

Analisis Sistem Stabilisasi Citra Angiogram dengan Algoritma SURF Untuk Peningkatan Akurasi Perhitungan QuBE

Hilman Fauzi

Fakultas Teknik Elektro, Universitas Telkom, Indonesia
Jl. Telekomunikasi no. 1, Dayeuh Kolot, Bandung 40257, Jawa Barat
hilmanfauzitsp@telkomuniversity.ac.id

Abstract-- Heart attack or myocardial infarction occurs when blood flow to the heart muscle is blocked. The blockage can occur due to narrowing or hardening of the coronary arteries of the heart. Narrowing or hardening of the coronary arteries of the heart that occurs more than a few minutes will cause the cells of the heart muscle (myocardium) damaged / die (infarction) due to lack of oxygen.

The Information about the state of blood vessels coronary heart patients at medical practices used Myocardial Blush Grade (MBG) on coronary angiogram. However, the determination of MBG by doctors is subjective depend on their medical experiences, so that we need to requiring a method that MBG assessment can be more objective. The method is known as Quantitative Blush Evaluator (QuBE). QuBE is a computer program that quantifies the intensity difference between image regions with disturbed areas that are not on a coronary angiogram. To get the value of QuBE very objective, ideally QuBE calculations performed on static angiogram. But in fact, the angiograms are not static. SURF algorithm is used to reduce unwanted translational motion on coronary angiogram by finding the point of correlations between two frames.

Keywords : *coronary angiography, myocardial blush grade (MBG), stabilization, Speeded- Up Robust Feature (SURF), quantitative blush evaluator (QuBE).*

Abstrak-- Serangan Jantung atau *Myocardial Infraction* terjadi ketika darah yang mengalir ke bagian otot jantung tersumbat. Penyumbatan tersebut dapat terjadi akibat penyempitan atau pengerasan pembuluh koroner jantung. Penyempitan ataupun pengerasan pembuluh koroner jantung yang terjadi lebih dari beberapa menit akan menyebabkan sel-sel otot jantung (miokardium) rusak/mati (infark) karena kekurangan oksigen.

Informasi mengenai keadaan pembuluh darah coroner jantung pasien pada praktek kedokteran digunakan *Myocardial Blush Grade (MBG)* pada *coronary angiogram*. Namun demikian, penentuan MBG oleh dokter sifatnya subjektif, sehingga diperlukan sebuah metode agar penilaian MBG dapat bersifat lebih objektif. Metode tersebut dikenal dengan istilah *Quantitative Blush Evaluator (QuBE)*. QuBE merupakan sebuah program komputer yang mengkuantifikasi perbedaan intensitas citra antara daerah yang mengalami gangguan dengan daerah yang tidak pada sebuah *coronary angiogram*. Untuk mendapatkan nilai QuBE yang sangat objektif, idealnya perhitungan QuBE dilakukan pada angiogram yang statis. Namun pada kenyataannya, angiogram yang ada seringkali tidak statis. Algoritma SURF digunakan untuk dapat mengurangi gerakan translasi yang tidak

diinginkan pada *coronary angiogram* dengan cara mencari titik korelasi antara dua *frame*.

Kata kunci : *coronary angiography, myocardial blush grade (MBG), stabilisasi, Speeded- Up Robust Feature (SURF), quantitative blush evaluator (QuBE).*

