



TESIS – TE142599

**PENJEJAKAN STENT JANTUNG PADA CITRA
ULTRASOUND MENGGUNAKAN *SUM OF
ABSOLUTE DIFFERENCE (SAD)***

FAUZI IMADUDDIN ADHIM
2214 205 012

DOSEN PEMBIMBING
Dr. Eko Mulyanto Yuniarno, S.T., M.T.
Dr. I Ketut Eddy Purnama, S.T., M.T.

PROGRAM MAGISTER
BIDANG KEAHLIAN JARINGAN CERDAS MULTIMEDIA
JURUSAN TEKNIK ELEKTRO
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA
2016



TESIS – TE142599

**HEART STENT TRACKING ON ULTRASOUND
IMAGES USING SUM OF ABSOLUTE
DIFFERENCE (SAD)**

FAUZI IMADUDDIN ADHIM
2214 205 012

SUPERVISORS

Dr. Eko Mulyanto Yuniarno, S.T., M.T.
Dr. I Ketut Eddy Purnama, S.T., M.T.

MASTER PROGRAM
MULTIMEDIA INTELLIGENT NETWORK
DEPARTMENT OF ELECTRICAL ENGINEERING
FACULTY OF INDUSTRIAL TECHNOLOGY
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA
2016

Tesis ini disusun untuk memenuhi salah satu syarat memperoleh gelar
Magister Teknik (M.T.)
di
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh :
Fauzi Imaduddin Adhim
NRP. 2214205012

Tanggal Ujian : 21 Juni 2016
Periode Wisuda : September 2016

Disetujui oleh :


1. **Dr. Eko Mulyanto Yuniarno, S.T., M.T.**
NIP. 19680601 199512 1 009

(Pembimbing I)

2. **Dr. I Ketut Eddy Purnama, S.T., M.T.**
NIP. 19690730 199512 1 001

(Pembimbing II)

3. **Dr. Supeno Mardi Susiki Nugroho, S.T., M.T.**
NIP. 19700313 199512 1 001

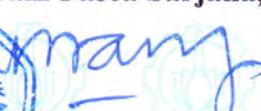
(Penguji)


4. **Mochamad Hariadi, S.T., M.Sc., Ph.D.**
NIP. 19691209 199703 1 002

(Penguji)



Direktur Program Pasca Sarjana,


Prof. Ir. Djauhar Manfaat, M.Sc., Ph.D.
NIP. 19601202 198701 1 001

PENJEJAKAN STENT JANTUNG PADA CITRA ULTRASOUND MENGGUNAKAN *SUM OF ABSOLUTE DIFFERENCE (SAD)*

Nama Mahasiswa : Fauzi Imaduddin Adhim
NRP : 2214205012
Pembimbing : 1. Dr. Eko Mulyanto Yuniarno, S.T., M.T.
2. Dr. I Ketut Eddy Purnama, S.T., M.T.

ABSTRAK

Prosedur pemasangan *stent* menggunakan kateter merupakan salah satu tindakan penanganan penyakit jantung koroner. Prosedur ini umumnya divisualisasikan menggunakan *X-Ray*. Sayangnya *X-Ray* mempunyai resiko terkait radiasi yang dapat menyebabkan kanker pada pasien. Salah satu pencitraan medis yang tidak menimbulkan radiasi berbahaya adalah Ultrasound. Pada penelitian ini, diusulkan sebuah sistem penjejukan *stent* pada citra Ultrasound. Penelitian ini belum melibatkan manusia sebagai subyek percobaan, dan lebih menekankan pada usaha untuk menghasilkan sistem yang mempunyai tingkat ketelitian dan konsistensi yang tinggi. Penelitian ini menggunakan daging sapi sebagai media tempat *stent* akan dijejak. Penjejukan *stent* pada penelitian ini menggunakan salah satu metode evaluasi dari algoritma *Block Matching (BM)* yaitu *Sum of Absolute Difference (SAD)*. SAD digunakan untuk menentukan *displacement* dari posisi objek lama ke posisi objek baru. Hasil penelitian menunjukkan bahwa sistem penjejukan menggunakan SAD cukup konsisten dalam mengikuti pergerakan *stent* dengan akurasi sebesar 88.8 %. Pada penelitian ini, sistem penjejukan dengan metode SAD juga dibandingkan dengan sistem penjejukan tanpa BM dan menghasilkan error yang lebih rendah. Pengembangan lebih lanjut dari penelitian ini diharapkan dapat membantu proses pemasangan *stent* untuk penderita penyakit jantung koroner di masa depan baik dalam efektivitas waktu, ketepatan pemasangan *stent*, maupun berkurangnya resiko paparan radiasi terhadap kesehatan pasien.

Kata Kunci : penyakit jantung koroner; penjejukan; *stent*; citra ultrasound; *sum of absolute difference*

Halaman ini sengaja dikosongkan

HEART STENT TRACKING ON ULTRASOUND IMAGES USING SUM OF ABSOLUTE DIFFERENCE (SAD)

Name : Fauzi Imaduddin Adhim
NRP : 2214205012
Supervisor(s) : 1. Dr. Eko Mulyanto Yuniarno, S.T., M.T.
2. Dr. I Ketut Eddy Purnama, ST., M.T.

ABSTRACT

Stent deployment procedure using catheter is a treatment for coronary disease. This procedure is commonly visualized by X-Ray. Unfortunately, X-Ray is also a cancer-causing agent. Other imaging device that currently has no radiation risk is Ultrasound. On this research, we propose a heart stent tracking system on Ultrasound images. This research does not involve patient as a subject, since we are currently working on the consistency of the system. The stent is inserted into the fibrous beef of a cattle and scanned with the transducer of the ultrasound in short axis (out-of-plane) view. The stent object appeared in the grayscale output images is identified by distinguishing it from the noise created from the beef's fiber. The identified stent is then tracked along every frame of video input. Our tracking system employs Sum of Absolute Difference (SAD) as one of the most common block matching (BM) algorithms used in many studies. On this research, SAD is used to estimate the displacement of the stent position in the consecutive frames of the video input. The tracking system has experimentally shown a consistent result with the accuracy of 88.8 %. This SAD-based tracking system is compared to the tracking system without block matching and yields the minimum error. Hopefully, the result of this research is taken into consideration to develop less invasive navigation system to guide stent deployment procedure in the future.

Keyword(s) : *stent deployment; tracking; ultrasound images; sum of absolute difference*

Halaman ini sengaja dikosongkan

DAFTAR ISI

PERNYATAAN KEASLIAN TESIS	i
LEMBAR PENGESAHAN TESIS.....	iii
ABSTRAK.....	v
<i>ABSTRACT</i>	vii
KATA PENGANTAR	ix
DAFTAR ISI.....	xi
DAFTAR GAMBAR	xv
DAFTAR TABEL.....	xvii
BAB 1	1
PENDAHULUAN	1
1.1. Latar Belakang.....	1
1.2. Rumusan Masalah.....	2
1.3. Batasan Masalah	3
1.4. Tujuan Penelitian	3
1.5. Manfaat Penelitian	3
BAB 2	5
KAJIAN PUSTAKA DAN DASAR TEORI.....	5
2.1. Penyakit Jantung Koroner.....	5
2.2. <i>Stent</i>	6
2.3. Pemasangan <i>Stent</i>	7
2.4. <i>Medical Ultrasound Imaging</i>	9
2.4.1. SmartUs EXT.....	12
2.5. Citra Digital	13
2.5.1. Citra Grayscale	14
2.6. Pengolahan Citra Digital.....	15
2.7. <i>Thresholding</i>	16
2.8. Operasi Morfologi.....	17
2.8.1. Dilasi.....	17
2.8.2. Erosi	18
2.8.3. <i>Closing</i>	19
2.8.4. <i>Opening</i>	20

2.9.	<i>Connected Component Labeling (CCL)</i>	22
2.10.	Penjejakan Objek.....	22
2.11.	Penjejakan <i>Stent</i>	24
2.12.	<i>Block Matching Algorithm</i>	25
BAB 3		29
METODOLOGI PENELITIAN		29
3.1.	Perancangan Sistem.....	29
3.2.	Tahap Identifikasi.....	30
3.2.1.	<i>Ultrasound Stream Images</i>	30
3.2.2.	Normalisasi.....	32
3.2.3.	<i>Thresholding</i>	34
3.2.4.	Operasi Morfologi	34
3.2.4.1.	Operasi <i>Closing</i>	35
3.2.4.2.	Operasi <i>Opening</i>	36
3.2.5.	Ekstraksi Objek	36
3.2.5.1.	<i>Connected Component Labeling (CCL)</i>	37
3.2.5.2.	<i>Minimum Average Intensity</i>	38
3.3.	Tahap Penjejakan	38
3.3.1.	<i>Sum of Absolute Difference (SAD)</i>	38
BAB 4		41
HASIL PENELITIAN DAN PEMBAHASAN		41
4.1.	Skenario Pengujian.....	41
4.2.	Hasil Penelitian Tahap Identifikasi	43
4.2.1.	<i>Thresholding</i>	43
4.2.2.	Operasi <i>Closing</i>	44
4.2.3.	Operasi <i>Opening</i>	45
4.2.4.	<i>Connected Component Labeling (CCL)</i>	47
4.2.5.	<i>Minimum Average Intensity</i>	47
4.3.	Pengujian Tahap Identifikasi.....	49
4.3.1.	Pengaruh Nilai <i>Threshold</i>	49
4.3.2.	Kondisi yang Menyebabkan Kegagalan Identifikasi.....	51
4.4.	Hasil Penelitian Tahap Penjejakan	55
4.4.1.	<i>Sum of Absolute Difference (SAD)</i>	55

4.5.	Pengujian Tahap Penjejukan.....	55
4.5.1.	Pengujian Ukuran Blok.....	57
4.5.2.	Kondisi yang Menyebabkan Kegagalan Penjejukan.....	58
4.5.3.	Performa Sistem.....	60
BAB 5	63
KESIMPULAN DAN PENELITIAN SELANJUTNYA	63
5.1.	Kesimpulan.....	63
5.2.	Penelitian Selanjutnya.....	64
DAFTAR PUSTAKA	65
BIOGRAFI PENULIS	69

Halaman ini sengaja dikosongkan

DAFTAR TABEL

Tabel 4.1. Parameter-parameter yang digunakan untuk pengambilan data	41
Tabel 4.2. Jumlah frame dimana objek <i>stent</i> teridentifikasi pada tiap video	50
Tabel 4.3. Pengaruh nilai <i>threshold</i> terhadap identifikasi <i>stent</i>	50
Tabel 4.4. Bentuk <i>stent</i> tidak terlihat jelas pada citra	51
Tabel 4.5. <i>noise</i> menyentuh dan mempengaruhi bentuk objek <i>stent</i>	52
Tabel 4.6. <i>noise</i> disekitar objek <i>stent</i> yang tinggi	53
Tabel 4.7. Intensitas rata-rata dibawah objek lain lebih rendah daripada <i>stent</i>	54
Tabel 4.8. Jumlah frame dimana objek <i>stent</i> terjejak pada tiap video	57
Tabel 4.9. Error dan waktu rata-rata algoritma SAD dengan berbagai ukuran window blok	58
Tabel 4.10. Nilai MSE dari 20 frame pertama pada video 5	61

Halaman ini sengaja dikosongkan

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1. Penyumbatan Arteri (www.sakitjantung.net)	5
Gambar 2.2. Stent (www.stanfordcenter.com)	7
Gambar 2.3. Kateter (www.hardam-shop.dk)	8
Gambar 2.4. Citra X-Ray pembuluh darah (<i>American Heart Association</i>)	8
Gambar 2.5. Proses pemasangan <i>stent</i> (www.utsandiego.com)	9
Gambar 2.6. Diagram Jarak Frekuensi Ultrasound (Szabo, 2004)	10
Gambar 2.7. <i>Pulse generation</i> (atas) dan deteksi sinyal (bawah) (Szabo, 2004) .	11
Gambar 2.8. <i>Beam Forming</i> . (Szabo, 2004)	11
Gambar 2.9. SmartUs EXT-1M Beam Former (www.pcultrasound.com)	12
Gambar 2.10. <i>Linear transducer</i> tipe L15-7L40H-5 (www.pcultrasound.com) ...	12
Gambar 2.11. Contoh tampilan aplikasi EchoWave II. (www.pcultrasound.com)	13
Gambar 2.12. Nilai warna RGB dalam hexadesimal (Darussalam, 2010)	14
Gambar 2.13. Konversi citra warna ke grayscale (Cadik, 2008)	15
Gambar 2.14. Blok Diagram Pengolahan Citra (Darussalam, 2010)	15
Gambar 2.15. Contoh proses dilasi	18
Gambar 2.16. Contoh proses erosi	19
Gambar 2.17. Contoh proses <i>closing</i>	20
Gambar 2.18. Contoh proses <i>opening</i>	21
Gambar 2.19. Penjejakan <i>stent</i> pada citra OCT. (Kai Pin Tung, 2012)	24
Gambar 2.20. Blok diagram SAD. (Narendra C.P, 2014)	27
Gambar 3.1. Rancangan sistem	29
Gambar 3.2. Blok diagram penelitian	30
Gambar 3.3. Pemindaian <i>stent</i> pada daging sapi	31
Gambar 3.4. Contoh citra hasil <i>scanning</i> dari software EchoWave II	32
Gambar 3.5. Citra-citra objek <i>stent</i> setelah normalisasi dengan ukuran 473x356	33
Gambar 3.6. <i>SE</i> bentuk <i>disk</i> dengan radius 4 piksel	35
Gambar 3.7. <i>SE</i> bentuk <i>line</i> dengan radius 4 piksel dan kemiringan 90°	36

Gambar 4.1. Contoh salah satu frame yang menampilkan objek <i>stent</i> dari 12 video	42
Gambar 4.2. Contoh citra sebelum <i>thresholding</i>	43
Gambar 4.3. Contoh citra sesudah <i>thresholding</i>	44
Gambar 4.4. Citra <i>stent</i> sebelum (kiri) dan sesudah proses <i>closing</i> (kanan).....	45
Gambar 4.5. Contoh proses <i>closing</i> dengan <i>structuring element</i> berbagai radius. (a). Citra asli; (b). radius 2; (c). radius 3; (c). radius 4	45
Gambar 4.6. Citra <i>stent</i> sebelum (kiri) dan sesudah proses <i>opening</i> (kanan)	46
Gambar 4.7. Contoh proses <i>opening</i> dengan <i>structuring element</i> berbagai radius. (a). Citra <i>threshold</i> ; (b). radius 2; (c). radius 3; (c). radius 4.....	46
Gambar 4.8. Posisi tiap kandidat objek pada citra yang ditandai lingkaran merah	47
Gambar 4.9. Posisi tiap objek dan wilayah dibawahnya	48
Gambar 4.10. Posisi <i>Stent</i> pada Citra Ultrasound	49
Gambar 4.11. Perbandingan posisi <i>stent</i> pada sebuah frame <i>f</i> (kiri) dan frame <i>g</i> berikutnya (kanan). (a) Video 2; (b) Video 3; (c) Video 4.....	56
Gambar 4.12. Kegagalan identifikasi pada frame kedua.....	59
Gambar 4.13. Kegagalan identifikasi pada frame pertama	60
Gambar 4.14. Kegagalan identifikasi pada kedua frame	60
Gambar 4.15. Grafik perbandingan MSE objek <i>stent</i> pada frame video input. (a). Video 1; (b). Video 2; (c). Video 3.....	62

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Prosedur pemasangan *stent* menggunakan kateter merupakan salah satu tindakan penanganan Penyakit Jantung Koroner (PJK). Prosedur ini biasa disebut *angioplasty* dan umumnya dilakukan dengan bantuan cairan kontras yang disuntikkan pada sebuah kateter yang dimasukkan ke dalam pembuluh darah dan divisualisasikan menggunakan *X-Ray*. Kateter dimasukkan melalui pembuluh darah yang besar atau sesuai dengan ukuran kateter. Durasi prosedur ini biasanya tergantung dari posisi pemasangan *stent* relatif terhadap posisi *stent* saat dimasukkan ke pembuluh darah dan kecepatan mengarahkan kateter.

X-Ray yang sekaligus berfungsi sebagai modaliti untuk navigasi ini dapat memvisualisasikan pergerakan kateter untuk pemasangan *stent* secara *real time*, akan tetapi prosedur ini mempunyai resiko yang tinggi terkait radiasi *X-Ray* pada pasien. Radiasi dari *X-Ray* untuk satu kali prosedur *Computed Tomography Angiography* (CTA) pada arteri koroner adalah sebesar 12 millisievert (mSv) atau setara dengan radiasi yang didapat manusia dari alam selama \pm 4 tahun dengan kemungkinan resiko kanker mencapai 1 dari 1000 kejadian (*radiologyinfo.org*). Untuk itu diperlukan suatu sistem navigasi dengan bantuan pencitraan yang tidak invasif seperti pencitraan menggunakan bantuan mesin *Ultrasound*.

Ultrasound adalah istilah yang digunakan untuk menyebut suara dengan frekuensi di atas 20.000 Hertz (Hz), di luar jangkauan pendengaran manusia. Mesin USG adalah mesin yang digunakan untuk mengambil citra berdasarkan pantulan gelombang ultrasound dari obyek. Untuk pencitraan medis, frekuensi yang digunakan umumnya sekitar 3–15 MHz. Air, sel darah, lemak, sel hati, saluran empedu, pembuluh darah dan jaringan tubuh lainnya memiliki kepadatan yang berbeda-beda. Jarum, kateter dan *stent* memiliki ukuran resistansi (impedansi akustik) terhadap gelombang suara yang berbeda dibandingkan jaringan tubuh. Secara teori, objek-objek tersebut seharusnya mampu dilihat menggunakan *Ultrasound* (Chapman *et al.*, 2006). Untuk pencitraan pembuluh darah, *Ultrasound*

tidak kalah dengan *Digital Subtraction Angiography* (DSA) atau pencitraan pembuluh darah menggunakan *X-Ray*. Pada penelitian yang dilakukan oleh Young *et al.*, (1994), sensitivitas dan spesifisitas pendeteksian penyempitan pembuluh darah atau *stenosis* dengan ukuran $> 30\%$ menggunakan *Ultrasound* adalah 93% dan 82%. Untuk *stenosis* dengan ukuran $> 70\%$ sensitivitas dan spesifisitasnya adalah 93% dan 92%. Untuk *stenosis* 70-99%, sensitivitas dan spesifisitasnya adalah 89% dan 93%. Dan untuk penyempitan total, sensitivitas dan spesifisitasnya adalah 93% dan 99%. Pada penelitian lain oleh Maury *et al.*, (2001), *Ultrasound* dibandingkan dengan radiografi dada untuk melihat ketepatan pemasangan kateter. Hasilnya, *Ultrasound* dinyatakan memiliki kelayakan sebesar 99.6% dengan waktu pemeriksaan selama 6.8 ± 3.5 menit, sementara radiografi ($p < 0.0001$) memerlukan waktu pemeriksaan selama 80.3 ± 66.7 menit.

Salah satu bagian penting dari sebuah sistem navigasi adalah penjejakan objek. Penelitian ini berfokus pada pembuatan sebuah sistem penjejakan objek *stent* dengan bantuan pencitraan mesin *Ultrasound*. Metode yang digunakan pada penelitian ini adalah *Sum of Absolute Difference (SAD)*. SAD adalah sebuah algoritma pencocokan berdasarkan perbedaan nilai antara sebuah blok dengan ukuran tertentu pada suatu citra dengan sebuah blok pada citra lainnya. Pada penelitian ini, SAD digunakan untuk memperkirakan perpindahan posisi objek pada citra-citra yang berurutan.

