., Hall, E., Kehi, D., & Cowie, G. (1990). Measurement of the Cobb angle on radiographs of patients who have scoliosis. Evaluation of intrinsic error. *Bone Joint Surg AM*, 72, 320–327.
- Ramirez, L., Member, S., Durdle, N. G., Raso, V. J., & Hill, D. L. (2006). A Support Vector Machines Classifier to Assess the Severity of Idiopathic Scoliosis From Surface Topography. *IEEE TRANSACTIONS ON INFORMATION TECHNOLOGY IN BIOMEDICINE*, 10(1), 84–91.
- Rolton, D., Nnadi, C., & Fairbank, J. (2014). Scoliosis: a review. *Paediatrics and Child Health*, 24(5), 197–203. <https://doi.org/10.1016/j.paed.2013.09.014>
- Samuvel, B., Thomas, V., M.G., M., & J., R. K. (2012). A Mask Based Segmentation Algorithm for Automatic Measurement of Cobb Angle from Scoliosis X-Ray Image. *2012 International Conference on Advances in Computing and Communications*, 110–113. <https://doi.org/10.1109/ICACC.2012.24>
- T, E. M., Suhartono, V., & Nurhayati, O. D. (2009). *Teori Pengolahan Citra Digital*. Yogyakarta: Andi Publisher.
- Yong, Y. P., Abdul, S., & Abu Bakar, R. (2003). Integration of projection histograms and linear prediction for object tracking, 39(D), 57–68.
- Zhang, J., Li, H., Lv, L., & Zhang, Y. (n.d.). Computer-Aided Cobb Measurement Based on Automatic Detection of Vertebral Slopes Using Deep Neural Network, 1–11.