I. PENDAHULUAN

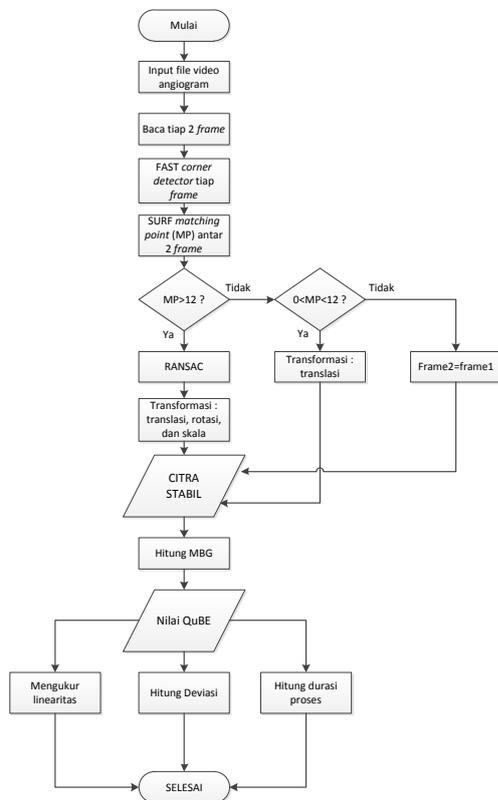
Berdasarkan pengamatan terhadap *coronary angiogram*, dapat diketahui kondisi aliran darah pada pembuluh jantung. Salah satu parameter yang dapat digunakan untuk mengevaluasi kondisi aliran darah pada angiogram adalah *Myocardial Blush Grade (MBG)*. Penilaian MBG dilakukan melalui pengamatan visual terhadap perbedaan intensitas kehitaman antara daerah yang mengalami gangguan dengan daerah yang tidak. Namun, metode penilaian MBG ini masih memiliki beberapa kelemahan, misalnya hasil sangat bergantung pada kemampuan dan pengalaman pengamat/dokter. Selain itu, batasan untuk menetapkan berapa jumlah aliran zat kontras yang dikatakan sedikit (kategori 1), relatif (kategori 2), dan normal (kategori 3) sangatlah tidak jelas, hanya dilakukan berdasarkan perkiraan pengamat saja. Sehingga dapat dikatakan bahwa penilaian MBG dengan metode pengamatan visual bersifat subjektif. Agar diperoleh penilaian yang objektif, pengamatan MBG tidak lagi dilakukan dengan pengamatan visual dokter, melainkan menggunakan program *Quantitative Blush Evaluator (QuBE)*. Program tersebut merupakan sebuah program komputer yang mengkuantifikasi perbedaan intensitas antara daerah yang ingin mengalami gangguan dengan daerah yang tidak dalam *coronary angiogram*. Hasil penilaian program QuBE inilah yang kemudian menentukan kategori MBG untuk *angiogram* tersebut. Kendala pada proses penilaian MBG menggunakan QuBE adalah masih terdapatnya perubahan posisi daerah yang diamati dalam setiap *frame* pada *angiogram* sehingga mempengaruhi keakuratan perhitungan nilai QuBE. Berbagai pergerakan tersebut umumnya akan menimbulkan perubahan posisi elemen *angiogram* secara translasi ke arah vertikal maupun horizontal, tetapi tidak mengubah struktur/bentuk utama dari pembuluh darah. Tetapi ada pula Dengan tujuan meningkatkan keakuratan perhitungan nilai QuBE, maka dilakukanlah penelitian untuk mencari metode stabilisasi video coronary angiogram yang dapat memperbaiki posisi daerah yang diamati akibat pergerakan *frame* secara translasi.

II. MATERIAL

Objek/material penelitian adalah berupa data video *coronary angiogram* dari 30 orang pasien dari Rumah Sakit Pusat Jantung Nasional Harapan Kita, Jakarta. Setiap *angiogram* tersebut umumnya berdurasi sekitar 4-12 detik dengan kecepatan 15 *frame* per detik. Setiap *frame* untuk seluruh video tersebut memiliki dimensi atau resolusi 512x512 piksel dengan jumlah *frame* yang berbeda-beda. Data kemudian diolah dengan menggunakan software matlab 2011b

III. METODE DAN PERANCANGAN SISTEM

Pada perancangan sistem stabilisasi citra *angiogram*, diperlukan sebuah mekanisme transformasi yang tepat sesuai arah dan besar perubahan kordinat antara dua *frame* yang berdekatan. Transformasi yang digunakan adalah transformasi citra berupa translasi, rotasi, dan penskalaan. Pada tahap stabilisasi ini diimplementasikan beberapa algoritma seperti SURF *matching point*, RANSAC, transformasi pergerakan citra yang meliputi translasi, rotasi, dan penskalaan. Alur sistem stabilisasi citra *angiogram* dapat dilihat pada diagram yang ditunjukkan pada gambar 1.

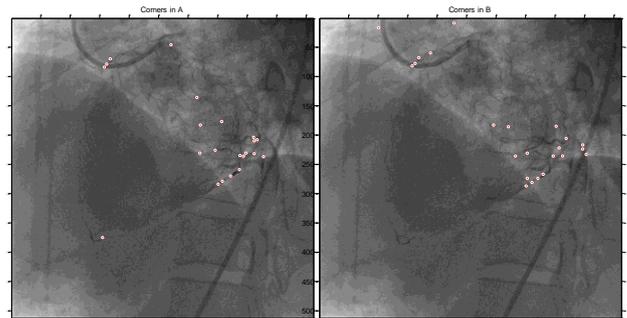


Gambar 1. Diagram Perancangan Sistem Stabilisasi Citra Angiogram

A. FAST (Features from Accelerated Segment Test) Corner detector

Kriteria pengujian segment pada FAST corner detection dihitung dengan mempertimbangkan enam belas pixel dari gambar yang berada disekitar kandidat corner(P). Detector mengklasifikasikan P sebagai *corner* jika terdapat satu set dari n pixel yang

berdekatan dalam lingkaran, yang semuanya lebih terang dari intensitas pixel $I_p(\text{calon}) + \text{threshold}(t)$ atau semua lebih gelap dari $I_p - \text{threshold}$.