1.2. Rumusan Masalah

1. Penggunaan *X-Ray* sebagai alat pencitraan pada proses pemasangan *stent* jantung memiliki resiko lebih besar terhadap perkembangan sel kanker dibandingkan *Ultrasound*.
2. Sistem navigasi pada proses pemasangan *stent* menggunakan perangkat pencitraan medis saat ini tidak menunjukkan secara pasti posisi dari sebuah objek pada citra tetapi hanya menunjukkan visualisasinya saja.
3. Citra *Ultrasound* umumnya memiliki banyak *noise* sehingga dapat menyulitkan proses penjejakan *stent*. Oleh sebab itu dibutuhkan

sebuah pendekatan yang dapat mengatasi *noise* dan mampu menemukan wilayah objek *stent* dengan baik.

1.3. Batasan Masalah

1. Penelitian ini belum melibatkan pasien, akan tetapi lebih menekankan pada usaha untuk menghasilkan sistem yang mempunyai tingkat ketelitian dan konsistensi yang tinggi.
2. Percobaan yang dilakukan pada penelitian ini menggunakan *stent* yang ditusukkan ke dalam sepotong daging sapi. Dan proses *scanning* yang digunakan adalah teknik *short axis (out-of-plane)* dimana posisi *transducer* tegak lurus terhadap panjang *stent*. Probe *transducer* Ultrasound digerakkan dengan menggunakan tangan.

1.4. Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini untuk mendapatkan sistem yang konsisten dalam mengatasi *noise* dan mengikuti pergerakan *stent* pada tiap frame video hasil proses *scanning* ultrasound.

1.5. Manfaat Penelitian

Penelitian ini bermanfaat untuk membantu prosedur pemasangan *stent* untuk penderita penyakit jantung koroner dengan menemukan posisi objek secara akurat dan mengikuti pergerakannya. Selain itu, keberhasilan penggunaan *Ultrasound* untuk penjejakan *stent* pada penelitian ini semakin memperbesar kemungkinan untuk menggantikan penggunaan *X-Ray* sebagai alat visualisasi dalam prosedur pemasangan *stent* jantung di masa yang akan datang.

Halaman ini sengaja dikosongkan

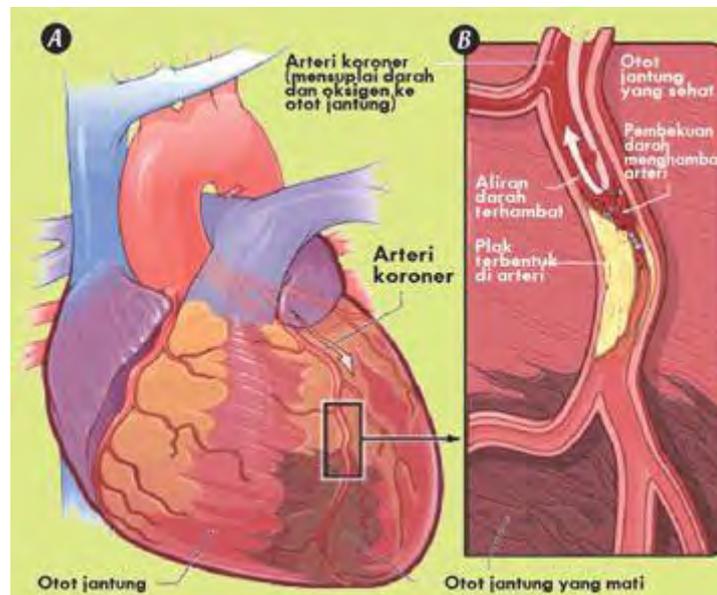
BAB 2

KAJIAN PUSTAKA DAN DASAR TEORI

Bab ini menguraikan kajian pustaka dan teori-teori penunjang dalam penulisan laporan penelitian ini. teori-teori yang menunjang dalam menyelesaikan penelitian ini, diantaranya teori tentang penyakit jantung koroner, proses pemasangan *stent* jantung, pencitraan ultrasound, dan penjejakan objek.

2.1. Penyakit Jantung Koroner

Penyakit jantung koroner juga dikenal dengan istilah penyakit jantung iskemik dan termasuk salah satu penyebab kematian tertinggi di Indonesia. Sekitar 35 persen kematian di Indonesia disebabkan oleh penyakit jantung. Menurut Federasi Jantung Dunia, angka kematian akibat penyakit jantung koroner di Asia Tenggara mencapai 1,8 juta kasus pada tahun 2014. (www.world-heart-federation.org).



Gambar 2.1. Penyumbatan Arteri (www.sakitjantung.net)

Seseorang mengalami penyakit jantung koroner jika aliran darah ke jantungnya terhambat oleh lemak. Gambar 2.1 menunjukkan contoh penyumbatan

arteri oleh plak berupa timbunan lemak. Penimbunan lemak ini dikenal dengan istilah atherosclerosis dan merupakan penyebab utama penyakit jantung koroner.

Selain dapat mengurangi suplai darah ke jantung, *atherosclerosis* juga dapat menyebabkan terbentuknya trombus atau penggumpalan darah. Jika ini terjadi, aliran darah ke jantung terblokir sepenuhnya dan serangan jantung pun terjadi. Faktor pemicu *atherosclerosis* meliputi kolesterol yang tinggi, merokok, diabetes, serta tekanan darah tinggi.

2.2. *Stent*

Stent adalah sejenis gulungan (coil) metal kecil yang dipasang didalam pembuluh darah atau saluran lain di dalam tubuh yang menyempit, dengan tujuan untuk memperlebar saluran tersebut sehingga cairan yang melaluinya bisa kembali lancar. Pada dunia kedokteran, produk *stent* dapat ditemui dalam beberapa jenis seperti *bare-metal stent* atau *stent* yang dibuat tanpa lapisan zat kimia, *drug-eluting stent* atau *stent* dengan lapisan zat kimia yang berfungsi untuk mengobati luka yang terbentuk selama pemasangan *stent*, *bioabsorbable stent* atau *stent* yang mengandung bahan poli asam laktat yang diserap dan dimetabolisme oleh tubuh yang memungkinkan *stent* mampu membuat pembuluh darah berfungsi normal secara maksimal dan alami dengan risiko penyempitan yang relatif lebih kecil, dan *dual-therapy stent* (kombinasi antara *drug-eluting stent* dan *bioabsorbable stent*). Berdasarkan fungsinya pada tubuh, *stent* dibedakan menjadi beberapa jenis :

1. *Coronary Stent* – merupakan *stent* yang digunakan untuk memperlebar pembuluh darah arteri koroner pada jantung.
2. *Vascular Stent* – merupakan *stent* yang dipasang pada *peripheral artery* yang digunakan bersamaan dengan balon pengembang untuk memperlebar pembuluh darah diluar pembuluh darah arteri koroner.
3. *Stent Graft* atau *Covered Stent* – merupakan salah satu *vascular stent* yang bersifat *expandable* atau dapat dikembangkan. Jenis *stent* ini umumnya digunakan pada prosedur *endovascular surgery* atau prosedur untuk menangani penyakit *endovascular* (dalam pembuluh darah) seperti *Abdominal Aortic Aneurysm* (AAA) atau membesarnya *abdominal aorta* (arteri terbesar) pada lokasi tertentu.

4. *Ureteral Stent* – merupakan *stent* yang dipasang pada saluran *ureter* untuk mengatasi penyempitan yang salah satunya disebabkan oleh batu ginjal.
5. *Prostatic Stent* – merupakan *stent* yang umumnya dipasang pada saluran antara *bladder* (organ yang menampung urin dari ginjal sebelum dikeluarkan) dan penis.
6. *Esophageal Stent* – merupakan *expandable stent* yang dipasang pada esofagus untuk memudahkan manusia menelan makanan.
7. *Dan stent* – *stent* lain yang didesain sesuai dengan lokasi penempatannya.

Stent jantung adalah *Coronary Stent* yang dipasang pada arteri koroner untuk membuka arteri yang menyempit akibat plak atau yang disebut *stenosis*



Gambar 2.2. Stent (www.stanfordcenter.com)

Gambar 2.2 adalah contoh jenis *stent* yang bersifat *expandable* atau dapat diregangkan dan umumnya digunakan pada prosedur pelebaran pembuluh darah yang menyempit yang dibantu dengan balon kateter.

2.3. Pemasangan *Stent*

Proses pemasangan *stent* jantung dilakukan dengan memasukkan *stent* yang tertempel pada ujung selang kateter yang berdiameter 1,5-2 mm melalui *arteri radialis* di pergelangan tangan, atau *arteri femoralis* di pangkal paha hingga mencapai pangkal arteri koroner.

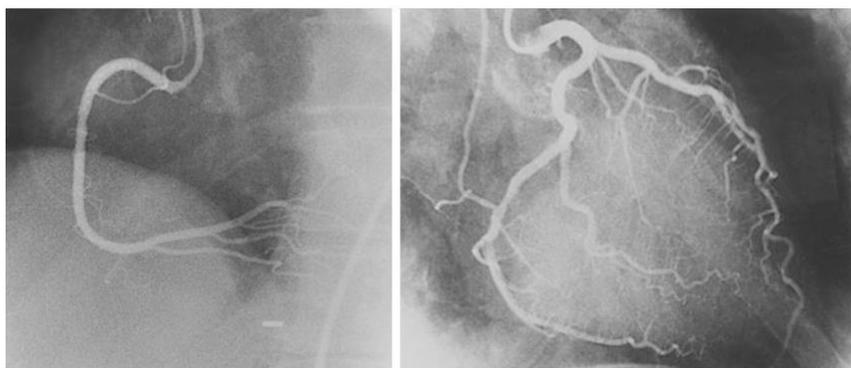
Prosedur umum pemasangan *stent* pada saat ini dibantu oleh pencitraan sinar X. Untuk keperluan visualisasi, sejumlah zat kontras (contoh larutan yang mengandung iodine, yang dapat dengan mudah ditangkap oleh sinar X)

diinjeksikan ke dalam kateter. Citra sinar X diambil dengan alat yang disebut *angiogram*. Gambar yang didapat mampu menunjukkan seberapa luas arteri koroner yang tersumbat atau mengalami penyempitan. Gambar 2.4 menunjukkan citra pembuluh darah jantung yang diambil melalui citra sinar X.



Gambar 2.3. Kateter (www.hardam-shop.dk)

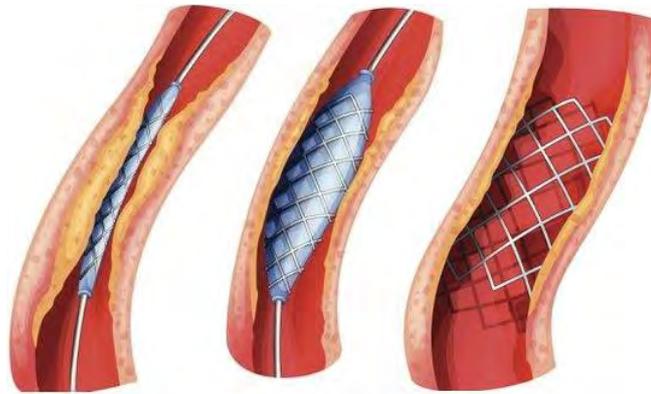
Gambar 2.3 adalah contoh jenis kateter yang digunakan pada beberapa prosedur medis, salah satunya pada prosedur pemasangan *stent*.



Gambar 2.4. Citra X-Ray pembuluh darah (*American Heart Association*)

Angioplasty adalah istilah untuk menamai prosedur yang dilakukan untuk membuka arteri tersumbat. Proses ini melibatkan penggunaan kateter fleksibel

dengan balon dan *stent* pada ujungnya yang dikembangkan dengan tekanan tinggi di dalam dinding arteri yang menyempit.



Gambar 2.5. Proses pemasangan *stent* (www.utsandiego.com)

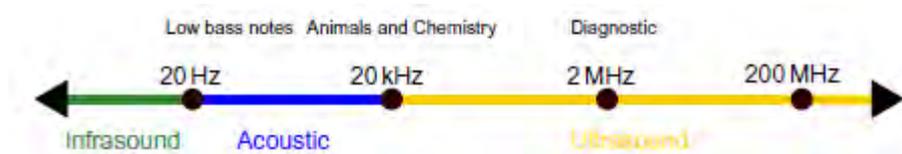
Seperti pada Gambar 2.5, sebuah kateter yang telah diberi balon dan *stent* pada ujungnya dimasukkan pada arteri koroner, ketika kateter mencapai arteri yang tersumbat, balon dikembangkan sehingga ukuran *stent* juga ikut membesar. Selanjutnya balon dan kateter dikeluarkan lagi, sedangkan *stent* tetap berada di arteri untuk mencegah penyempitan kembali (*restenosis*).

2.4. *Medical Ultrasound Imaging*

Ultrasound adalah istilah yang digunakan untuk menggambarkan frekuensi suara di atas 20.000 Hertz (Hz), di luar jangkauan pendengaran manusia. *Medical Ultrasound Imaging* atau yang biasa juga disebut ultrasonografi merupakan metode diagnosis yang memanfaatkan gelombang Ultrasound untuk membentuk sebuah citra yang akan digunakan untuk keperluan analisis medis. Ultrasonografi atau yang lebih dikenal dengan istilah USG, misalnya dalam kasus kehamilan, digunakan oleh dokter spesialis kandungan untuk memperkirakan usia kandungan, jenis kelamin bayi, dan memperkirakan hari persalinan. Dalam dunia kedokteran secara luas, ultrasonografi digunakan sebagai alat bantu untuk melakukan diagnosa bagian tubuh yang terbangun dari cairan. Selain itu, ultrasonografi juga sering digunakan untuk keperluan kardiologi, endokrinologi,

ginekologi, obstetrik, ophthalmologi, urologi, *intravascular ultrasound*, dan *contrast enhanced ultrasound*.

Bertahun-tahun setelah penemuan sinar X pada tahun 1895 oleh Wilhelm Conrad Rontgen, penggunaan radiasi *ionizing* untuk pencitraan diagnostik merupakan satu-satunya metode untuk memvisualisasikan bagian dalam tubuh. Pada tahun 1880, fisikawan Perancis Pierre dan Jacques Curie menemukan material *piezoelectric*. Fisikawan Perancis Paul Langevin mencoba untuk mengembangkan material *piezoelectric* sebagai *transmitter* dan *receiver* dari gangguan mekanis frekuensi tinggi (gelombang Ultrasound). Langevin mengembangkan USG untuk gema bawah air mulai dari benda terendam dengan kristal kuarsa pada frekuensi 150 kHz. Aplikasi spesifiknya adalah penggunaan Ultrasound untuk mendeteksi kapal selam selama Perang Dunia I. Penggunaan ultrasonografi untuk keperluan medis dimulai sekitar tahun 1930-an, yang terbatas penggunaannya untuk kepentingan terapi seperti pengobatan kanker dan terapi fisik untuk berbagai penyakit. Baru pada akhir abad 20, penggunaan ultrasonografi menjadi semakin umum dalam praktek medis dan rumah sakit di seluruh dunia.



Gambar 2.6. Diagram Jarak Frekuensi Ultrasound (Szabo, 2004)

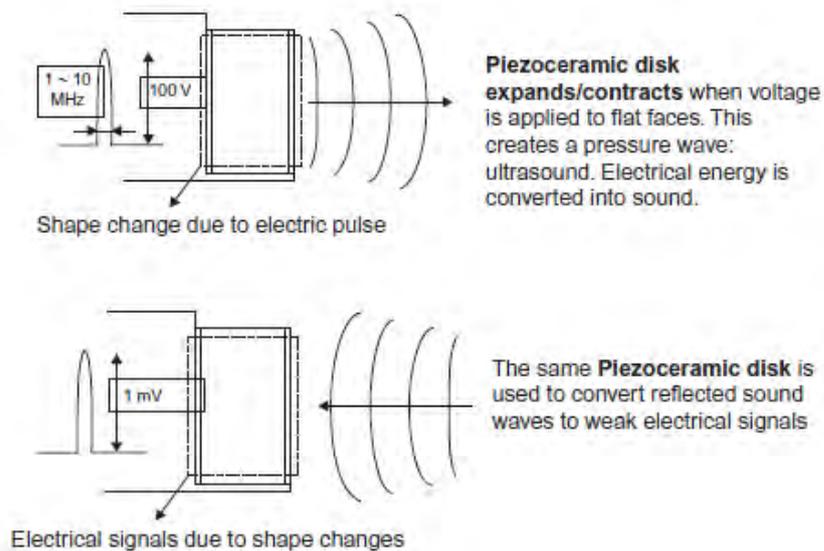
Diagnostic Ultrasound Imaging bergantung pada analisis komputer dalam merefleksikan gelombang ultrasound, yang menampilkan citra struktur dalam tubuh. Resolusi yang lebih tinggi diperoleh dengan panjang gelombang yang lebih pendek, panjang gelombang berbanding terbalik dengan frekuensi. Namun, penggunaan frekuensi tinggi dibatasi oleh hilangnya kekuatan sinyal sehingga penetrasi kedalaman menjadi lebih pendek.

Untuk alasan ini, perbedaan jarak frekuensi digunakan untuk pemeriksaan bagian tubuh yang berbeda seperti ditunjukkan pada Gambar 2.6.

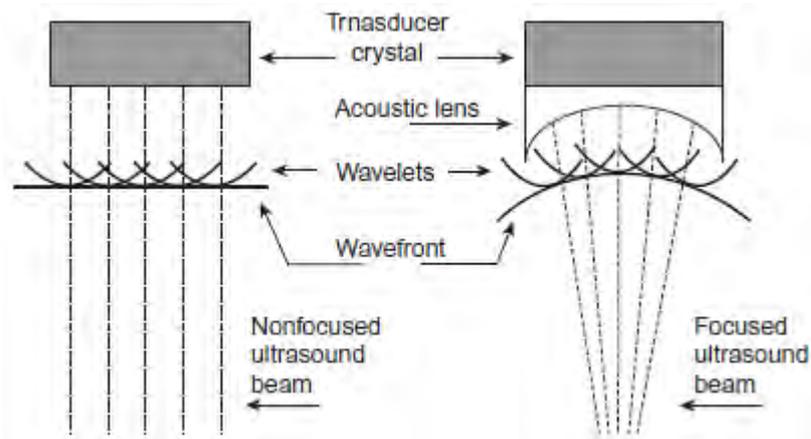
1. 3-5 MHz digunakan untuk area perut

2. 5-10 MHz digunakan untuk bagian-bagian kecil dan dangkal
3. 10-30 MHz digunakan untuk kulit dan mata.

Seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.7, cara kerja Ultrasound didasarkan pada prinsip 'pulse-echo' dimana gelombang Ultrasound dipancarkan dari *transducer* dan diarahkan ke dalam jaringan tubuh. Gema yang dihasilkan merupakan hasil interaksi suara dengan jaringan tubuh, dan beberapa di antaranya berbalik kembali ke *transducer*. Dengan waktu periode yang berlalu antara *transducer* dan struktur produksi gema dapat dihitung dan jenis gelombang yang dibentuk terlihat seperti pada Gambar 2.8.