Gambar 2. Implementasi FAST Corner Detection Pada Citra Angiogram

B. Speeded-Up Robust Features (SURF)

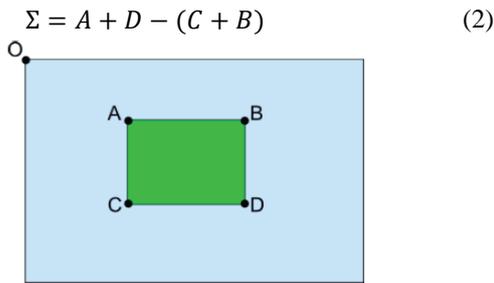
Tugas untuk mencari hubungan/kesamaan di antara dua buah gambar dengan pemandangan atau objek yang sama adalah bagian dari aplikasi penglihatan komputer. Pencarian hubungan/kesamaan citra diskrit dapat dibagi menjadi tiga tahap. Tahap pertama, *interest point* dipilih pada lokasi tertentu pada citra, misalnya sudut, *blob*, dan *T-junctions*. Hal yang paling penting yang harus dimiliki oleh pendeteksi *interest point* adalah kemampuan untuk menemukan *interest point* yang sama pada sudut pandang yang berbeda. Tahap kedua, tetangga dari setiap *interest point* direpresentasikan dengan sebuah vektor fitur yang disebut *descriptor*. *Descriptor* harus dapat dibedakan dan pada saat yang sama tahan terhadap *noise*, kesalahan deteksi, dan deformasi geometrik dan fotometrik. Tahap terakhir, *descriptor* antara citra yang berbeda dicocokkan. Pencocokan biasanya berdasarkan jarak antara vektor, misalnya jarak *Mahalanobis* atau jarak *Euclidian*. Dimensi dari *descriptor* memiliki dampak yang besar terhadap durasi perhitungan, sehingga *descriptor* yang berdimensi kecil lebih diharapkan. Berikut ini beberapa komponen penting SURF :

1. Citra Integral (Integral Image)

Peningkatan performa pada SURF disebabkan oleh penggunaan representasi citra yang disebut dengan *Integral Image*. *Integral Image* dihitung dari citra masukan dan digunakan untuk mempercepat perhitungan luas dari sebuah segi empat. Misalnya citra masukan, I dan sebuah point,(x;y), *Integral Image* dihitung dengan rumus berikut:

$$I_{\Sigma}(x, y) = \sum_{i=0}^{i \leq x} \sum_{j=0}^{j \leq y} I(x, y) \tag{1}$$

Dengan menggunakan *Integral Image*, tugas untuk menghitung luas dari sebuah segi empat direduksi menjadi empat operasi. Jika terdapat sebuah segi empat yang dibangun dari *vertex* A ,B ,C, dan D jumlah dari intensitas piksel dihitung dengan:



Gambar 3. Perhitungan luas segi empat menggunakan Integral Image

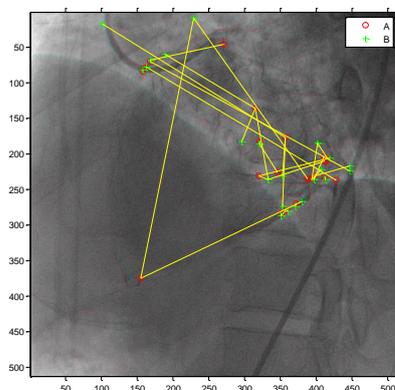
Karena waktu perhitungan tidak bergantung terhadap perubahan ukuran, pendekatan ini sangat berguna ketika menghitung area yang besar. SURF menggunakan sifat ini untuk melakukan konvolusi dengan cepat pada berbagai ukuran segi empat dengan waktu yang hampir konstan.

2. SURF Descriptor

Deskriptor merupakan daerah piksel disekitar keypoint (corner) yang dihasilkan. Deskriptor menggambarkan distribusi intensitas piksel tetangga di sekitar keypoint. Setiap descriptor mempunyai nilai [6]:

1. Posisi sumbu-x & sumbu-y
2. Scale (Skala dimana fitur corner dideteksi)
3. Metric (Nilai yang menggambarkan kekuatan fitur terdeteksi)
4. Sign Of Laplacian (Sign Of Laplacian ditetapkan selama proses deteksi)
5. Orientation (Sudut antara sumbu x dan asal titik)

Proses pertama yang dilakukan adalah mencocokkan orientasi yang dihasilkan berdasarkan informasi dari daerah yang berbentuk lingkaran disekitar piksel yang menjadi keypoint. Kemudian proses berikutnya membuat daerah berbentuk kotak pada orientasi yang terpilih dan mengekstrak deskriptor SURF dari daerah tersebut. kemudian proses matching fitur antara dua gambar dilakukan. Matching fitur dilakukan dengan membandingkan intensitas dan descriptor yang ada.

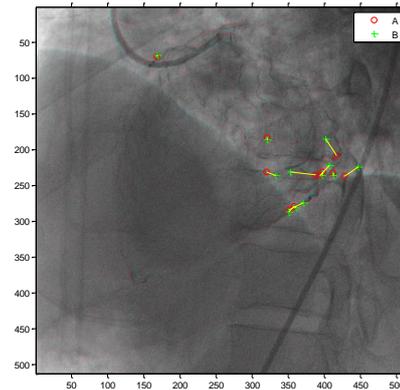


Gambar 4. SURF Matching Point pada Cita Angiogram

C. Random Sample Consensus (RANSAC)

Algoritma RANSAC (Random Sample And Consensus) adalah sebuah prosedur estimasi yang menggunakan minimal sample data set untuk

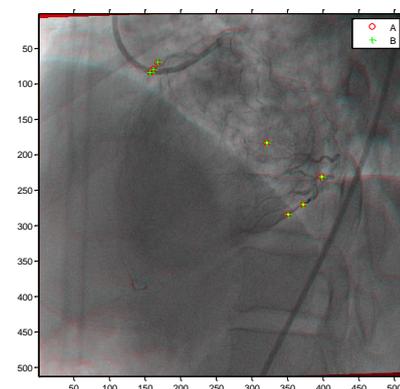
memperkirakan parameter dari data yang diamati yg berisi outliers [5].



Gambar 5. Implementasi RANSAC pada Cita Angiogram
RANSAC merupakan algoritma non deterministic yang memproduksi hasil dengan probabilitas tertentu [3], dengan kemungkinan peningkatan probabilitas ini maka RANSAC memiliki banyak iterasi. RANSAC digunakan untuk menyeleksi satu set inliers yang sesuai dengan homography sebuah citra.

D. Transformasi Citra Angiogram

Untuk mendapatkan hasil stabilisasi citra yang optimal, maka proses transformasi untuk stabilisasi citra ini dibagi menjadi tiga buah kondisi, yaitu kondisi dimana jumlah matching points lebih besar dari 12, matching points lebih kecil dari 12, dan matching points sama dengan nol. Ketentuan threshold nilai matching points itu berdasarkan hasil pengamatan transformasi pada sejumlah file angiogram.



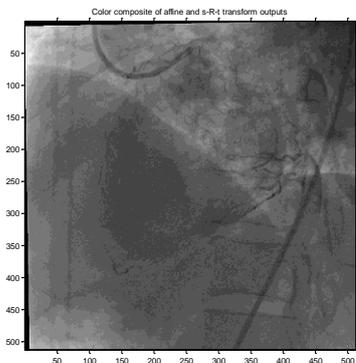
Gambar 6. Transformasi Citra Angiogram Mengikuti Arah Matching Point

Pada matching point ini, transformasi yang terjadi/diberlakukan adalah translasi, rotasi, dan skala, dimana citra angiogram akan bergerak bergeser, memutar, dan mengecil atau membesar. Pada proses ini, masing-masing matching point akan “dihimpitkan” sehingga salah satu frame akan bergerak berdasarkan nilai dan arah dari matching points yang terjadi. Translasi diberlakukan di saat matching point kurang dari 12 buah namun tidak nol. Citra matching point

dari hasil RANSAC, jumlah *matching point* yang terjadi memiliki jarak (*pointsA* dan *pointsB*) yang beraneka ragam sehingga diperlukan sebuah *threshold* dan mekanisme perhitungan untuk menghasilkan sebuah nilai jarak dan arah agar kemudian dapat diolah menjadi sebuah pergerakan translasi. *Threshold* yang ditentukan berdasarkan pergerakan rata-rata pembuluh darah antara 2 buah *frame* dari hasil pengamatan. Adapun nilai *threshold* yang ditentukan adalah 12. *Threshold* ini bekerja dengan menghilangkan sejumlah jarak antar *points* yang nilainya lebih besar dari *threshold*.