Gambar 2.7. *Pulse generation* (atas) dan deteksi sinyal (bawah) (Szabo, 2004)



Gambar 2.8. *Beam Forming*. (Szabo, 2004)

2.4.1. SmartUs EXT

SmartUs EXT adalah salah satu jenis mesin Ultrasound berbasis PC dengan sistem *Echo Color Doppler* yang berarsitektur terbuka. SmartUs EXT adalah Ultrasound 2D dari perusahaan Telemed dengan teknologi-teknologi terbaru seperti : Spatial Compound Imaging, B-Steer Imaging, Virtual Convex, iTHI Tissue Harmonic Imaging with pulse inversion technology, Cross-Beamforming, NeatView Advanced Speckle Reduction Imaging, one-touch Image Optimization, dll.



Gambar 2.9. SmartUs EXT-1M Beam Former (www.pcultrasound.com)

Gambar 2.9 adalah contoh *Beam Former* Ultrasound tipe SmartUs EXT dengan sebuah port untuk *transducer* dari perusahaan Telemed. SmartUs EXT dapat bekerja dengan berbagai jenis *transducer* seperti *Linear transducer*, *Convex transducer*, *Intracavitary transducer* dan *Sector Phased Array transducer* dengan kristal-kristal yang kepadatannya tinggi dan frekuensi mencapai 18 MHz. Gambar 2.10 adalah contoh *linear transducer* dari perusahaan Telemed.



Gambar 2.10. *Linear transducer* tipe L15-7L40H-5 (www.pcultrasound.com)

Untuk menampilkan gambar hasil pemindaian pada layar monitor komputer, Telemed juga menyediakan aplikasi EchoWave II dengan user interface yang sesuai untuk beberapa tipe seperti SmartUs EXT pada berbagai jenis pencitraan Ultrasound. Parameter-parameter yang mempengaruhi kualitas citra juga dapat ditentukan pada aplikasi ini.



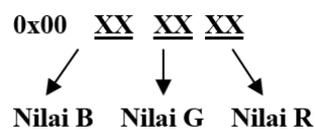
Gambar 2.11. Contoh tampilan aplikasi EchoWave II. (www.pcultrasound.com)

Jenis-jenis mode pencitraan yang dapat ditampilkan pada software EchoWave II antara lain adalah pencitraan mode B, 2B, 4B, BM, M, ITHI, B-Steer, Compound, Trapezoid, Zoom, Color Doppler: CFM, PDI, DPDI, CW - PW Spectral Doppler, HPRF, Duplex, Triplex, 3DView, Panoramic View (option). Gambar 2.11 adalah salah satu contoh tampilan aplikasi EchoWave II dengan mode pencitraan mode B (grayscale).

2.5. Citra Digital

Citra digital dapat didefinisikan sebagai representasi diskrit dari pemrosesan data pada informasi spasial (layout) dan intensitas (warna). Kita juga dapat menganggap citra digital sebagai sinyal multidimensi. (Chris Solomon,

2011). Citra digital dianggap sebagai matrik dengan ukuran MxN dimana baris dan kolomnya menunjukkan titik-titiknya. Citra berwarna memiliki tiga buah kombinasi angka yaitu R,G dan B yang menentukan proporsi warna merah, hijau dan biru dari warna tersebut. RGB masing-masing memiliki range antara 0 hingga 63 sehingga jumlah warna yang dapat kita pilih untuk mengisi warna pada sebuah cell ditabel ialah $63 \times 63 \times 63 = 16$ juta warna. Tetapi seluruh tabel hanya dapat diisi dengan 256 pilihan warna.



Gambar 2.12. Nilai warna RGB dalam hexadesimal (Darussalam, 2010)

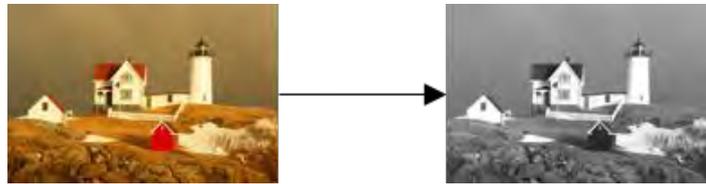
Dasar dari pengolahan citra adalah pengolahan warna RGB pada posisi tertentu. Dalam pengolahan citra warna dipresentasikan dengan nilai hexadesimal dari 0x00000000 sampai 0x00ffffff. Warna hitam adalah 0x00000000 dan warna putih adalah 0x00ffffff. Definisi nilai warna di atas seperti Gambar 2.12, variabel 0x00 menyatakan angka dibelakangnya adalah hexadecimal (Darussalam, 2010).

Pada Gambar 2.12, terlihat bahwa setiap warna mempunyai range nilai 00 (angka desimalnya adalah 0) dan ff (angka desimalnya adalah 255), atau mempunyai nilai derajat keabuan $256 = 2^8$. Dengan demikian range warna yang digunakan adalah $(2^8)(2^8)(2^8) = 224$ (atau yang dikenal dengan istilah True Colour pada Windows). Nilai warna yang digunakan di atas merupakan gabungan warna cahaya merah, hijau dan biru.

2.5.1. Citra Grayscale

Citra digital atau citra warna secara umum memiliki 3 channel warna, yaitu Red (R), Green (G), dan Blue (B). Sedangkan citra grayscale adalah citra yang memiliki satu buah channel warna untuk merepresentasikan 3 channel warna. Citra grayscale biasa disebut juga citra intensitas. Para peneliti umumnya melakukan konversi dari citra warna ke citra grayscale untuk mengekstrak informasi karena

pemrosesan informasi lebih sederhana dilakukan dari satu channel dibandingkan tiga channel.



Gambar 2.13. Konversi citra warna ke grayscale (Cadik, 2008)

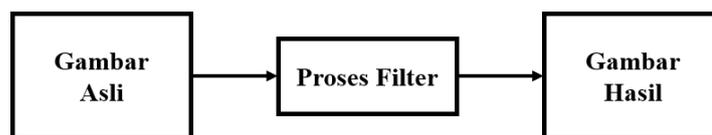
Gambar 2.13 menunjukkan contoh konversi citra yang memiliki 3 channel warna menjadi citra grayscale yang memiliki sebuah channel warna. Konversi citra warna RGB ke grayscale yang paling sederhana adalah dengan menghitung rata-rata nilai piksel dari semua channel seperti pada persamaan (2.1).

$$G_{intensity} = \frac{1}{3}(R + G + B) \quad (2.1)$$

Dimana R adalah nilai piksel pada channel Red, G adalah nilai piksel pada channel Green, dan B adalah nilai piksel pada channel Blue. $G_{intensity}$ adalah nilai piksel baru pada citra grayscale.

2.6. Pengolahan Citra Digital

Pengolahan citra digital adalah suatu proses untuk mengolah suatu citra digital dari suatu bentuk citra menjadi bentuk lain dengan tujuan untuk mempermudah pengambilan informasi dari citra tersebut. Pengolahan citra digital dilakukan dengan masukan (input) berupa citra (image) dan hasilnya (output) juga berupa citra (image). Secara garis besar dapat diilustrasikan pada Gambar 2.14.



Gambar 2.14. Blok Diagram Pengolahan Citra (Darussalam, 2010).

Pada awalnya pengolahan citra ini dilakukan untuk memperbaiki kualitas citra, namun dengan berkembangnya dunia komputasi yang ditandai dengan

semakin meningkatnya kapasitas dan kecepatan proses komputer, serta munculnya ilmu-ilmu komputer yang memungkinkan manusia dapat mengambil informasi dari suatu citra maka *image processing* tidak dapat dilepaskan dengan bidang *Computer Vision*.

2.7. *Thresholding*

Thresholding citra merupakan suatu teknik pengolahan citra yang banyak digunakan untuk segmentasi nilai piksel, yaitu dengan membagi citra grayscale ke segmen yang sesuai untuk beberapa kelas berdasarkan nilai gray level. Pendekatan *thresholding* kebanyakan diusulkan untuk dua kelas, dan didasarkan pada histogram gray level dari citra. Pendekatan yang paling populer adalah metode Otsu (Otsu, 1979). Threshold membagi area ke dalam dua kelas seperti yang ditunjukkan pada persamaan (2.2).

$$g(x, y) = \begin{cases} 0, & f(x, y) < T \\ 1, & f(x, y) \geq T \end{cases} \quad (2.2)$$

Dimana $g(x, y)$ adalah citra baru hasil *thresholding* dengan nilai piksel antara 0 dan 1. Nilai 0 didapatkan apabila piksel pada citra $f(x, y)$ bernilai dibawah threshold T . Sedangkan nilai 1 didapatkan apabila piksel pada citra $f(x, y)$ bernilai lebih besar atau sama dengan threshold T .

Pada banyak aplikasi pengolahan citra, level keabuan dari piksel yang merupakan bagian dari objek secara substansi berbeda dengan level keabuan dari piksel yang merupakan bagian dari background. *Thresholding* kemudian menjadi tool yang sederhana namun efektif untuk memisahkan objek dari background. (Mehmet Sezgin, 2004)

Contoh aplikasi *thresholding* misalnya analisis citra dokumen, dimana tujuannya adalah untuk mendapatkan karakter-karakter yang tercetak (Kamel, 1993; Abak, 1997), logo-logo, konten grafis, atau notasi musik (Trier, 1995). Contoh lain misalnya pada pendeteksian objek pada suatu *scene* (Bhanu, 1986). Selain itu juga berguna pada citra medis hasil dari pencitraan sinar X (W. Oh dan B. Lindquist, 1999), Ultrasound (L. U. Wu, 1998), dll.

2.8. Operasi Morfologi

Operasi morfologi mulai dikembangkan pada akhir 1960an, yang secara relatif merupakan salah satu bagian terpisah dari analisis citra. Operasi morfologi menggunakan konsep teori matematika untuk mengekstrak informasi dari sebuah citra.

Operasi morfologi dibentuk berdasarkan hubungan pada sebuah citra (sekumpulan titik X) dengan sekumpulan titik kecil B yang disebut *structuring element* (SE). B diekspresikan dengan acuan pada titik *origin* (atau titik representatif). Teknik morfologi merupakan aplikasi yang berguna pada proses ekstraksi fitur pada sebuah citra. (Amalorpavam, 2013).

2.8.1. Dilasi

Dilasi merupakan salah satu operasi dasar morfologi. Dilasi dapat memperbesar dimensi sebuah objek pada citra. Misalkan A dan B adalah himpunan-himpunan piksel. Dilasi A oleh B dinotasikan dengan $A \oplus B$ seperti yang didefinisikan pada persamaan (2.3).

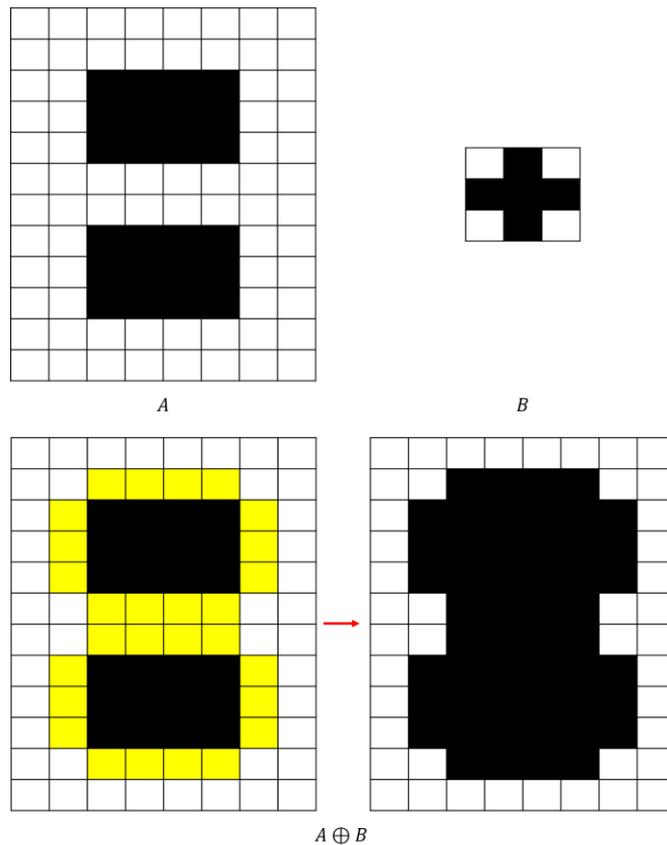
$$A \oplus B = \bigcup_{x \in B} Ax \quad (2.3)$$

Ini berarti bahwa untuk setiap titik $x \in B$, maka dilakukan translasi atau penggeseran dan kemudian menggabungkan seluruh hasilnya (union). Atau secara matematis dituliskan seperti pada persamaan (2.4).

$$A \oplus B = \{(x, y) + (u, v) | (x, y) \in A, (u, v) \in B\} \quad (2.4)$$

Dimana (x, y) adalah posisi piksel pada citra A dan (u, v) adalah posisi piksel pada *structuring element* B .

Gambar 2.15 adalah contoh proses dilasi dimana A adalah citra asli berukuran 12x8, dan B adalah *structuring element* dengan ukuran 3x3. Blok berwarna kuning adalah piksel-piksel baru hasil penambahan setelah proses dilasi.



Gambar 2.15. Contoh proses dilasi

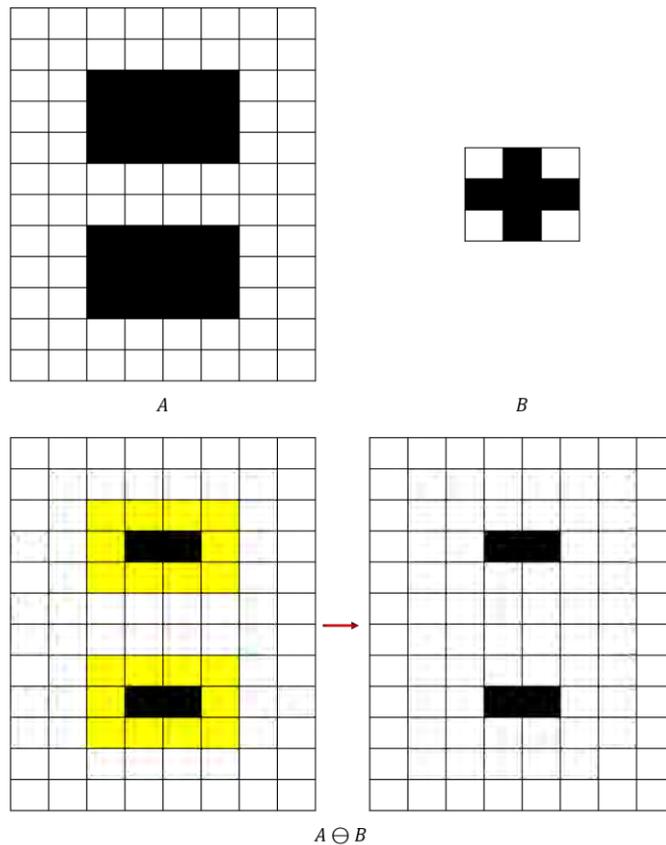
Dari proses yang ditunjukkan pada Gambar 2.15, dapat disimpulkan bahwa dilasi menambahkan piksel pada sebuah objek dalam citra sehingga ukuran dan bentuk objek dapat berubah lebih besar.

2.8.2. Erosi

Seperti halnya dilasi, erosi juga merupakan salah satu operasi dasar morfologi. Erosi dapat mengurangi dimensi sebuah objek pada citra. Misalkan A dan B adalah himpunan-himpunan piksel. Erosi A oleh B dapat dinotasikan dengan $A \ominus B$ dan didefinisikan seperti pada persamaan (2.5).

$$A \ominus B = \{\omega | B_\omega \subseteq A\} \tag{2.5}$$

Dengan kata lain, erosi A oleh B terdiri atas semua titik $\omega = (x, y)$ dimana B_ω ada di dalam himpunan A . Untuk melakukan erosi, B digeser-geser dalam A dan dicari dimana saja B benar-benar ada di dalam A atau dengan kata lain semua elemen B yang berpengaruh sesuai dengan elemen A .



Gambar 2.16. Contoh proses erosi

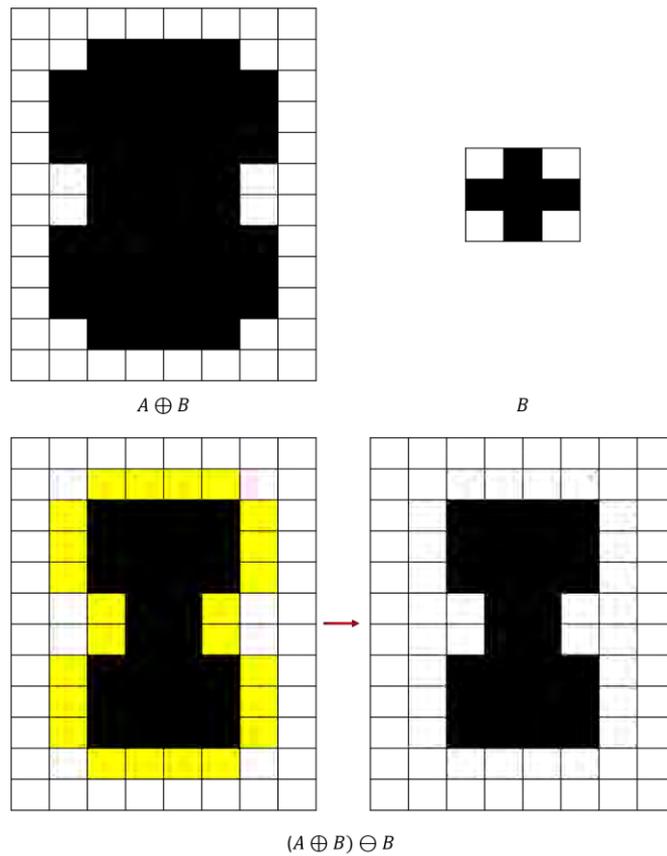
Gambar 2.16. adalah contoh proses erosi dimana A adalah citra asli berukuran 12×8 , dan B adalah *structuring element* dengan ukuran 3×3 . Blok berwarna kuning adalah piksel-piksel yang dihilangkan dari citra asli setelah proses erosi. Dari proses diatas dapat disimpulkan bahwa erosi mengubah ukuran sebuah objek dalam citra menjadi lebih kecil.

2.8.3. *Closing*

Closing bukanlah operasi dasar seperti dilasi ataupun erosi. *Closing* adalah operasi kombinasi dan didefinisikan sebagai operasi dilasi yang dilanjutkan dengan operasi erosi, dinotasikan sebagai $A \bullet B$, seperti yang dinyatakan pada persamaan (2.6).

$$A \bullet B = (A \oplus B) \ominus B \quad (2.6)$$

Pada persamaan 2.6, $A \oplus B$ adalah proses dilasi citra A dengan *structuring element* B kemudian dilanjutkan dengan erosi juga dengan *structuring element* B



Gambar 2.17. Contoh proses *closing*

Gambar 2.17. adalah contoh proses *closing* dimana citra hasil proses dilasi pada Gambar 2.15 yaitu $A \oplus B$ yang berukuran 12x8, diproses lagi dengan operasi erosi menggunakan *structuring element* B dengan ukuran 3x3. Blok berwarna kuning adalah piksel-piksel yang hilang dari citra setelah proses *closing*.

Dari proses pada Gambar 2.17, dapat disimpulkan bahwa *closing* mengubah bentuk dan ukuran sebuah objek. Namun *closing* atau dilasi yang dilanjutkan dengan erosi ini tidak mengubah objek ke bentuk citra asli (citra awal sebelum proses dilasi pada Gambar 2.15). *Closing* biasanya digunakan untuk menutup lubang pada objek atau menghubungkan dua buah objek.

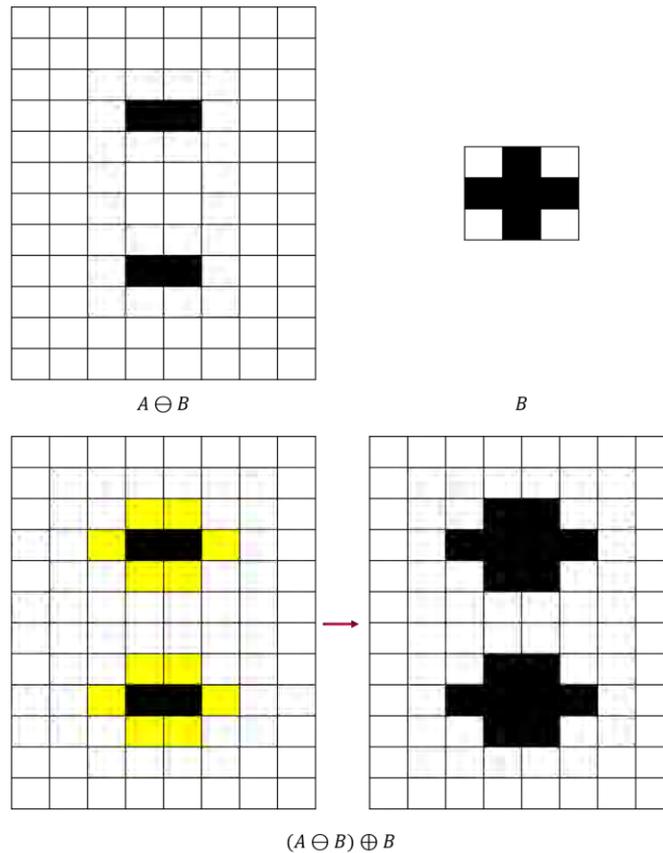
2.8.4. *Opening*

Seperti halnya *closing*, *opening* juga bukan operasi dasar seperti dilasi atau erosi. *Opening* adalah operasi kombinasi dan didefinisikan sebagai erosi yang

dilanjutkan dengan dilasi. Opening A oleh B dinyatakan seperti pada persamaan (2.7).

$$A \circ B = (A \ominus B) \oplus B \quad (2.7)$$

Dimana $A \ominus B$ adalah proses erosi citra A dengan *structuring element* B kemudian dilanjutkan dengan dilasi juga dengan *structuring element* B



Gambar 2.18. Contoh proses *opening*

Gambar 2.18. adalah contoh proses *opening* dimana citra hasil proses erosi pada Gambar 2.16 yaitu $A \ominus B$ yang berukuran 12x8, diproses lagi dengan operasi dilasi menggunakan *structuring element* B dengan ukuran 3x3. Blok berwarna kuning adalah piksel-piksel yang ditambahkan pada citra setelah proses opening.

Dari proses pada Gambar 2.18, dapat disimpulkan bahwa *opening* mampu mengubah bentuk dan ukuran sebuah objek. Namun opening atau erosi yang dilanjutkan dengan dilasi ini tidak mengubah objek ke bentuk citra asli. *Opening*

biasanya digunakan untuk melebarkan lubang pada objek atau memisahkan dua buah objek.

2.9. Connected Component Labeling (CCL)

Connected Components Labeling (CCL) adalah salah satu aplikasi yang berguna pada pengolahan citra digital (Rosenfeld, 1970). Karena itu, banyak algoritma dan implementasi yang telah dilakukan terkait CCL. Ide dasar dari CCL adalah bahwa piksel-piksel pada objek I pada sebuah citra harus dilabeli. Struktur lain L memiliki label pada posisi piksel yang sama dengan posisi piksel pada objek I . Pasangan piksel $p, q \in I$ berada pada komponen terhubung yang sama jika dan hanya jika memiliki label yang sama pada L (Rosenfeld, 1970). Penentuan label pada L dapat ditentukan dengan konektivitas piksel.

Konektivitas piksel adalah hubungan antara setiap piksel dengan tetangganya. Beberapa algoritma tentang konektivitas piksel yang umum pada citra 2D adalah *4-connected*, *6-connected*, dan *8-connected*. Piksel *4-connected* adalah tetangga-tetangga piksel yang menyentuh salah satu dari tepi-tepinya. Piksel-piksel ini terhubung secara horizontal dan vertikal. Dalam kaitannya dengan koordinat piksel, setiap piksel yang memiliki koordinat $(x \pm 1, y)$ atau $(x, y \pm 1)$ adalah tetangga dari piksel (x, y) . Piksel *6-connected* hampir sama dengan piksel *4-connected* dengan tambahan dua piksel pada posisi $(x - 1, y - 1)$ dan $(x + 1, y + 1)$. Sedangkan piksel *8-connected* sama dengan piksel *6-connected* dengan tambahan pada posisi $(x - 1, y + 1)$ dan $(x + 1, y - 1)$.

2.10. Penjejakan Objek

Penjejakan objek merupakan proses dimana suatu sistem yang berkaitan dengan kamera dan bekerja dengan memanfaatkan aplikasi-aplikasi pengolahan citra untuk mengikuti pergerakan sebuah atau beberapa *object of interest* pada frame-frame atau citra-citra berurutan. Penjejakan objek adalah bagian dari bidang visi komputer yang cukup penting. Semakin berkembangnya komputer, ketersediaan dan tingginya kualitas kamera maupun alat pencitraan lainnya, serta meningkatnya kebutuhan analisis video secara otomatis telah mendorong

ketertarikan pada pengembangan algoritma-algoritma penjejakan objek. Secara sederhana, penjejakan dapat didefinisikan sebagai perkiraan atau estimasi dari pergerakan sebuah objek pada bidang citra. Dengan kata lain, sebuah sistem memberikan label secara konsisten terhadap sebuah objek pada frame-frame video yang berbeda. Selain itu, berdasarkan wilayah penjejakan sistem dapat juga menyediakan informasi baik itu berupa orientasi, area, atau bentuk dari objek. Kompleksitas penjejakan objek dapat dipengaruhi oleh beberapa hal (Yilmaz, 2006), antara lain sebagai berikut :

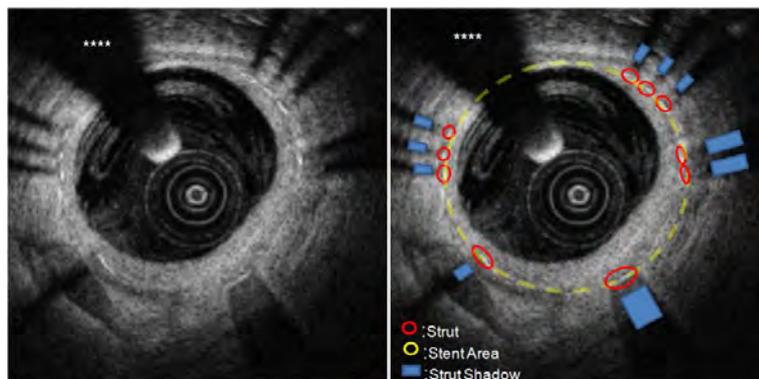
1. Berkurangnya informasi akibat proyeksi dari koordinat 3D dunia pada citra 2D
2. Noise pada citra
3. Pergerakan objek yang kompleks
4. Wilayah pergerakan objek yang tidak teratur
5. Bentuk objek yang kompleks
6. Perubahan pencahayaan pada wilayah pergerakan objek, dan
7. Perangkat pemrosesan secara real time

Metode-metode penjejakan objek dibagi menjadi 4 kelompok, yaitu : *region-based*, *active-contour-based*, *feature-based*, dan *model-based*. Pada pendekatan *region-based* (Haritaoglu, 1998), penjejakan dilakukan berdasarkan variasi dari wilayah-wilayah citra dimana objek bergerak. Pendekatan ini tidak membutuhkan penghitungan blob pada citra dan ekstraksi fitur, tetapi cukup kompleks karena harus membandingkan sebuah window pada sebuah frame dengan semua kandidat window pada frame berikutnya. Selain itu, sistem dengan pendekatan *region-based* bisa gagal dalam mendeteksi objek bila objek bergerak diluar wilayah yang telah ditentukan. Berbeda dengan *region-based*, penjejakan *active contour-based* lebih sederhana dalam mendeskripsikan sebuah objek (Delamarre, 2000). Pada pendekatan ini, garis di sekitar kontur dari objek digunakan untuk merepresentasikan objek, yang akan diperbaharui secara dinamis pada frame-frame berikutnya. Pendekatan ini sensitif terhadap penginisialisasian dan terbatas pada kepresisian penjejakan. Pendekatan *model-based* (Gavrila, 1999) membutuhkan pengembangan model 2D atau 3D dari objek dan komponen-komponen penjejakan dari model tersebut. Pendekatan ini cukup handal namun

memerlukan komputasi yang tinggi. Pada penjejakan *feature-based* (Kale, 2003), fitur-fitur objek pada citra diekstraksi untuk dicocokkan pada tiap urutan frame. Pada metode ini, beberapa fitur blob digunakan pada vektor fitur untuk pencocokan seperti ukuran, posisi, kecepatan, orientasi, koordinat *bounding box*, dll. Vektor-vektor fitur dapat dibandingkan dengan beberapa teknik seperti *euclidean distance* dan pendekatan berbasis korelasi (Chandrasekaran, 1997), dll.

2.11. Penjejakan *Stent*

Penelitian mengenai penjejakan *stent* pada saat ini masih belum banyak. Padahal dengan adanya sistem yang mampu mengikuti pergerakan *stent*, prosedur pemasangan *stent* menjadi lebih efektif. Sistem yang mampu menjejak *stent* akan membantu seorang *interventionist* untuk memastikan posisi *stent* secara pasti pada pembuluh darah setiap waktu. Pemasangan *stent* jantung yang kurang tepat pada pembuluh darah yang tersumbat, akan menyebabkan ketidaksempurnaan proses pelebaran pembuluh darah tersebut, sehingga memperbesar peluang terjadinya penyumbatan kembali atau yang biasa disebut *restenosis*.



Gambar 2.19. Penjejakan *stent* pada citra OCT. (Kai Pin Tung, 2012)

Salah satu penelitian mengenai penjejakan *stent* adalah penelitian yang dilakukan oleh Tung (2012) tentang penjejakan *stent* pada citra intravascular *Optical Coherence Tomography* seperti yg ditunjukkan Gambar 2.19. Citra OCT adalah citra yang didapatkan dari proses pencitraan dengan teknik yang mirip dengan *Intravascular Ultrasound* (IVUS) namun yang diukur bukan pantulan

gelombang akustik Ultrasound melainkan infra merah. Penjejakan *stent* pada citra OCT dilakukan dengan mendeteksi wilayah gelap atau *shadow zone* dari kerutan-kerutan *stent* pada potongan citra 2D. Kemudian hasilnya direkonstruksi menjadi citra 3D.

2.12. *Block Matching Algorithm*

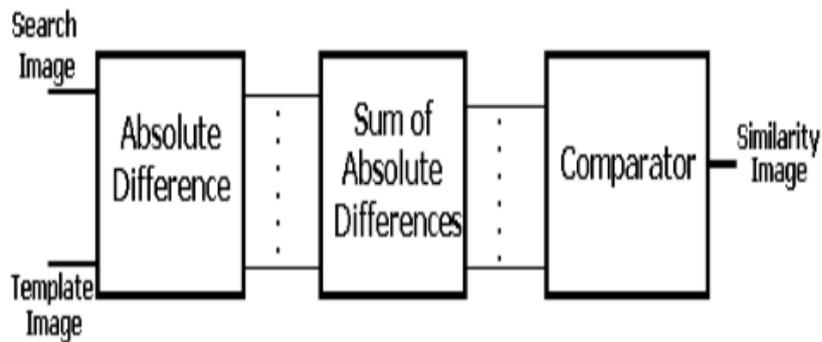
Block Matching Algorithm (BMA) adalah salah satu algoritma yang dapat digunakan untuk penjejakan objek. Prinsip kerjanya adalah dengan membandingkan blok dari dua buah citra. Sebuah blok pada sebuah frame dicari kecocokannya dengan blok pada frame selanjutnya dengan melakukan pergeseran piksel demi piksel hingga menemukan blok yang dianggap paling cocok. Idealnya piksel-piksel yang koresponden dari kedua blok memiliki nilai piksel yang sama. Namun hal ini jarang terjadi, karena bentuk objek umumnya berubah pada setiap pergerakan. Perubahan pencahayaan juga mempengaruhi perbedaan piksel antara kedua blok. Ada beberapa jenis teknik pencarian blok yang umum yaitu :

1. *Exhaustive Search (ES)* – pada teknik ini, pencarian blok dilakukan pada setiap piksel pada area pencarian. Misalkan *search parameter* disimbolkan sebagai p , maka jumlah blok yang harus diminimalkan *cost function*-nya sebanyak $(2 \times p + 1)^2$
2. *Three Step Search (TSS)* – merupakan salah satu teknik pencarian blok yang cepat. Sesuai namanya, teknik ini menggunakan tiga tahapan pencarian. Pada tiap tahapan, tiap titik pada posisi *origin* dan posisi *origin* \pm *StepSize* akan dievaluasi. Pada tiap tahapan nilai *StepSize* baru menjadi setengahnya. Jumlah blok yang dievaluasi jauh lebih sedikit dibandingkan *Exhaustive Search*.
3. *New Three Step Search (NTSS)* – merupakan teknik yang secara umum sama dengan *TSS* namun pada tiap tahapan, terdapat tambahan 8 titik pencarian pada *StepSize* sebesar 1. Bila blok minimum terletak pada 8 titik luar, maka tahap selanjutnya seperti tahap *TSS* biasa, namun apabila blok minimum terdapat pada salah satu dari 8 titik dalam, maka dilakukan pengecekan terakhir pada titik-titik terdekat dari blok minimum tersebut.
4. *Simple and Efficient Search (SES)* – teknik ini juga memiliki tiga tahapan seperti *TSS* hanya saja setiap tahapan memiliki dua fase lagi. Area pencarian

dibagi menjadi empat kuadran. Algoritma melakukan pengecekan pada tiga lokasi yaitu A, B, dan C. A berada pada *origin*. Sedangkan B dan C berada pada posisi $origin \pm StepSize$ dengan arah ortogonal.

5. *Four Step Search (4SS)* – teknik ini merupakan perbaikan dari *TSS* dalam hal komputasi karena lebih sederhana. Secara umum teknik ini masih sama dengan *NTSS*, tahap pertama pencarian dimulai pada titik tengah dan 8 titik lainnya dengan *StepSize* sebesar 2. Apabila nilai minimal berada pada titik tengah, maka pada tahap kedua, titik tersebut menjadi titik tengah baru dengan *StepSize* sebesar 1. Titik dengan nilai *cost function* terendah dianggap sebagai *motion vector*. Apabila pada tahap pertama, nilai minimal berada pada 8 titik disekitar titik tengah, maka titik tersebut menjadi titik tengah baru, dengan *StepSize* sebesar 2. Apabila nilai terendah berada pada 8 titik diluar titik tengah maka langkah selanjutnya sama dengan tahap pertama. Apabila nilai terendah berada pada titik tengah, maka langkah selanjutnya sama dengan tahap kedua.
6. *Diamond Search (DS)* – teknik ini sama dengan *4SS*, namun bentuk polanya diubah dari bentuk persegi menjadi bentuk *diamond*. Tidak ada batas ukuran *StepSize* pada teknik ini. Ada dua pola yang digunakan pada teknik ini yaitu *Large Diamond Search Pattern (LDSP)* dan *Small Diamond Search Pattern (SDSP)*. *LDSP* digunakan pada tahap selanjutnya apabila nilai minimal ditemukan pada 8 titik disekitar titik tengah, sedangkan *SDSP* digunakan pada tahap selanjutnya ketika nilai minimal ditemukan pada titik tengah.

BMA adalah algoritma pencocokan yang umumnya digunakan namun tidak terbatas pada *motion estimation*. BMA memiliki beberapa metode penghitungan atau *cost function* untuk mengevaluasi kecocokan antar blok seperti *Sum of Absolute Difference (SAD)*, *Sum of Squared Difference (SSD)*, *Zero-mean Sum of Absolute Differences (ZSAD)*, *Locally scaled Sum of Absolute Differences (LSAD)*, *Zero-mean Sum of Squared Differences (ZSSD)*, *Locally scaled Sum of Squared Differences (LSSD)*, *Normalized Cross Correlation (NCC)*, *Zero-mean Normalized Cross Correlation (ZNCC)*, *Sum of Hamming Distances (SHD)*, dan beberapa metode pengembangan yang lain. Metode-metode ini memiliki tingkat kompleksitas dan akurasi yang berbeda-beda.



Gambar 2.20. Blok diagram SAD. (Narendra C.P, 2014)

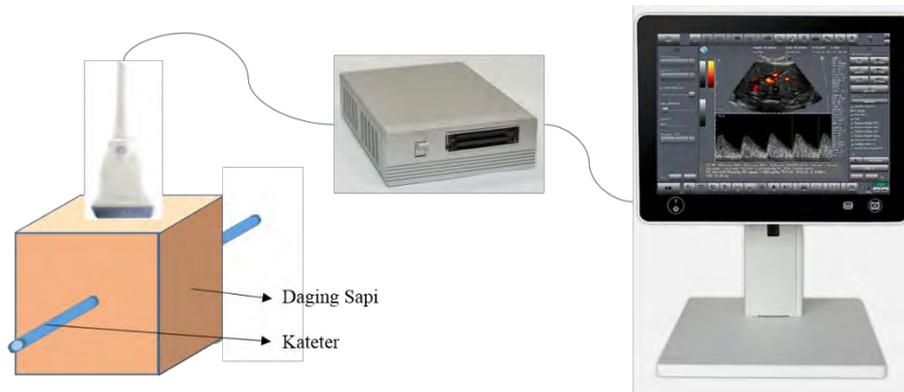
Sum of Absolute Difference (SAD) adalah salah satu contoh pendekatan BMA yang umum digunakan oleh banyak peneliti karena dianggap sederhana, cepat, dan rendah konsumsi daya (Vanne, 2006; Narendra, 2014; Manjunatha, 2013). Blok diagram SAD dapat dilihat pada Gambar 2.20. SAD telah digunakan pada banyak aplikasi seperti stereo matching, motion estimation, dll. Seperti yang dilakukan oleh Niitsuma (2010), yang menggunakan SAD yang diparalel untuk image processing pada FPGA, dan Olivares (2004) yang menggunakan SAD pada single device FPGA. Kim (2014) menggunakan model bayesian berbasis nilai rata-rata SAD pada video standar H.264/AVC. Watman, dkk (2005) mengidentifikasi landmark menggunakan SAD. Sedangkan peneliti lain menggunakan SAD untuk template matching (Atallah, 1997) dan estimasi kedalaman pada sistem stereo (Panchal, 2014).

Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB 3

METODOLOGI PENELITIAN

Bab ini menjelaskan tentang metodologi penelitian yang digunakan untuk menyelesaikan penelitian ini. Tahapan-tahapan dari sistem sangat menentukan keberhasilan penelitian.