Proses pencarian nilai untuk jarak dan arah pergerakan citra dengan translasi dilakukan dengan cara sesuai langkah-langkah berikut :

1. Cari selisih *corner detected* pada *frame 1* (*pointsA*) dengan *corner detected* pada *frame 2* (*pointsB*) sehingga menghasilkan nilai scalar untuk jarak *pointA* dan *pointB*
2. Cari rata-rata selisih jarak antara *point A* dengan *point B* dalam koordinat *x* dan *y*. rata-rata jarak pada sumbu $x=tx$ dan rata-rata jarak pada sumbu $y=ty$
3. Kemudian jarak rata-rata tersebut menjadi acuan bagi perpindahan koordinat semua piksel pada citra
4. Lakukan proses tranlasi terhadap *frame 2* sebesar tx dan ty untuk semua piksel pada citra dengan proses penjumlahan atau pengurangan koordinat piksel.



Gambar 7. Transformasi Citra Angiogram

E. Myocardial Blush Grade

Pada sebuah citra *angiogram*, suatu daerah jantung akan berwarna kehitaman (atau keabu-abuan) jika zat kontras telah mengalir seluruh pembuluh kapiler jantung. Kehitaman daerah jantung tertentu dapat menjadi indikasi kondisi aliran darah ke bagian jantung tersebut. Derajat atau intensitas kehitaman jantung disebut sebagai *myocardial blush* [7]. Oleh sebab itu, pengamatan kelancaran aliran pada pembuluh-pembuluh jantung dapat dilakukan dengan cukup mengamati *myocardial blush*. Semakin hitam *myocardial blush* berarti kelancaran aliran jantung yang relatif tinggi, karena jumlah zat kontras yang sampai pada kapiler relatif banyak. Begitu pula sebaliknya, semakin putih *myocardial blush* berarti aliran pada jantung terganggu, karena jumlah zat kontras yang sampai pada kapiler sedikit. Parameter penilaian *myocardial blush* dikenal

dengan *Myocardial Blush Grade* (MBG). MBG dievaluasi langsung berdasarkan pengamatan visual *blush* daerah yang mengalami gangguan pada *coronary angiogram*. Berdasarkan pengamatan visual tersebut, kemudian MBG didefinisikan sebagai berikut [2] :

- 0, jika tidak terdapat *myocardial blush* atau zat kontras sama sekali;
- 1, jika hanya terdapat sedikit *myocardial blush* atau zat kontras;
- 2, jika masih terdapat cukup banyak *myocardial blush* atau zat kontras tetapi lebih sedikit dibandingkan dengan daerah yang tidak mengalami gangguan pembuluh;
- 3, jika terdapat *myocardial blush* atau zat kontras yang normal. semakin kecil nilai MBG yang diperoleh, maka semakin besar gangguan pembuluh yang terjadi pada jantung tersebut.

TABEL I. KATEGORI MBG UNTUK NILAI QUBE [2]

Kategori MBG	Nilai QuBE
0	0-1,3
1	1,3-10,2
2	10,2-15,4
3	15,5-36,4

F. QuBE (Quantitative Blush Evaluator)

Quantitative Blush Evaluator (QuBE), yaitu sebuah program komputer yang memberikan sebuah nilai representasi dari kondisi *myocardial blush* atau intensitas kehitaman daerah yang daerah yang ingin diamati. Program QuBE menghasilkan dua buah keluaran. Pertama, adalah menampilkan nilai *blush* daerah yang diamati terhadap setiap *frame angiogram*. Dan kedua, adalah sebuah nilai yang menggambarkan *blush* daerah yang diamati selama fase pengisian dan fase pengosongan pembuluh darah jantung, disebut sebagai nilai QuBE [2]. Proses penilaian MBG oleh program QuBE terdiri atas beberapa tahapan. Dimulai dengan mengakuisisi *angiogram* masukan. Kemudian, pada salah satu *frame* angiogram dibentuk sebuah poligon yang meliputi daerah yang akan dihitung. Selanjutnya, poligon digerakkan ke beberapa kombinasi arah, yang dilanjutkan dengan menghitung nilai *blush* untuk sebuah *frame* dengan merata-ratakan intensitas kehitaman daerah poligon *frame* tersebut pada setiap kombinasi gerakan poligon. Proses penilaian itu terus dilakukan hingga seluruh *frame* telah memiliki nilai representasi. Kemudian, dilakukan penghitungan nilai QuBE untuk *angiogram* tersebut. Terakhir ditampilkan sebuah kurva keluaran nilai *blush* terhadap setiap *frame* dan sebuah nilai QuBE.