Gambar 3.1. Rancangan sistem

3.1. Perancangan Sistem

Gambar 3.1 menunjukkan rancangan sistem pada penelitian ini dimana data penelitian akan diambil. Pada penelitian ini, *stent* yang dipasang pada kateter ditusukkan ke daging sapi kemudian dilakukan pemindaian menggunakan *transducer* yang terhubung dengan *beamformer* Ultrasound dan hasilnya ditampilkan pada monitor komputer. Hasil pemindaian akan direkam menggunakan software EchoWave II dalam format video.

Terdapat dua tahapan proses pada penelitian ini yang akan dilakukan yaitu tahap identifikasi dimana objek *stent* akan dideteksi dan ditemukan posisinya pada tiap frame video dan tahap penjejakan dimana pergerakan *stent* pada tiap frame akan diikuti oleh sistem.



Gambar 3.2. Blok diagram penelitian

Gambar 3.2 menunjukkan proses-proses yang akan dilakukan pada penelitian ini. Tahap identifikasi meliputi proses *thresholding*, operasi morfologi dan ekstraksi objek. Sedangkan tahap penjejukan meliputi penggunaan salah satu metode evaluasi dari algoritma *block matching* yaitu *Sum of Absolute Difference (SAD)*.

3.2. Tahap Identifikasi

Tahap identifikasi adalah tahap dimana citra-citra dalam bentuk frame-frame video hasil dari proses *scanning* objek *stent* diproses untuk mendapatkan lokasi dari objek *stent* pada koordinat citra. Pada tahap ini juga dilakukan beberapa proses untuk mengurangi *noise* dan memisahkan objek-objek yang bukan *stent* dengan objek *stent*.

3.2.1. *Ultrasound Stream Images*

Citra yang digunakan sebagai masukan pada tahap identifikasi adalah citra grayscale hasil *scanning* atau pemindaian menggunakan mesin Ultrasound dari perusahaan Teleded yaitu SmartUs EXT-1M yang divisualisasikan menggunakan komputer melalui software EchoWave II. Probe *transducer* yang digunakan untuk mengarahkan pancaran gelombang ultrasonik menuju objek dan menangkapnya kembali juga dari Teleded yaitu *transducer* L15-7L40H-5 yang memiliki range frekuensi antara 7.0-15.0 MHz. Berdasarkan spesifikasi dari Teleded, *transducer* ini dapat digunakan untuk melakukan pemindaian organ-organ kecil pada tubuh manusia.

Untuk mendapatkan hasil yang diharapkan, diperlukan *adjustment* terhadap beberapa parameter pemindaian. Parameter-parameter tersebut dapat diatur melalui software EchoWave II. Beberapa parameter yang perlu diatur dan cukup berpengaruh terhadap kualitas citra pada penelitian ini adalah *frequency*, *gain*, dan *dynamic range*.

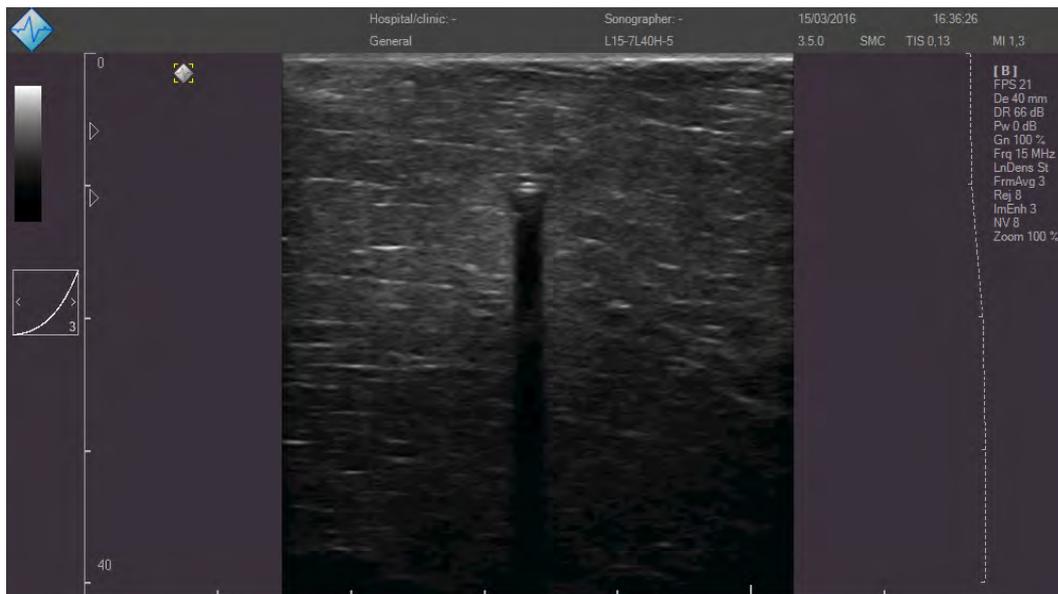
Pada penelitian ini, percobaan yang dilakukan adalah pemindaian objek *stent* pada media daging sapi. *Stent* dimasukkan pada kedalaman 4 cm dari permukaan daging. Teknik pemindaian atau *scanning* yang digunakan adalah *short axis*. Teknik ini adalah teknik pemindaian dimana posisi *transducer* tegak lurus terhadap objek. Pada percobaan ini, *transducer* digerakkan menggunakan tangan secara bebas namun tetap sesuai aturan pemindaian *short axis*. Sedangkan *stent* dalam keadaan diam di dalam daging.



Gambar 3.3. Pemindaian *stent* pada daging sapi

Ketika *transducer* yang ditunjukkan pada Gambar 3.3 digerakkan ke kiri dan ke kanan, maka pada video hasil perekaman, *stent* akan terlihat seolah-olah bergerak ke kanan dan ke kiri. Sedangkan ketika *transducer* digerakkan maju dan mundur, maka *stent* akan terlihat diam, namun lingkungan disekelilingnya akan terlihat berubah-ubah.

Pemindaian menggunakan tangan secara bebas menyebabkan beberapa citra yang didapat tidak menampilkan objek *stent* secara jelas. Oleh karena itu, pada penelitian ini citra yang akan diproses hanya citra-citra yang secara jelas menunjukkan adanya objek *stent* didalamnya. Seperti pada Gambar 3.4, objek *stent* pada citra grayscale yang terlihat secara kasat mata adalah objek dengan bentuk menyerupai garis horizontal ganda yang memiliki wilayah yang gelap dibawahnya.



Gambar 3.4. Contoh citra hasil *scanning* dari software EchoWave II

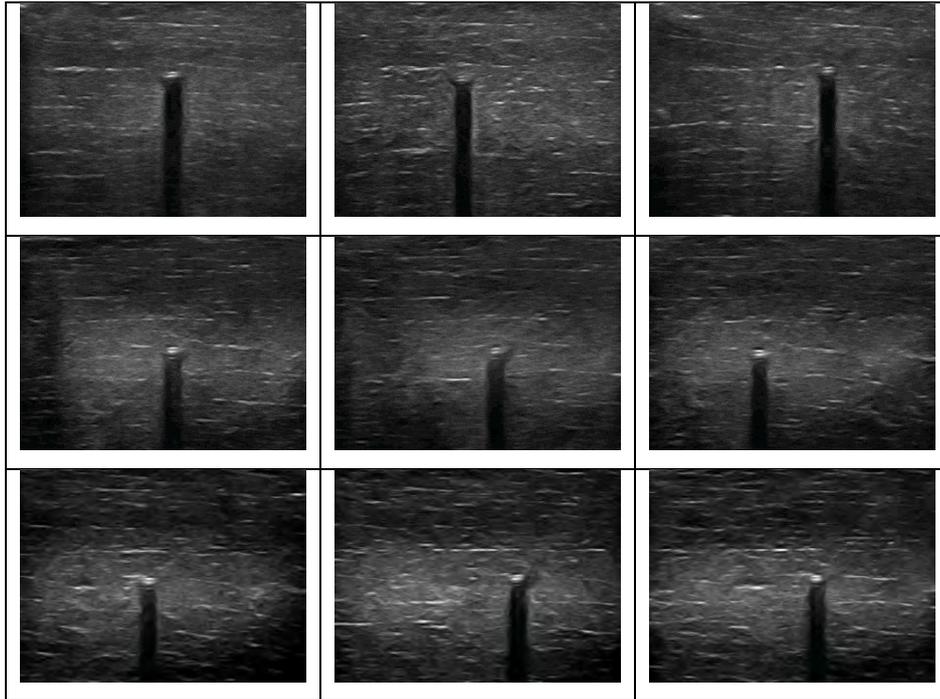
3.2.2. Normalisasi

Normalisasi diperlukan untuk menyederhanakan pemrosesan selanjutnya. Terdapat dua normalisasi yang dilakukan pada penelitian ini. Normalisasi pertama adalah normalisasi ukuran citra yang merupakan *Region of Interest* dari objek *stent*. Sebelum dilakukan pemrosesan terhadap citra masukan, kita perlu memastikan bahwa wilayah pada citra yang akan diproses adalah wilayah pergerakan objek. Hal ini dilakukan agar pemrosesan menjadi lebih efisien karena pemrosesan hanya akan dilakukan pada wilayah-wilayah yang dilalui *stent*.

Seperti yang telah dijelaskan sebelumnya bahwa pada percobaan yang dilakukan dalam penelitian ini, objek *stent* berada 4 cm dari permukaan daging. Dengan melihat itu, dapat dipastikan bahwa wilayah pergerakan objek *stent* pada citra grayscale secara umum tidak mungkin lebih dekat ke permukaan atau lebih

dalam dari 4 cm. Gambar 3.4 adalah contoh citra hasil *scanning* sebelum dilakukan normalisasi ukuran citra dengan menentukan *region of interest (ROI)*.

Ukuran citra hasil normalisasi seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3.5 yang digunakan pada penelitian ini adalah 473x356 dengan ROI yang mencakup wilayah pergerakan objek *stent* secara umum pada semua frame video.



Gambar 3.5. Citra-citra objek *stent* setelah normalisasi dengan ukuran 473x356

Normalisasi selanjutnya adalah normalisasi piksel. Citra-citra grayscale hasil proses *scanning* memiliki nilai intensitas maksimum yang berbeda-beda. Untuk mempermudah penjejakan objek pada tiap-tiap citra, kita perlu menentukan standar umum terhadap nilai-nilai piksel pada citra dengan mengupayakan agar nilai piksel maksimum pada tiap citra sama, sehingga pada proses selanjutnya kita dapat memberikan perlakuan yang sama tanpa terkendala perbedaan nilai intensitas maksimum pada tiap citra.

Persamaan yang digunakan untuk normalisasi nilai intensitas tiap citra ditunjukkan pada persamaan (3.1) dan (3.2).

$$I_{max} = \max_{x,y} f(x,y) \quad (3.1)$$

$$f^{Norm}(x, y) = \frac{f(x, y)}{I_{max}} \quad (3.2)$$

Pada persamaan (3.1), diketahui bahwa I_{max} adalah nilai maksimum pada tiap citra. Sementara pada persamaan (3.2), diketahui bahwa $f(x, y)$ adalah nilai piksel pada posisi (x, y) dari sebuah citra sebelum normalisasi. Dengan membagi nilai piksel $f(x, y)$ dengan nilai intensitas maksimum I_{max} , maka didapatkan nilai piksel baru hasil normalisasi yaitu $f^{Norm}(x, y)$.

3.2.3. *Thresholding*

Berdasarkan hasil pengamatan, secara umum terlihat bahwa wilayah objek *stent* memiliki intensitas yang tinggi dibandingkan wilayah lainnya. Oleh karena itu, kita perlu mengeliminasi noise yang tidak dibutuhkan dan menyisakan objek yang dianggap sebagai *stent* pada citra baru agar nantinya dapat dilakukan pencarian posisi objek pada citra tersebut.

Berdasarkan asumsi awal bahwa *stent* yang berbahan metal memiliki intensitas yang tinggi pada citra Ultrasound, maka dilakukan proses thresholding atau pengelompokan intensitas pada citra. Objek *stent* yang berbentuk dua garis horizontal akan semakin terlihat jelas pada citra hasil proses thresholding. Proses thresholding dilakukan dengan mengelompokkan nilai-nilai piksel hasil normalisasi menggunakan persamaan (3.3).

$$f^{thresh}(x, y) = \begin{cases} 1, & f^{Norm}(x, y) \geq 0.6 \\ 0, & \text{lainnya} \end{cases} \quad (3.3)$$

Berdasarkan percobaan yang dilakukan, nilai *threshold* terbaik yang didapatkan adalah 0.6. Seperti yang ditunjukkan pada persamaan (3.3), nilai-nilai piksel hasil thresholding $f^{thresh}(x, y)$ yang bernilai lebih kecil dari 0.6 akan diturunkan menjadi 0, sedangkan nilai piksel hasil thresholding $f^{thresh}(x, y)$ yang lebih besar atau sama dengan 0.6 menjadi 1.

3.2.4. *Operasi Morfologi*

Operasi morfologi pada sebuah citra adalah sebuah operasi untuk memanipulasi citra dengan tujuan mengubah bentuk objek-objek pada citra menjadi bentuk yang diharapkan. Operasi morfologi tidak bergantung pada nilai piksel pada

citra tetapi pada urutan kemunculan piksel-piksel tersebut. Salah satu bagian yang penting pada sebuah operasi morfologi adalah *structuring element (SE)*. Sesuai namanya, *SE* adalah elemen utama yang dapat menentukan bentuk objek pada sebuah operasi morfologi. Pada penelitian ini, operasi morfologi yang digunakan adalah *closing* dan *opening*.

3.2.4.1. Operasi *Closing*

Operasi *closing* adalah kombinasi dari dua operasi dasar yaitu dilasi dan dilanjutkan dengan erosi. Operasi ini efektif dalam menutup lubang atau celah antar objek pada sebuah citra. Proses pengubahan bentuk objek *stent* dengan proses *closing* pada penelitian ini ditunjukkan pada persamaan (3.4).

$$\varphi(f) = \varepsilon(\delta(f)) \quad (3.4)$$

Dimana $\varphi(f)$ adalah operasi *closing* yang diterapkan pada citra f yang melalui proses dilasi $\delta(f)$ dan dilanjutkan dengan proses erosi $\varepsilon(\delta(f))$.

0	0	1	1	1	0	0
0	1	1	1	1	1	0
1	1	1	1	1	1	1
1	1	1	1	1	1	1
1	1	1	1	1	1	1
0	1	1	1	1	1	0
0	0	1	1	1	0	0

Gambar 3.6. *SE* bentuk *disk* dengan radius 4 piksel

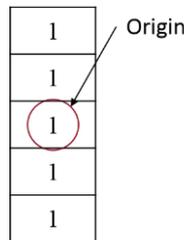
Kita ketahui bahwa objek *stent* pada citra masukan secara konsisten memiliki bentuk garis ganda horizontal. Operasi *closing* dapat menutup celah antara kedua objek berbentuk garis tersebut. Pada penelitian ini, *structuring element* yang digunakan adalah *structuring element* berbentuk *disk* dengan *radius* 4 piksel seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3.6.

3.2.4.2. Operasi *Opening*

Operasi *opening* adalah kombinasi dari dua operasi dasar yaitu erosi dan dilanjutkan dengan dilasi. Operasi *opening* pada penelitian ini dapat menghilangkan objek-objek kecil yang tidak diperlukan pada citra untuk mempermudah dan mempercepat pemrosesan selanjutnya. Proses *opening* dapat dilakukan menggunakan persamaan (3.5)

$$\gamma(f) = \delta(\varepsilon(f)) \quad (3.5)$$

Dimana $\gamma(f)$ adalah operasi *opening* yang diterapkan pada citra f yang melalui proses erosi $\varepsilon(f)$ dan dilanjutkan dengan proses dilasi $\delta(\varepsilon(f))$.



Gambar 3.7. *SE* bentuk *line* dengan radius 4 piksel dan kemiringan 90°

Secara umum, *noise* pada citra memiliki bentuk garis horizontal. Karena itu, operasi *opening* dengan *SE* berbentuk garis vertikal seperti pada Gambar 3.7 dapat menghilangkan *noise-noise* tersebut. Selain untuk menghilangkan *noise*, operasi *opening* dapat juga memisahkan objek yang tersambung akibat operasi *closing*. Objek *stent* yang tersambung dengan objek lain dapat menyebabkan proses identifikasi yang tidak akurat. Pada penelitian ini *structuring element (SE)* yang digunakan untuk *opening* berbentuk garis vertikal dengan *radius* 4 piksel.

3.2.5. Ekstraksi Objek

Untuk mendapatkan posisi objek *stent* pada citra, kita perlu terlebih dahulu memisahkan objek-objek dari background pada citra. Pada penelitian ini, yang dianggap sebagai background adalah wilayah-wilayah yang gelap atau yang memiliki nilai piksel 0. Sebaliknya, yang dianggap sebagai objek adalah kelompok piksel yang memiliki nilai 1.

3.2.5.1. *Connected Component Labeling (CCL)*

Untuk mengelompokkan piksel-piksel bernilai 1 menjadi objek, penelitian ini menggunakan *Connected Component Labeling (CCL)*. CCL mengelompokkan piksel berdasarkan konektivitas piksel. Pada penelitian ini, citra biner hasil dari operasi morfologi di-*scan* tiap pikselnya (dari atas ke bawah, dan kiri ke kanan). Konektivitas piksel yang digunakan pada penelitian ini adalah konektivitas piksel dengan 8 *neighbors*, yang artinya bahwa setiap piksel yang bertetangga dengan piksel lain di salah satu dari 8 posisi (atas, bawah, kiri, kanan, kiri atas, kiri bawah, kanan atas, dan kanan bawah) dianggap sebagai satu kelompok yang membentuk sebuah objek.

Tujuan dari penggunaan CCL pada penelitian ini adalah agar kita dapat mencari posisi kelompok piksel yang membentuk sebuah objek pada sebuah citra. Kita dapat mencari posisinya dengan persamaan (3.6) dan (3.7).

$$x_t = \frac{\sum_x^M \sum_y^N f^x(x, y)}{\sum_x^M \sum_y^N f(x, y)} \quad (3.6)$$

$$y_t = \frac{\sum_x^M \sum_y^N f^y(x, y)}{\sum_x^M \sum_y^N f(x, y)} \quad (3.7)$$

Dimana x_t dan y_t adalah posisi objek pada citra, dengan $x = 1 \dots M$ dan $y = 1 \dots N$ dengan M dan N adalah jumlah piksel pada posisi x dan y secara berurutan. $f^x(x, y)$ adalah posisi setiap piksel pada sumbu x dan $f^y(x, y)$ adalah posisi setiap piksel pada sumbu y . Sementara $f(x, y)$ bernilai 1 bila piksel yang sedang diamati merupakan bagian dari objek (satu kelompok) dan 0 bila bukan bagian dari objek (bukan kelompok).

Apabila *noise* pada citra rendah, kita hanya akan mendapatkan satu buah kelompok objek pada citra baru. Namun bila ada beberapa *noise* yang mampu lolos pada proses sebelumnya, maka akan terbentuk lebih dari satu buah kelompok objek. Kelompok-kelompok objek ini merupakan kandidat objek *stent*. Dari kandidat-kandidat objek ini kita masih belum tahu mana yang merupakan objek *stent*. Oleh karena itu kita perlu melihat fitur lain yang membedakan antara objek *stent* dan objek yang bukan *stent*.