IV. HASIL PENGUJIAN SISTEM

A. Skenario Pengujian

Sistem stabilisasi citra angiogram ini diuji dengan membandingkan perhitungan nilai MBG untuk QuBE original dan QuBE dengan citra ngram setelah

distabilisasi menggunakan algoritma SURF. Perhitungan QuBE original dilakukan dengan menghitung MBG di area polygon pada citra angiogram yang telah ditentukan sebelumnya dengan pergerakan polygon ke atas-bawah-kiri-kanan sebanyak 9 piksel sebagai kompensasi stabilisasi citra untuk perhitungan QuBE. Sedangkan pada QuBE dengan stabilisasi SURF, perhitungan MBG langsung dilakukan pada area polygon tanpa adanya pergerakan polygon. Sebelumperbandingan diantara keduanya dilakukan, perlu dilakukan pengujian terhadap linearitas atau korelasi antara dua buah metode tersebut dengan maksud agar uji perbandingan ini mencapai kesesuaian dan kesetaraan karakter.

Perancangan system ini dilakukan pengujian dengan menggunakan parameter-parameter yang meliputi akurasi, durasi, dan standar deviasi.

a. Pengujian tingkat akurasi

Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui linearitas nilai yang dihasilkan. Jika nilai QuBE yang dihasilkan terdapat perbedaan yang cukup signifikan, maka akan dilakukan pengujian linearitas nilai dengan menggunakan grafik regresi linear. Jika linearitas telah tercapai, maka langkah selanjutnya adalah menurunkan rumus yang diturunkan dari grafik regresi linear guna mendapatkan konversi nilai QuBE dengan kategori yang disesuaikan.

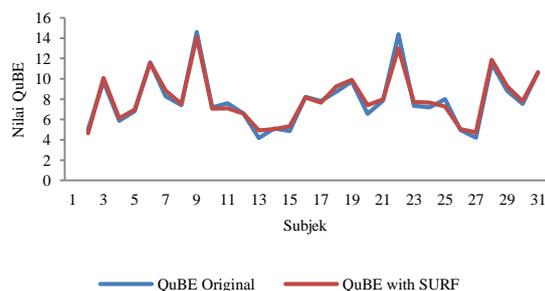
b. Standar Deviasi

Pengujian system dengan menggunakan perhitungan standar deviasi ini bertujuan untuk mengetahui pengaruh penggunaan teknik stabilisasi dengan metode SURF dalam mengurangi deviasi perhitungan nilai QuBE akibat pergerakan *frame*. Proses ini pun dapat menunjukkan tingkat akurasi system. Selain itu, dengan melalui proses ini, akan dibuktikan bagaimana pengaruh stabilisasi dengan pergerakan secara translasi dengan stabilisasi yang menggunakan translasi, rotasi, dan skala secara bersamaan.

B. Hasil Pengujian

1. Pengujian akurasi dan linearitas dan korelasi dua buah metode

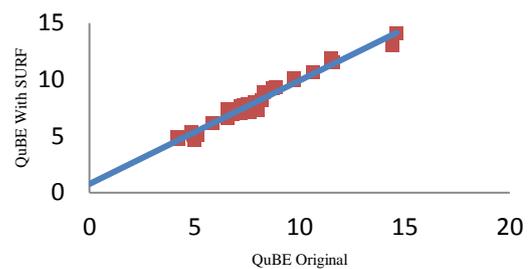
Dari hasil pengujian didapatkan bahwa perhitungan QuBE dengan pergerakan polygon dan dengan stabilisasi citra menggunakan algoritma SURF memiliki hubungan yang linear. Keterangan lebih jelas dapat dilihat pada gambar 8.



Gambar 8. Grafik QuBE Original dan QuBE SURF

Linearitas yang terbangun antara kedua metode QuBE dapat terlihat dengan tren grafik dari kedua nilai QuBE tersebut, di saat nilai QuBE original tinggi atau naik, maka nilai QuBE SURF pun ikut tinggi atau naik dengan selisih yang tidak jauh dimana selisih tertinggi untuk nilai QuBE diantara keduanya adalah 1,393. Hubungan linearitas ini diturunkan menjadi sebuah persamaan regresi linear berdasarkan tren atau garis normalisasi sebaran nilai QuBE diantara kedua metode tersebut.

Garis normalisasi dapat dilihat pada gambar 9. Selain itu, nilai koefisien korelasi antara QuBE original dan QuBE SURF adalah 0,986. Hal ini berarti korelasi antara keduanya adalah sangat kuat



Gambar 9. Garis Normalisasi perbandingan Nilai QuBE Original dengan QuBE SURF

Dengan didaptkannya garis normalisasi hubungan antara dua metode perhitungan QuBE tersebut selanjutnya ditentukan persamaan linearnya, yaitu :

$$y = 0,9146x + 0,7817 \quad (3)$$

dengan didaptkannya persamaan tersebut, maka didapatkan kategori MBG dengan stabilisasi SURF seperti pada table II.