3.2.5.2. *Minimum Average Intensity*

Salah satu karakteristik objek *stent* yang secara umum konsisten pada semua citra ultrasound adalah terbentuknya sebuah wilayah gelap di bawah objek *stent* pada citra (Tung et al., 2012). Dengan menghitung intensitas rata-rata wilayah dibawah setiap kandidat objek dan membandingkannya satu sama lain, kita menemukan bahwa wilayah di bawah objek *stent* memiliki intensitas rata-rata paling rendah dibandingkan wilayah di bawah objek lainnya. Pada penelitian ini, sebuah *bounding box* dibuat di bawah setiap kandidat objek. Posisi *bounding box* pada penelitian ini adalah 15 piksel dibawah posisi kandidat objek. Ukuran dari *bounding box* pada penelitian ini ditentukan dengan lebar sebesar 6 piksel. Sementara tingginya akan dihitung dari posisi *bounding box* sampai piksel paling bawah pada citra. Pada setiap *bounding box* inilah intensitas rata-rata piksel dihitung. Misalkan M adalah lebar *bounding box* dan N adalah tinggi *bounding box*, maka rata-rata intensitas pada setiap *bounding box* dapat dihitung dengan persamaan (3.8).

$$(\hat{x}, \hat{y}) = \underset{x,y}{\operatorname{argmin}} \frac{1}{M \times N} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N f(x+i, y+j) \quad (3.8)$$

Dimana (\hat{x}, \hat{y}) adalah posisi *bounding box* dengan intensitas rata-rata paling kecil. x dan y adalah posisi *bounding box*. N didapatkan dengan mencari selisih antara tinggi citra dengan posisi y dari *bounding box*. *bounding box* dengan intensitas rata-rata paling rendah menandakan bahwa objek di atasnya adalah *stent*.

3.3. Tahap Penjejakan

Tahap penjejakan diperlukan agar sistem dapat mengikuti pergerakan objek *stent* pada tiap frame. Sistem navigasi pada proses pemasangan *stent* berlangsung secara *real time*. Oleh karena itu, dibutuhkan algoritma yang sederhana dan cepat dalam menentukan perpindahan objek pada tiap citra yang berurutan.

3.3.1. *Sum of Absolute Difference (SAD)*

SAD adalah algoritma pencocokan blok-blok dari dua citra yang berurutan. Penelitian ini menggunakan SAD untuk menentukan *displacement* posisi

objek pada tiap frame. Dengan membandingkan sebuah blok pada sebuah citra dengan blok lain pada citra sebelumnya, kita dapat menemukan *displacement* yang akan menentukan posisi objek sebenarnya pada citra tersebut. Misalkan (x_t^f, y_t^f) dan (x_t^g, y_t^g) adalah posisi *stent* setelah dilakukan pendeteksian terhadap citra f dan g yang berurutan. Pencarian *displacement* terbaik didapatkan melalui persamaan (3.9).

$$(\hat{d}_x, \hat{d}_y) = \underset{d_x, d_y}{\operatorname{argmin}} \sum_{i \in W} |f(x_i^f, y_i^f) - g(x_i^g + d_x, y_i^g + d_y)| \quad (3.9)$$

Dengan nilai $x_i^f, y_i^f, x_i^g,$ dan y_i^g didapatkan dari persamaan (3.10), (3.11), (3.12), dan (3.13) secara berurutan.

$$x_i^f = x_t^f + u_i, \quad (3.10)$$

$$y_i^f = y_t^f + v_i, \quad (3.11)$$

$$x_i^g = x_t^g + u_i, \quad (3.12)$$

$$y_i^g = y_t^g + v_i \quad (3.13)$$

Dimana (\hat{d}_x, \hat{d}_y) adalah *displacement* terbaik dengan W adalah window atau blok pencocokan. Dengan demikian, posisi *stent* baru $(\hat{x}_t^g, \hat{y}_t^g)$ pada citra g didapatkan dengan menambahkan posisi *stent* lama (x_t^g, y_t^g) dengan *displacement* terbaik seperti pada persamaan (3.14).

$$(\hat{x}_t^g, \hat{y}_t^g) = (x_t^g, y_t^g) + (\hat{d}_x, \hat{d}_y) \quad (3.14)$$

Nilai *displacement* terbaik adalah ketika *difference* atau perbedaan intensitas antara piksel-piksel dari blok pada citra f dan blok pada citra g atau citra berikutnya memiliki jumlah paling rendah pada wilayah pencarian. Perlu diketahui bahwa wilayah pencarian atau kandidat wilayah *stent* baru pada penelitian ini sebesar 15 piksel disekitar posisi objek *stent* hasil proses identifikasi.

Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB 4

HASIL PENELITIAN DAN PEMBAHASAN

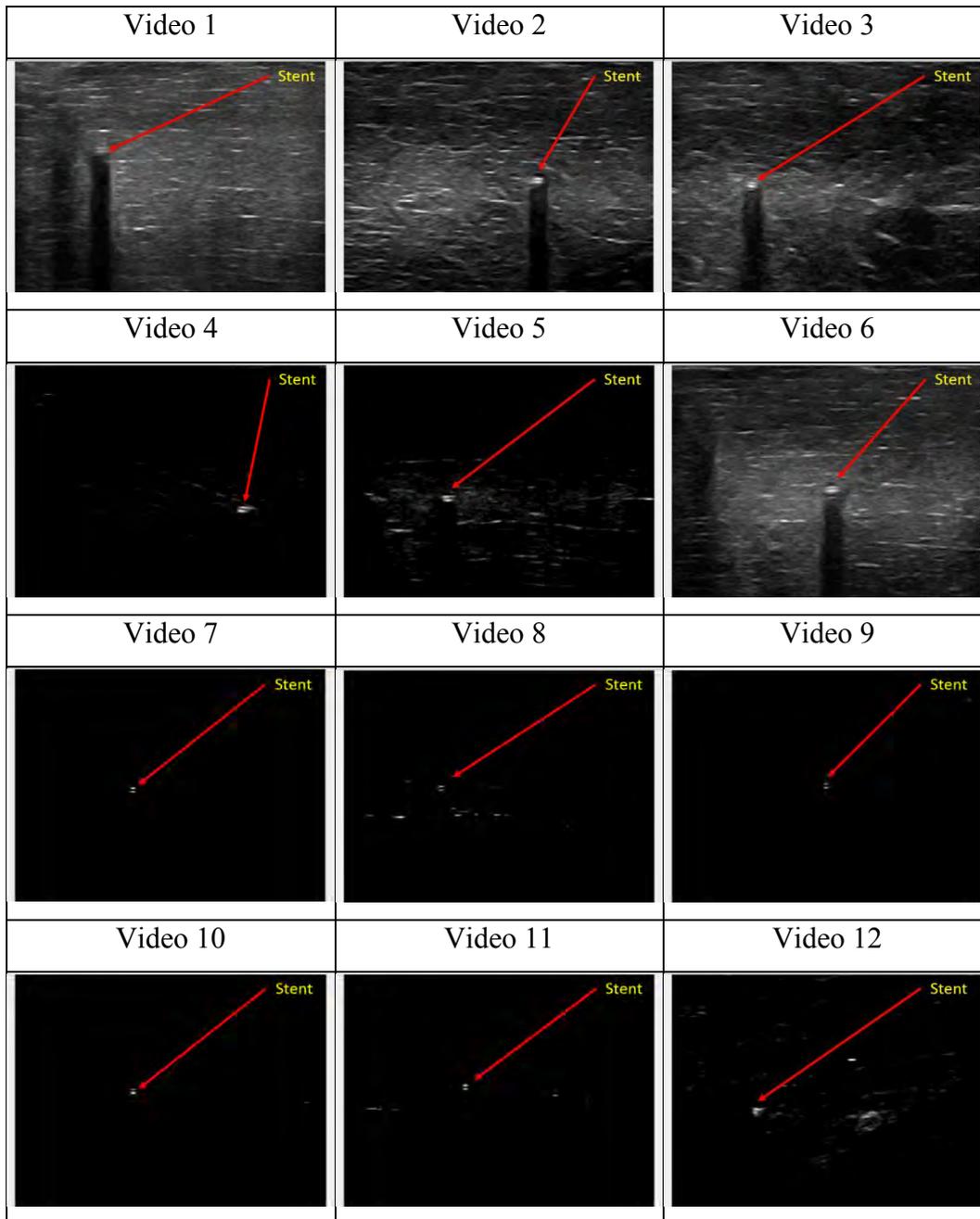
Bab ini menjelaskan hasil penelitian dan pengujian yang dilakukan melalui beberapa skenario. Hasil penelitian yang akan dibahas adalah hasil penelitian yang berkaitan dengan tahap identifikasi dan tahap penjejakan.

4.1. Skenario Pengujian

Pada penelitian ini, pengujian sistem dilakukan dengan melakukan percobaan pada 12 buah video hasil *scanning* objek stent dengan teknik *short axis* pada media daging sapi yang direkam menggunakan software EchoWave II. Pada percobaan ini, posisi *stent* dalam daging diam sedangkan *transducer* Ultrasound digerakkan secara bebas menggunakan tangan. Data-data yang digunakan adalah data-data dimana objek *stent* dapat terlihat secara visual oleh mata. Parameter-parameter pengambilan data yang dapat diatur pada software EchoWave II ditunjukkan pada Tabel 4.1.

Tabel 4.1. Parameter-parameter yang digunakan untuk pengambilan data

Data	<i>Frame Rate</i> (FPS)	Frekuensi (MHz)	<i>Gain</i> (%)	<i>Dynamic Range</i> (dB)
Video 1	21	15	100	66
Video 2	20	15	100	48
Video 3	20	15	70	60
Video 4	21	15	87	48
Video 5	20	15	83	48
Video 6	20	15	94	60
Video 7	21	15	63	36
Video 8	20	15	63	36
Video 9	20	15	63	36
Video 10	21	15	63	36
Video 11	20	15	63	36
Video 12	21	15	63	54



Gambar 4.1. Contoh salah satu frame yang menampilkan objek *stent* dari 12 video

Gambar 4.1 menunjukkan salah satu frame pada 12 video yang akan digunakan pada penelitian ini dengan distribusi *noise* di sekitar objek *stent* yang berbeda-beda.

4.2. Hasil Penelitian Tahap Identifikasi

Pada bagian ini akan dijelaskan mengenai hasil-hasil penelitian yang dilakukan pada proses-proses yang ada pada tahap identifikasi, seperti *thresholding* citra, operasi morfologi, dan ekstraksi objek. Perubahan parameter pada proses-proses tersebut akan mempengaruhi identifikasi objek *stent*.

4.2.1. *Thresholding*

Seperti yang telah dijelaskan pada bab sebelumnya, proses *thresholding* dilakukan atas asumsi bahwa objek *stent* memiliki intensitas tinggi pada citra grayscale hasil *scanning* Ultrasound. Gambar 4.2 menunjukkan contoh citra grayscale hasil *scanning* sedangkan Gambar 4.3 menunjukkan contoh citra hasil proses *thresholding*.



Gambar 4.2. Contoh citra sebelum *thresholding*

Objek *stent* yang ditunjukkan pada Gambar 4.2 berbentuk seperti dua garis horizontal yang bertumpuk dengan wilayah berintensitas rendah dibawahnya. Wilayah tersebut terbentuk karena gelombang Ultrasound tidak dapat menembus kepadatan objek stent yang berbahan metal. Bentuk objek stent berupa dua garis horizontal terlihat lebih jelas setelah melalui proses *thresholding*.

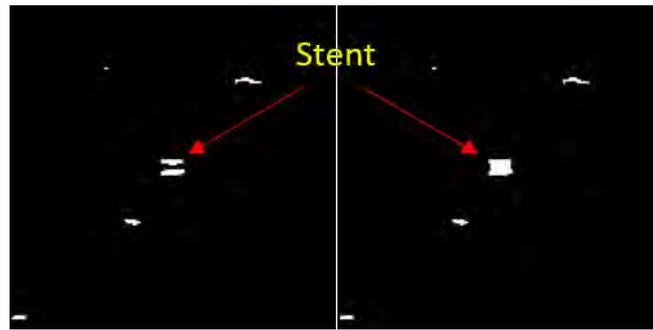
Objek *stent* yang diasumsikan memiliki intensitas tinggi akan muncul pada citra keluaran seperti pada Gambar 4.3. Namun dari hasil percobaan, beberapa *noise* juga memiliki intensitas yang cukup tinggi, bahkan diantaranya lebih tinggi dibandingkan objek *stent*. Untuk mendapatkan citra dengan *noise* paling rendah, perlu dilakukan beberapa pengujian nilai *threshold*. Selain itu proses-proses selanjutnya juga akan menentukan proses identifikasi sehingga objek *stent* benar-benar didapatkan secara konsisten pada semua video.



Gambar 4.3. Contoh citra sesudah *thresholding*

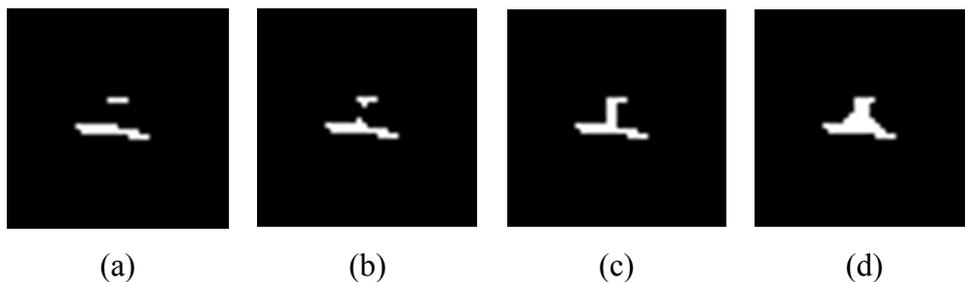
4.2.2. Operasi *Closing*

Seperti yang sudah diketahui, bahwa objek *stent* digambarkan berbentuk dua objek garis horizontal. Untuk mendapatkan posisi pasti dari *stent*, perlu dilakukan penutupan celah antara kedua objek garis tersebut. Untuk melakukan penutupan celah tersebut dibutuhkan *structuring element* yang dengan bentuk dan *radius* yang tepat sehingga tidak mengubah bentuk objek secara signifikan dan pada akhirnya hasil identifikasi bisa optimal. Contoh proses operasi *closing* dapat dilihat pada Gambar 4.4.



Gambar 4.4. Citra stent sebelum (kiri) dan sesudah proses *closing* (kanan)

Operasi *closing* seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.4, dapat menutup celah dari dua objek garis (Gambar 4.4 kiri) menjadi sebuah objek (Gambar 4.4 kanan). Untuk memastikan agar kedua objek dapat terhubung, diperlukan pengujian terhadap *radius* piksel yang akan digunakan sebagai *structuring element*.



Gambar 4.5. Contoh proses *closing* dengan *structuring element* berbagai radius.

(a). Citra asli; (b). radius 2; (c). radius 3; (d). radius 4

Secara umum pada operasi *closing* dengan *structuring element* radius 4 piksel, sistem dapat mengidentifikasi objek *stent* pada jumlah frame yang lebih banyak dibandingkan operasi *closing* dengan radius *structuring element* 2 atau 3. Seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.5, semakin kecil radius yang digunakan pada *structuring element* maka semakin sulit menghubungkan dua objek pada citra asli. Hal ini dapat menyebabkan ketidaktepatan identifikasi.

4.2.3. Operasi *Opening*

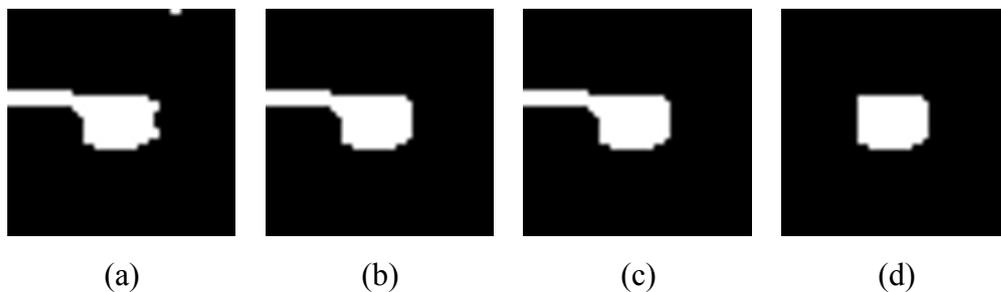
Operasi *opening* pada penelitian ini digunakan untuk menghilangkan *noise* pada citra yang secara umum juga berbentuk garis horizontal. Untuk itu, *structuring*

element yang digunakan berbentuk garis vertikal. Operasi *opening* dengan *structuring element* berbentuk vertikal dapat mengurangi *noise* pada Gambar 4.6 (kiri) sehingga citra baru pada Gambar 4.6 (kanan), hanya meninggalkan objek *stent* saja.

Agar sistem dapat mengurangi *noise* secara maksimal, diperlukan pengujian pada operasi *opening*, misalnya dengan mencoba berbagai *radius* pada *structuring element*. Dari hasil percobaan, dapat disimpulkan bahwa operasi ini cukup mampu mengurangi *noise*.



Gambar 4.6. Citra stent sebelum (kiri) dan sesudah proses *opening* (kanan)



Gambar 4.7. Contoh proses *opening* dengan *structuring element* berbagai radius.

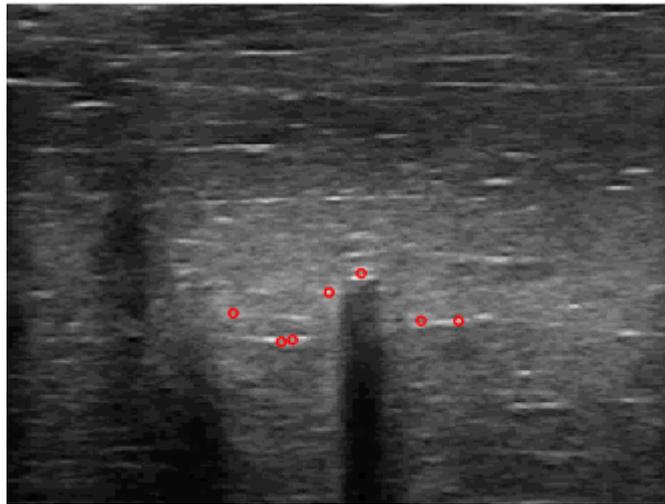
(a). Citra *threshold*; (b). radius 2; (c). radius 3; (d). radius 4

Selain untuk mengeliminasi *noise-noise* yang berbentuk garis, operasi *opening* pada penelitian ini juga digunakan untuk memisahkan objek *stent* dari objek lain yang terhubung akibat operasi *closing* sebelumnya. Beberapa objek *stent* pada citra *threshold* hasil proses *closing* (Gambar 4.7a), bersentuhan dengan objek lain yang dapat menyebabkan penentuan posisi objek tidak akurat. *Radius* yang tepat untuk *structuring element* (SE) pada operasi *opening* dapat memisahkan objek

stent dengan objek lain. Pada penelitian ini, *radius* terbaik yang didapatkan adalah 4 piksel (Gambar 4.7d).

4.2.4. *Connected Component Labeling (CCL)*

Seperti yang telah dijelaskan pada bab sebelumnya, bahwa CCL diperlukan untuk mengelompokkan objek agar bisa dicari posisinya pada citra. Gambar 4.8 menunjukkan contoh objek-objek yang telah dikelompokkan dan dicari posisinya.



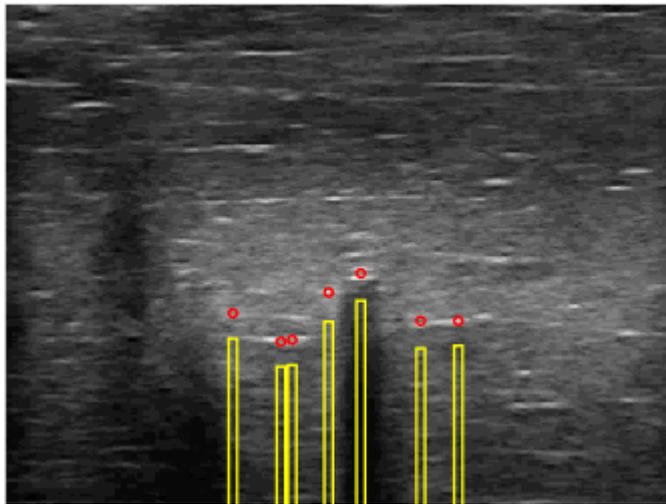
Gambar 4.8. Posisi tiap kandidat objek pada citra yang ditandai lingkaran merah

Pada Gambar 4.8, ada 7 kandidat objek yang posisinya telah didapatkan setelah dilakukan pengelompokkan menggunakan CCL. Posisi kandidat objek ditandai dengan lingkaran berwarna merah pada citra grayscale tersebut. Pada Gambar 4.8, kandidat objek berjumlah lebih dari satu dikarenakan pada citra tersebut terdapat *noise* dengan intensitas yang tinggi yang mampu lolos setelah melalui proses morfologi. Citra-citra dengan *noise* rendah, memiliki peluang lebih rendah terbentuknya lebih dari satu kandidat objek.

4.2.5. *Minimum Average Intensity*

Salah satu karakteristik objek *stent* pada citra grayscale adalah terbentuknya sebuah wilayah gelap atau *shadow zone* dibawahnya. Untuk mencari

objek yang dianggap sebagai *stent* pada citra, wilayah gelap ini dapat digunakan sebagai fitur. Pada penelitian ini, dilakukan penghitungan nilai rata-rata intensitas wilayah dibawah tiap kandidat objek. Nilai-nilai tersebut kemudian dibandingkan satu sama lain.



Gambar 4.9. Posisi tiap objek dan wilayah dibawahnya

Seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.9, sebuah *bounding box* berwarna kuning dibuat dibawah setiap kandidat objek. Pada *bounding box* ini nilai intensitas rata-rata dihitung. Pada penelitian ini, *bounding box* diletakkan sejauh 15 piksel dibawah posisi objek dan memiliki lebar 6 piksel. Sedangkan tinggi setiap *bounding box* didapatkan dengan mencari selisih antara tinggi citra dengan posisi *bounding box* pada sumbu *y*.

Dari hasil pengamatan secara visual pada semua frame dari semua video, secara umum ditemukan bahwa setelah intensitas rata-rata tiap *bounding box* dihitung dan dibandingkan satu sama lain, didapatkan bahwa secara konsisten *bounding box* dengan nilai intensitas rata-rata paling rendah adalah *bounding box* yang berada dibawah objek *stent*. Sehingga pada akhir tahap identifikasi ini, posisi *stent* pada tiap frame dapat ditemukan. Posisi *stent* pada tiap frame ini nantinya yang akan dijadikan acuan pada tahap pejejakan.

Gambar 4.10 menunjukkan contoh sebuah citra Ultrasound dengan objek *stent* yang telah ditemukan didalamnya. Objek *stent* pada citra Ultrasound ditandai dengan lingkaran berwarna merah.



Gambar 4.10. Posisi *Stent* pada Citra Ultrasound

4.3. Pengujian Tahap Identifikasi

Keberhasilan proses penjejakan objek dipengaruhi oleh hasil identifikasi objek pada tiap frame. Pada penelitian ini, proses identifikasi menggunakan fitur berupa nilai intensitas dan bentuk objek serta intensitas rata-rata terendah pada wilayah dibawah objek diujikan pada 12 video dengan jumlah frame sebanyak 4710. Hasilnya, objek *stent* dapat diidentifikasi pada 4295 frame dengan total akurasi sebesar 91.2 %.

4.3.1. Pengaruh Nilai *Threshold*

Proses konversi citra grayscale menjadi biner adalah salah satu proses yang penting pada tahap identifikasi. Penentuan *threshold* yang tepat akan membantu menentukan fitur objek *stent* pada proses selanjutnya. Pada penelitian ini, dilakukan pengujian untuk mengamati pengaruh beberapa nilai *threshold* pada jumlah frame dimana objek *stent* teridentifikasi.

Tabel 4.2. Jumlah frame dimana objek *stent* teridentifikasi pada tiap video

Video Input	Jumlah Frame	Jumlah Frame Teridentifikasi	Akurasi (%)
Video 1	399	377	94.5
Video 2	396	358	90.4
Video 3	385	374	97.1
Video 4	399	390	97.7
Video 5	399	366	91.7
Video 6	393	334	85.0
Video 7	399	364	91.2
Video 8	386	331	85.8
Video 9	364	332	91.2
Video 10	392	364	92.9
Video 11	399	358	89.7
Video 12	399	347	87.0
Total	4710	4295	91.2

Pengujian nilai *threshold* diterapkan terhadap 4710 frame dari 12 Video hasil *scanning* seperti pada Tabel 4.2 dengan rincian 399 frame pada video 1, 396 frame pada video 2, 385 frame pada video 3, 399 frame pada video 4, 399 frame pada video 5, 393 frame pada video 6, 399 frame pada video 7, 386 frame pada video 9, 392 frame pada video 10, 399 frame pada video 11, dan 399 frame pada video 12.

Hasil pengujian nilai *threshold* pada Tabel 4.3 menunjukkan bahwa dari semua nilai *threshold* yang diujikan, nilai terbaik yang didapatkan adalah 0.5 dengan total akurasi keberhasilan mencapai 91.2 % untuk semua video dengan jumlah frame dimana objek *stent* teridentifikasi lebih banyak dibandingkan nilai *threshold* lainnya. Nilai akurasi pada tiap video dapat dilihat pada Tabel 4.2.

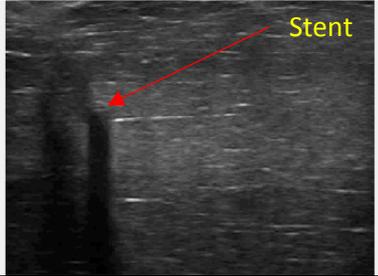
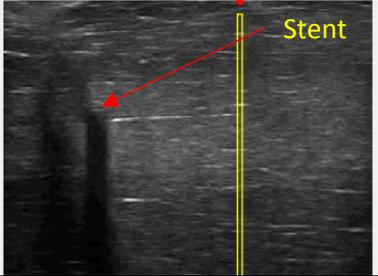
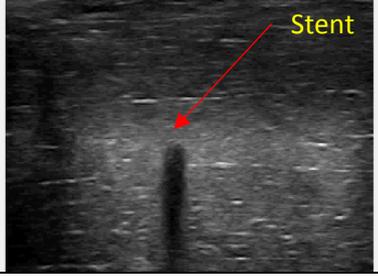
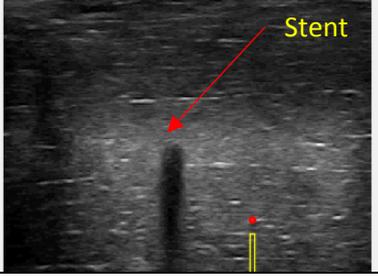
Tabel 4.3. Pengaruh nilai *threshold* terhadap identifikasi *stent*

Threshold	0.5	0.6	0.7
Total Frame	4710		
Jumlah Frame Teridentifikasi	4295	3829	2841
Akurasi (%)	91.2	81.3	60.3

4.3.2. Kondisi yang Menyebabkan Kegagalan Identifikasi

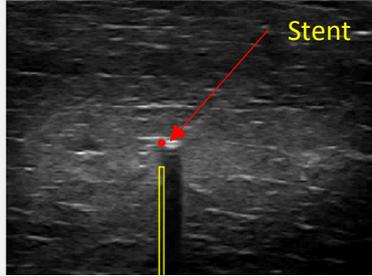
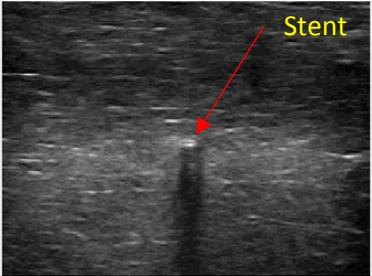
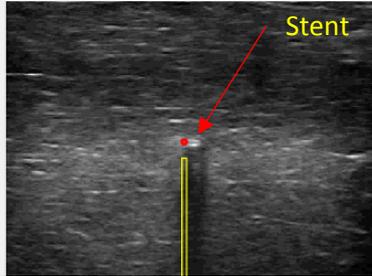
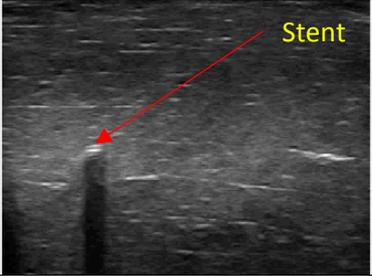
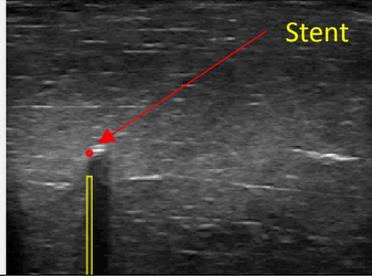
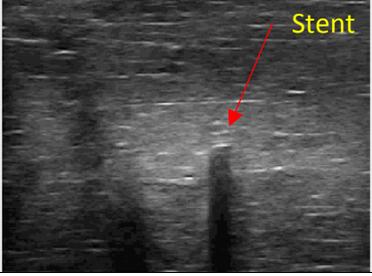
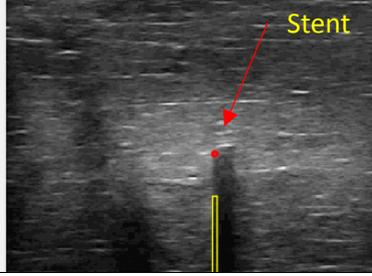
Proses identifikasi objek *stent* tidak selalu berhasil dikarenakan beberapa faktor. Penggunaan tangan *user* untuk menggerakkan *transducer* merupakan salah satu penyebab kegagalan identifikasi. Beberapa citra hasil pemindaian akan terlihat tidak sempurna ketika *transducer* digerakkan untuk memindai objek *stent* dalam daging sapi secara bebas menggunakan tangan.

Tabel 4.4. Bentuk *stent* tidak terlihat jelas pada citra

Frame Name	Input	Output
vid1img059		
vid1img073		
vid3img100		

Ketidaksempurnaan pemindaian akan berdampak pada citra yang didapatkan, misalnya adalah hilangnya bentuk umum objek *stent* pada citra grayscale. Seperti pada Tabel 4.4, bentuk objek *stent* yang seharusnya menyerupai dua garis horizontal yang bertumpuk tidak terlihat. Hal ini menyebabkan pada proses-proses seperti *thresholding*, operasi morfologi, dan ekstraksi objek, objek *stent* tidak dapat ditemukan dan terjadi kesalahan identifikasi.

Tabel 4.5. *noise* menyentuh dan mempengaruhi bentuk objek *stent*

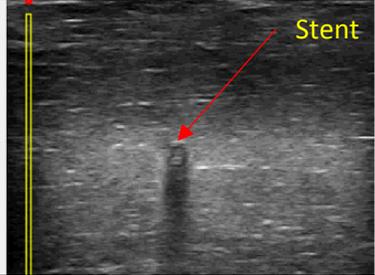
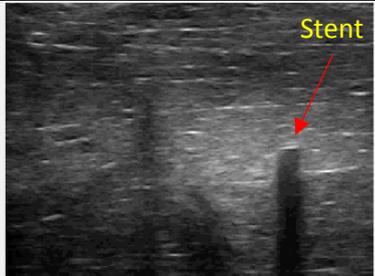
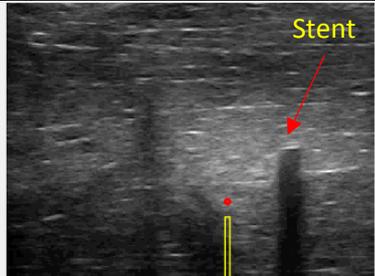
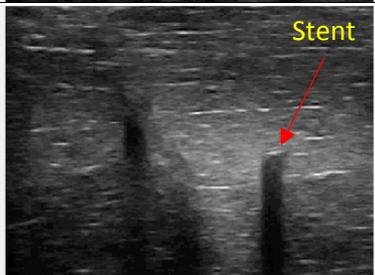
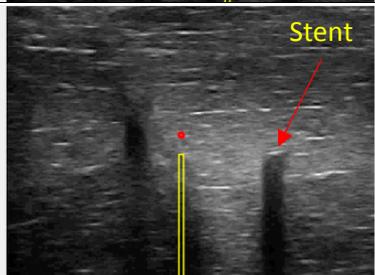
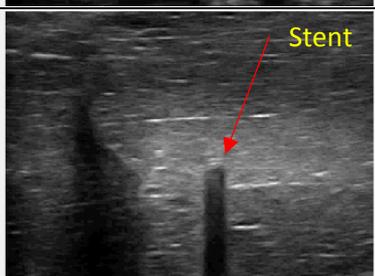
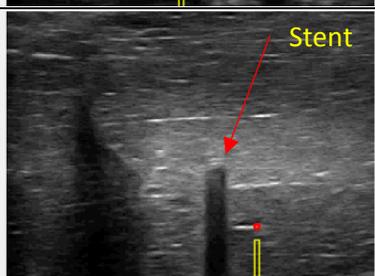
Frame Name	Input	Output
vid2img138		
vid3img255		
vid8img161		
vid8img253		

Proses identifikasi juga dapat dipengaruhi oleh faktor lain seperti *noise* disekitar objek. Salah satu *noise* yang dapat mempengaruhi proses identifikasi adalah *noise* yang menyentuh objek *stent* seperti pada Gambar 4.7. *Noise* ini akan mempengaruhi bentuk dan dapat menyebabkan ketidaktepatan penentuan posisi objek *stent* seperti yang ditunjukkan pada Tabel 4.5. Objek *stent* dapat diidentifikasi dengan benar namun, penentuan posisinya kurang tepat.

Noise pada citra memberikan pengaruh yang bermacam-macam terhadap proses identifikasi objek *stent*. Jika pada Tabel 4.5 objek *stent* masih dapat

diidentifikasi, pada Tabel 4.6 *noise* yang tinggi disekitar objek *stent* menyebabkan objek *stent* tidak dapat diidentifikasi dengan benar.

Tabel 4.6. *noise* disekitar objek *stent* yang tinggi

Nama Frame	Input	Output
vid3img116		
vid8img287		
vid8img290		
vid8img304		

Penyebab kegagalan proses identifikasi juga dipengaruhi oleh kondisi disekitar objek *stent*. Seperti yang dijelaskan sebelumnya bahwa, secara umum objek *stent* pada citra memiliki fitur berupa terbentuknya wilayah gelap dibawahnya, sehingga diasumsikan bahwa wilayah tersebut memiliki intensitas rata-rata yang paling rendah dibandingkan wilayah lain.

Tabel 4.7. Intensitas rata-rata dibawah objek lain lebih rendah daripada *stent*

Frame Name	Input	Output
vid2img143		
vid2img150		
vid2img160		
vid3img307		
vid12img159		

Dari hasil percobaan, seperti yang ditunjukkan pada Tabel 4.7, ditemukan bahwa pada beberapa hasil identifikasi terdapat objek lain dengan intensitas rata-

rata wilayah dibawahnya yang lebih rendah dibandingkan intensitas rata-rata wilayah dibawah objek *stent*.

4.4. Hasil Penelitian Tahap Penjejukan

Pada bagian ini akan dijelaskan mengenai hasil-hasil penjejukan dan pengujian objek *stent* yang sebelumnya telah diidentifikasi pada tiap frame. Hasil penelitian dan pengujian yang dijelaskan antara lain adalah hasil penjejukan menggunakan metode SAD, pengujian ukuran blok, dan perbandingan metode SAD dengan metode lain.

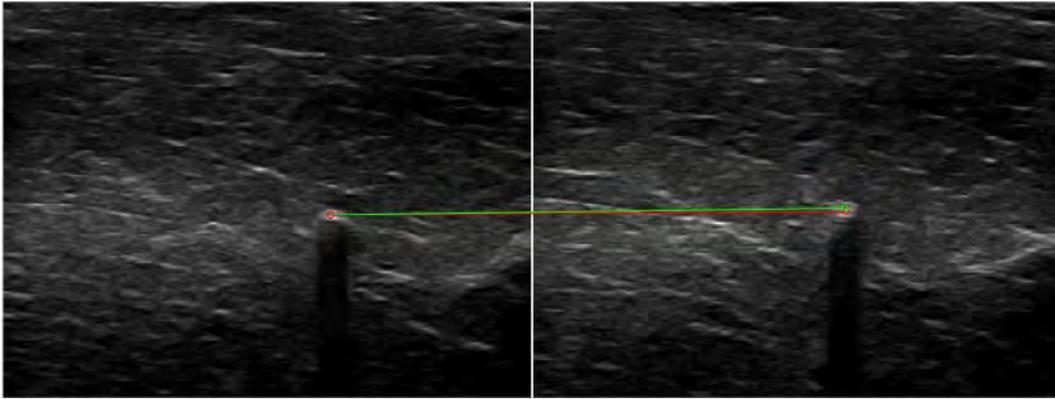
4.4.1. *Sum of Absolute Difference (SAD)*

SAD merupakan salah satu *cost function* pada algoritma *block matching* yang umum digunakan. Pada penelitian ini, SAD digunakan untuk menentukan *displacement* atau perpindahan posisi objek *stent*. Posisi *stent* baru adalah posisi *stent* dengan jumlah perbedaan nilai intensitas dari blok pencarian pada sebuah frame dengan frame berikutnya yang paling minimal.

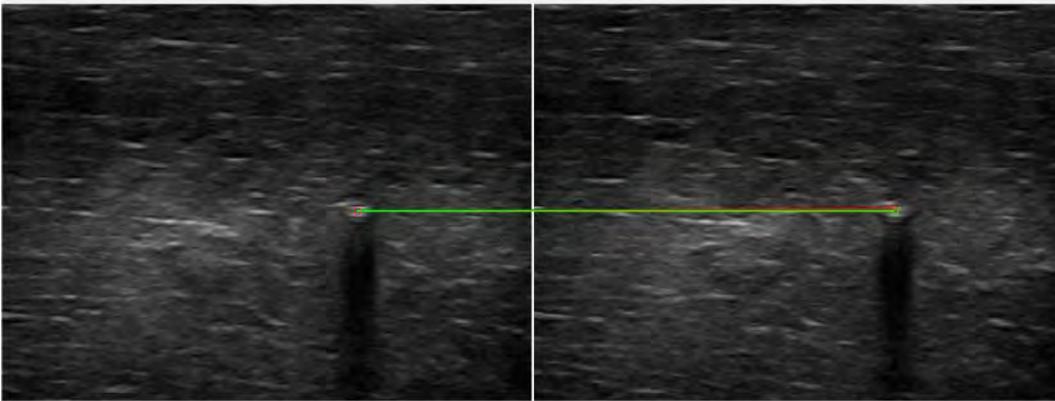
Pencarian *displacement* atau pencarian blok dengan nilai *cost function* paling minimal pada penelitian ini menggunakan algoritma pencarian *Exhaustive Search (ES)* dimana blok dicari pada setiap piksel pada wilayah pencarian. *Search Parameter (p)* yang digunakan pada penelitian ini adalah 7, yang berarti wilayah pencarian berbentuk persegi disekitar posisi *stent* hasil identifikasi berukuran 15x15 piksel. Hal ini juga berarti, pencarian blok dilakukan pada 225 piksel pada wilayah pencarian.