TABEL II. KATEGORI MBG UNTUK QUBE SURF

Kategori MBG	Nilai QuBE SURF
0	0,8-2,0
1	2,1-10,1
2	10,2-14,9
3	15,0-34,1

2. Pengujian Durasi dan Standar Deviasi Sistem

a. Durasi

Pengujian sistem melalui parameter durasi secara umum, setelah durasi kedua system berjalan dirata-ratakan, hasilnya bahwa perhitungan QuBE dengan stabilisasi SURF jauh lebih singkat waktunya daripada system original dimana QuBE SURF memiliki rata-rata durasi 394,22 detik sedangkan durasi rata-rata pada system original adalah 913.95 detik. Ini berarti bahwa QuBE SURF mampu mempersingkat durasi proses

sebesar 56.86%. perhitungan durasi proses kedua metode dapat dilihat di tabel III.

TABEL III. DURASI PROSES QUBE ORIGINAL DAN QUBE SURF

obj	Durasi (detik)		obj	Durasi (detik)	
	QuBE Original	QuBE with SURF		QuBE Original	QuBE with SURF
1	971.14	393.07	16	782.61	392.84
2	992.88	422.08	17	766.25	393.46
3	994.81	410.21	18	878.21	386.06
4	915.85	379.28	19	430.84	386.90
5	875.82	395.65	20	858.27	386.15
6	866.06	383.47	21	838.79	382.50
7	864.51	395.61	22	827.05	317.30
8	864.61	342.43	23	827.14	395.5
9	891.25	396.95	24	869.95	443.74
10	850.97	424.64	25	771.19	442.14
11	1143.5	392.19	26	909.07	317.97
12	922.05	397.24	27	857.19	421.87
13	866.28	389.38	28	902.32	420.55
14	861.93	401.01	29	920.79	421.60
15	827.48	390.14	30	880.06	429.40
			mean	913.95	394.22

b. Standar Deviasi

Hasil Pengujian dengan menghitung standar deviasi, sebagaimana terlihat pada tabel IV, nilai standar deviasi antara QuBE original dan QuBE SURF memiliki selisih nilai standar deviasi rata-rata yang cukup signifikan diantara keduanya, dimana nilai standar deviasi rata-rata QuBE SURF adalah 0,26 dan QuBE original 1,093. Jika dilihat dari nilai standar deviasi rata-ratanya, perhitungan QuBE dengan menggunakan algoritma SURF lebih baik 32,53% dari pada QuBE original. Hal ini dapat berarti pula bahwa proses stabilisasi citra dengan algoritma SURF dapat mengkompensasi pergerakan transformasi jantung lebih baik dari metode kompensasi pergerakan jantung untuk perhitungan QuBE pada QuBE original.

TABEL IV. HASIL PERHITUNGAN STANDAR DEVIASI

Obj	Q ₀	Q _{ori}	σ _{ori}	Q _{SURF}	σ _{SURF}	σ _{SURF} /σ _{ori} (%)
1	5.01	5.57	0.39	4.65	0.25	65.30
2	9.72	12.67	2.09	10.09	0.26	12.53
3	5.85	6.71	0.60	6.12	0.19	31.40
4	6.80	7.92	0.79	6.98	0.12	15.99
5	11.61	12.19	0.41	11.54	0.04	11.08
6	8.27	10.11	1.30	8.86	0.41	31.95
7	7.39	9.34	1.37	7.54	0.10	7.61
8	14.60	17.51	2.05	14.0	0.36	17.60
9	7.17	8.71	1.09	7.06	0.08	7.43
10	7.61	8.68	0.76	7.08	0.37	49.21
11	6.59	7.86	0.90	6.59	0.00	0.66
12	4.17	7.63	2.44	4.92	0.53	21.65
13	5.12	5.36	0.17	5.06	0.03	21.26
14	4.86	5.31	0.31	5.32	0.33	103.77
15	8.22	8.77	0.38	8.15	0.04	11.56
16	7.81	8.06	0.17	7.66	0.10	59.32
17	8.73	10.86	1.50	9.25	0.37	24.76
18	9.74	10.86	0.79	9.90	0.11	14.52
19	6.56	7.67	0.78	7.40	0.59	75.95
20	7.86	10.98	2.20	7.98	0.09	4.12
21	14.39	19.50	3.61	13	0.98	27.26
22	7.35	8.32	0.68	7.72	0.25	37.62
23	7.17	7.70	0.37	7.66	0.34	92.49

24	7.99	8.67	0.47	7.27	0.50	106.05
25	4.94	5.75	0.57	5.06	0.08	14.88
26	4.20	7.69	2.46	4.74	0.38	15.51
27	11.5	13.32	1.28	11.87	0.25	19.92
28	8.83	10.90	1.46	9.27	0.30	20.90
29	7.52	8.06	0.38	7.80	0.19	51.05
30	10.6	11.89	0.90	10.64	0.02	2.65
mean	7.94	9.49	1.09	8.04	0.26	32.53

V. PERBAIKAN DAN SARAN

Pada perancangan sistem stabilisasi citra angiogram ini masih banyak terdapat kekurangan dan sangat dimungkinkan dilakukan pengembangan-pengembangan selanjutnya dengan beberapa pertimbangan sebagai berikut :

1. Waktu yang dibutuhkan dalam proses stabilisasi masih terbilang cukup lama sehingga belum bisa diterapkan dalam dunia kedokteran.
2. Untuk lebih memudahkan pengguna dalam menggunakan atau membaca perancangan ini, sebaiknya citra yang dihasilkan hanyalah gambar dari pembuluh darahnya saja tanpa *background*. Hal ini dapat dilakukan jika proses stabilisasi yang dilakukan sudah sangat sempurna, termasuk pergerakan denyut jantung yang terstabilisasi.
3. Proses stabilisasi yang dilakukan belumlah sempurna atau hanya mengurangi pergerakan citra angiogram dan tidak melakukan proses stabilisasi pada denyut jantung
4. Stabilisasi citra melalui proses transformasi penskalaan masih sulit untuk dilakukan dikarenakan bentuk pembuluh darah jantung yang berbeda pada tiap framenya.

VI. KESIMPULAN

Melalui penelitian ini, penulis menemukan beberapa hasil analisis yang kemudian penulis dapat simpulkan bahwa algoritma SURF dapat membantu menambah akurasi nilai QuBE melalui proses stabilisasi citra angiogram dengan tingkat akurasi lebih baik 22,55% dari nilai QuBE program originalnya. Selain itu, stabilisasi citra angiogram dengan algoritma SURF dapat mengkompensasi pergerakan polygon (sebagai kompensasi stabilisasi pergerakan citra angiogram) sebesar 32,53% dengan durasi lebih cepat 56,86% dari proses perhitungan nilai QuBE dari program originalnya.

VII. REFERENSI

- [1] Matsushita, Y; Ofek, E; Tang, X; Shum, HY (2005). *Full-frame Video Stabilization*. Microsoft® Research Asia. CVPR.
- [2] Vogelzang, M., Vlaar, P.J., Svilaas, T., Amo, D., Nijsten, M.W.N., dan Zijlstra, F. (2009). *Computer-assisted Myocardial Blush Quantification After Percutaneous Coronary Angioplasty for Acute Myocardial Infarction: A Substudy from The TAPAS Trial*, European Heart Journal, **30**, 594-599.
- [3] Tordoff, B; Murray, DW. "Guided sampling and consensus for motion estimation." European Conference n Computer Vision, 2002
- [4] Lee, KY; Chuang, YY; Chen, BY; Ouhyoung, M. "Video Stabilization using Robust Feature Trajectories." National Taiwan University, 2009.

- [5] Zuliani, M. *RANSAC for Dummies*. GNU Free Documentation License. 2009.
- [6] Bay, Herbert, Tuytelaars, Tinne, Gool, Luc Van. *SURF: Speeded Up Robust Features*. ETH Zurich and Katholieke Universiteit Leuven.
- [7] Henriques, J.P.S., Zijlstra, F., van 't Hof, A.W.J., Boer, M.J., Dambrink, J.H.E., Gosselink, M., Hoorntje, J.C.A., and Suryapranata, H. (2003), Angiographic Assessment of Reperfusion in Acute Myocardial Infarction by Myocardial Blush Grade, *Circulation*. American Heart Association.
- [8] Erik H. W. Meijering, Wiro J. Niessen, Max A. Viergever. Retrospective Motion Correction in Digital Subtraction Angiography: A Review. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 18, no. 1. 1999
Kusumawardhani, A. Mengko, T. ; Fahri, I. ; Soerianata, S. ; Firman, D. ; Zakaria, H. "Coronary Angiogram Stabilization for QuBE Values Calculation Using SIFT Method". ICICI-BME. IEEE. 2011.