4.5. Pengujian Tahap Penjejukan

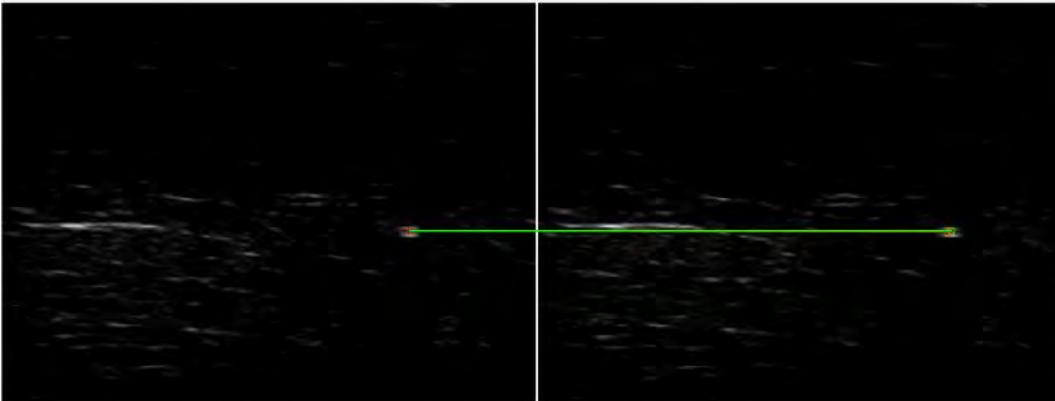
Pada penelitian ini, proses penjejukan objek *stent* menggunakan *Sum of Absolute Difference (SAD)* diujikan pada 12 video dengan jumlah frame sebanyak 4710. Hasilnya, objek *stent* dapat dijejak pada 4180 frame dengan total akurasi sebesar 88.8 %. Jumlah frame dimana *stent* mampu dijejak pada tiap frame pada semua video percobaan dapat dilihat pada Tabel 4.8.



(a)



(b)



(c)

Gambar 4.11. Perbandingan posisi *stent* pada sebuah frame f (kiri) dan frame g berikutnya (kanan). (a) Video 2; (b) Video 3; (c) Video 4.

Contoh hasil penjejakan *stent* menggunakan SAD pada penelitian ini dapat dilihat pada Gambar 4.11. Posisi *stent* sebelum dan sesudah penghitungan

displacement menggunakan SAD dapat dilihat pada Gambar 4.11(a) kanan untuk video 1, 4.11(b) kanan untuk video 2, dan 4.11(c) kanan untuk video 3. Garis merah menghubungkan posisi stent pada sebuah frame f (kiri) dengan posisi stent pada frame yang mengikutinya yaitu frame g (kanan) sebelum dilakukan pencarian *displacement*. Garis hijau menghubungkan posisi stent pada frame f dengan posisi stent setelah dilakukan pencarian *displacement* pada citra g . Terlihat bahwa pada citra g , terjadi perbaikan dari posisi stent lama (lingkaran merah) ke posisi stent baru (lingkaran hijau).

4.5.1. Pengujian Ukuran Blok

Tabel 4.8 menunjukkan akurasi dan jumlah frame dimana objek *stent* dapat dijejak pada tiap video. Salah satu faktor yang dapat mempengaruhi akurasi penjejukan adalah ukuran blok yang digunakan untuk mencari kecocokan dari frame yang berurutan. Pada penelitian ini, salah satu pengujian yang dilakukan adalah dengan menggunakan berbagai ukuran window blok disekitar objek *stent* yang telah diidentifikasi sebelumnya. Dalam blok-blok inilah nantinya nilai-nilai piksel dicari perbedaannya. Perbedaan ukuran blok tentunya akan mempengaruhi pencarian *displacement* karena jumlah wilayah kandidat posisi *stent* juga berbeda.

Tabel 4.8. Jumlah frame dimana objek *stent* terjejak pada tiap video

Video Input	Jumlah Frame	Jumlah Frame Terjejak	Akurasi (%)
Video 1	399	373	93.5
Video 2	396	341	86.1
Video 3	385	369	95.9
Video 4	399	386	96.7
Video 5	399	359	90.0
Video 6	393	327	83.2
Video 7	399	351	88.0
Video 8	386	323	83.7
Video 9	364	316	86.8
Video 10	392	355	90.6
Video 11	399	348	87.2
Video 12	399	332	83.2
Total	4710	4180	88.8

Tabel 4.9. Error dan waktu rata-rata algoritma SAD dengan berbagai ukuran window blok

Video Input	Ukuran Window	Error Rata-rata	Waktu Rata-rata (ms)
Video 1	21x21	0.78	5.73
	41x41	2.59	8.01
	61x61	4.68	15.51
	81x81	7.70	20.72
Video 2	21x21	0.87	5.91
	41x41	2.69	8.02
	61x61	5.28	13.31
	81x81	8.82	17.73
Video 3	21x21	0.69	5.72
	41x41	1.92	7.94
	61x61	3.83	12.22
	81x81	6.34	17.51
Video 4	21x21	0.50	5.72
	41x41	0.90	8.02
	61x61	1.42	12.21
	81x81	1.87	17.64

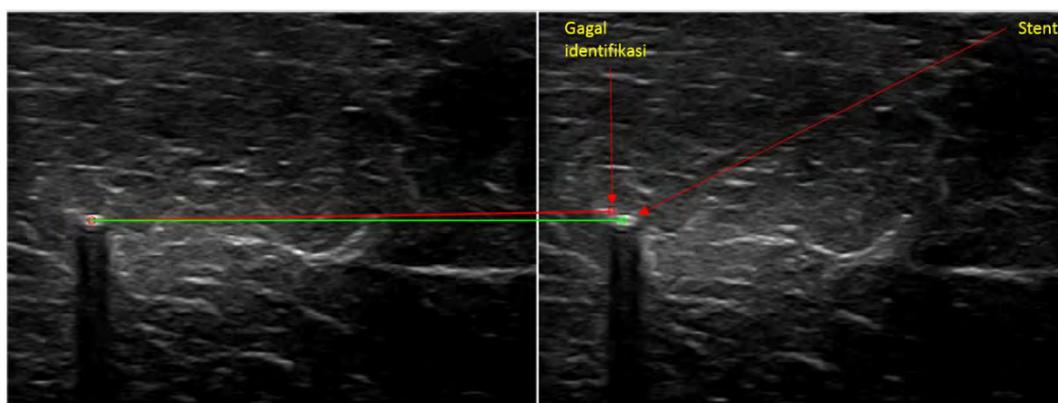
Berdasarkan Tabel 4.9, pengujian yang diterapkan pada 4 video percobaan dengan distribusi *noise* yang berbeda menggunakan ukuran window 21x21 pada sebuah blok dari algoritma SAD menghasilkan error rata-rata lebih rendah dari penggunaan window 41x41, 61x61 atau 81x81. Dilihat dari waktu pemrosesan, algoritma SAD dengan window 21x21 juga memerlukan waktu rata-rata yang lebih singkat dibandingkan algoritma SAD yang menggunakan window 41x41, 61x61 atau 81x81.

4.5.2. Kondisi yang Menyebabkan Kegagalan Penjejakan

Dilihat dari hasil pengujian pada tahap penjejakan, diketahui bahwa akurasi yang didapatkan dari pengujian pada semua video percobaan adalah sebesar 88.8 %. Nilai ini lebih rendah dibandingkan nilai akurasi pada tahap identifikasi untuk video percobaan yang sama yang mencapai 91.2 %.

Kegagalan yang terjadi pada tahap penjejakan disebabkan oleh faktor-faktor yang berkaitan dengan tahap identifikasi. Kegagalan yang terjadi pada tahap identifikasi jelas menjadi penyebab utama terjadinya kegagalan pada tahap penjejakan. Karena proses pencocokan blok dari dua frame yang berurutan dimulai dari penentuan posisi objek *stent* yang didapatkan melalui tahap identifikasi.

Posisi objek pada sebuah frame menjadi *ground truth* untuk menentukan pencarian blok pada frame selanjutnya. Dengan kata lain, setiap frame harus saling berkaitan (posisi objek *stent* harus didapatkan dengan tepat) satu sama lain. Sehingga ketika terjadi kegagalan identifikasi pada sebuah frame, maka akan terjadi kegagalan penjejakan pada frame tersebut dan frame setelahnya.

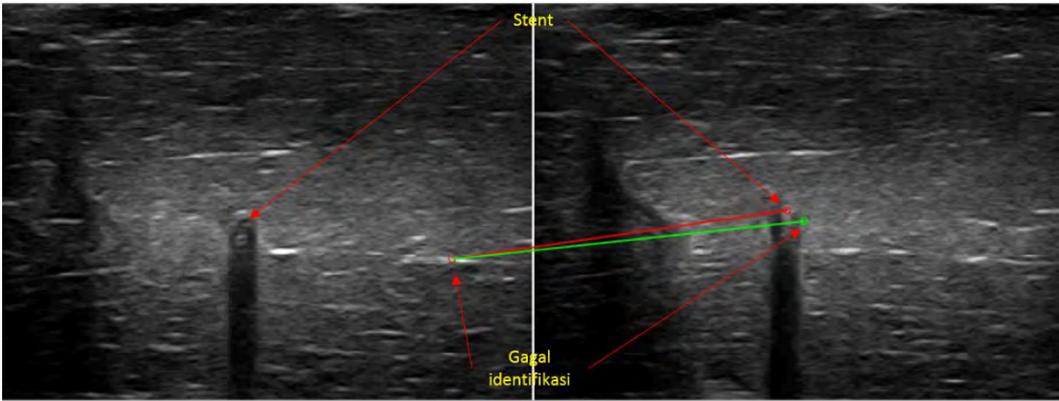


(a). Frame ke – 163

(b). Frame ke – 164

Gambar 4.12. Kegagalan identifikasi pada frame kedua

Apabila ada sebuah kasus dimana terdapat dua frame yang berurutan seperti yang dicontohkan pada Gambar 4.12, frame yang menjadi *ground truth* (Gambar 4.12(a)) tidak mengalami kegagalan identifikasi dan frame berikutnya (Gambar 4.12(b)) mengalami kegagalan dengan posisi *stent* berada tidak terlalu jauh (tidak diluar blok) dari posisi *stent* sebenarnya, sistem masih dapat memperbaiki posisi *stent* sehingga penjejakan pada frame tersebut dianggap berhasil.

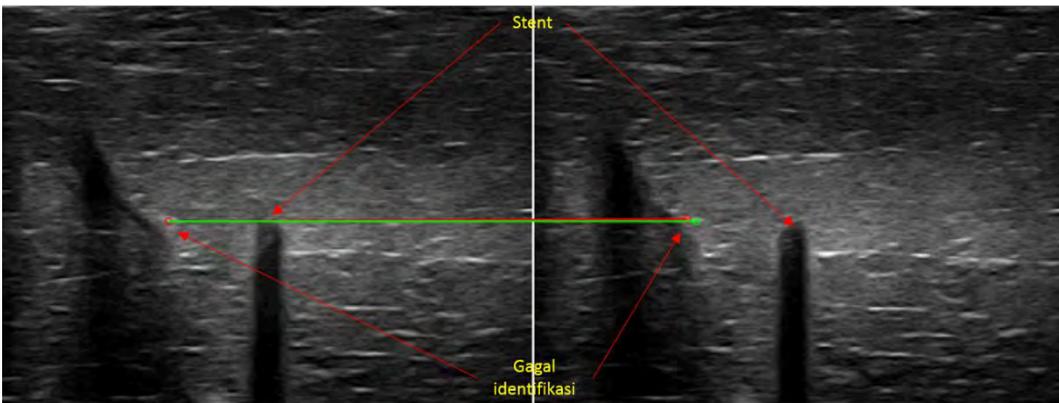


(a). Frame ke – 62

(b). Frame ke – 63

Gambar 4.13. Kegagalan identifikasi pada frame pertama

Apabila ada kasus lain dimana kegagalan identifikasi terjadi pada frame yang menjadi *ground truth* (dicontohkan pada Gambar 4.13) atau kegagalan identifikasi terjadi pada kedua frame (dicontohkan pada Gambar 4.14), maka dipastikan penjejakan tidak akan berhasil. Dari hasil pengujian, kasus kedua ini lebih sering terjadi. Oleh sebab itu, kasus-kasus seperti inilah yang menyebabkan berkurangnya akurasi secara keseluruhan pada tahap penjejakan.



(a). Frame ke – 54

(b). Frame ke – 55

Gambar 4.14. Kegagalan identifikasi pada kedua frame

4.5.3. Performa Sistem

Untuk mengetahui dan membandingkan performa sistem tanpa algoritma *Block Matching* (BM) dan sistem menggunakan SAD, dilakukan pengujian pada

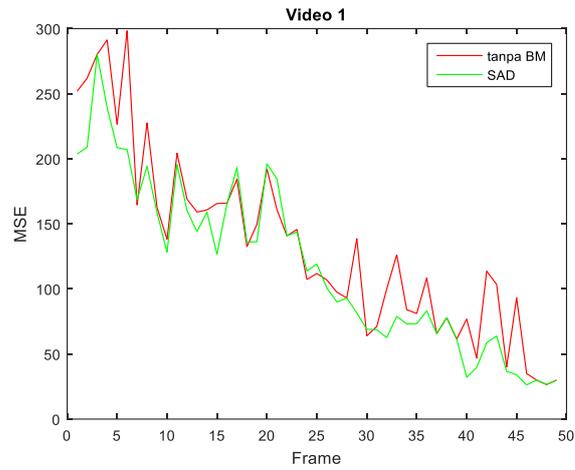
semua video percobaan. Pada pengujian ini, *Mean Squared Error (MSE)* digunakan untuk melihat seberapa baik SAD yang diterapkan pada sistem ini.

Berdasarkan hasil pengujian secara umum pada video yang diujikan, penggunaan SAD pada sistem penjejakan objek *stent* menghasilkan MSE yang lebih rendah dibandingkan sistem tanpa BM meskipun pada beberapa frame nilai MSE dari penggunaan SAD pada sistem penjejakan lebih tinggi dari sistem tanpa BM. Seperti pada Tabel 4.10, nilai MSE pada frame-frame dari video 5 secara umum lebih tinggi ketika sistem menerapkan metode SAD, kecuali pada frame 2, 3, 4, 12, 13, 14, dan 18.

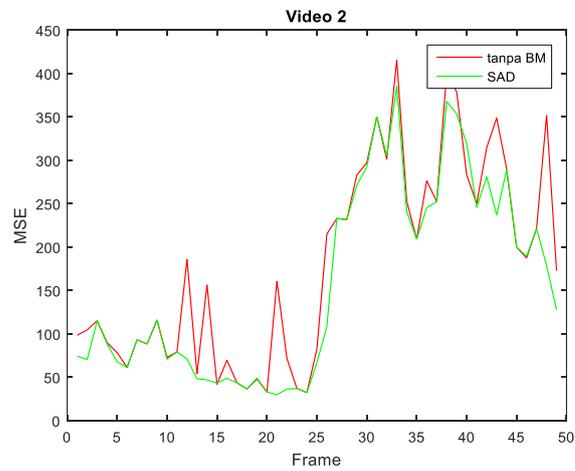
Contoh grafik MSE pada video 1, video 2, dan video 3 dapat dilihat pada Gambar 4.15(a), 4.15(b), dan 4.15(c). Penggunaan metode SAD (garis hijau) secara umum digambarkan lebih rendah dibandingkan sistem tanpa BM (garis merah).

Tabel 4.10. Nilai MSE dari 20 frame pertama pada video 5

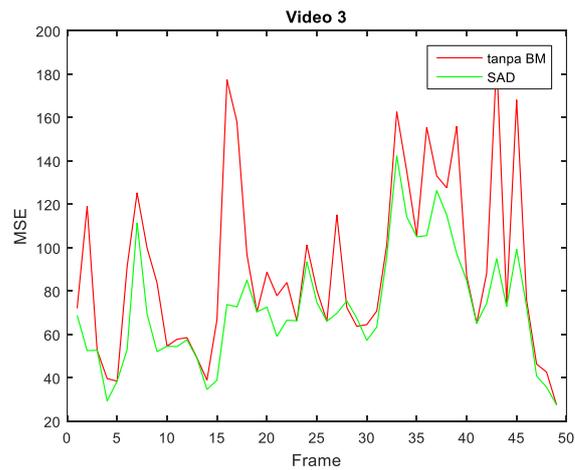
Frame Ke-	MSE	
	Tanpa BM	SAD
1	53.67	40.34
2	43.71	44.22
3	46.10	51.73
4	41.74	42.44
5	38.97	28.78
6	32.75	32.75
7	54.45	27.99
8	23.96	23.97
9	20.88	20.88
10	20.89	20.89
11	33.96	29.05
12	27.37	28.21
13	17.96	18.52
14	19.15	27.65
15	17.82	17.82
16	38.43	20.26
17	19.82	19.82
18	19.26	28.78
19	11.35	10.17
20	6.89	6.89



(a)



(b)



(c)

Gambar 4.15. Grafik perbandingan MSE objek *stent* pada frame video input. (a). Video 1; (b). Video 2; (c). Video 3

BAB 5

KESIMPULAN DAN PENELITIAN SELANJUTNYA

5.1. Kesimpulan

Penelitian ini telah menunjukkan bahwa penjejakan objek *stent* pada citra *Ultrasound* dapat dilakukan. Hasil pemindaian objek *stent* didalam daging sapi menggunakan *Ultrasound* menunjukkan bahwa *stent* memiliki fitur-fitur yang mampu dikenali dan dapat diinterpretasikan ke dalam sebuah sistem yang mampu mengikuti pergerakannya. Pada citra grayscale *Ultrasound* hasil pemindaian objek *stent*, terlihat bahwa *stent* memiliki intensitas yang cukup tinggi sehingga mudah untuk dibedakan dengan objek lain. Selain itu, pancaran gelombang suara pada objek *stent* dari *transducer Ultrasound* menyebabkan terbentuknya wilayah gelap (*shadow zone*) di bawah objek *stent* pada citra. Fitur inilah yang digunakan untuk membedakan objek *stent* dengan *noise*.

Pada penelitian ini, penjejakan objek *stent* dilakukan dengan menggunakan metode *Sum of Absolute Difference* (SAD). Objek *stent* diidentifikasi pada tiap frame video. Kemudian SAD digunakan untuk menentukan *displacement* dari posisi objek *stent* lama ke posisi objek *stent* baru dengan menghitung perbedaan nilai piksel pada blok dari setiap frame yang berurutan. Pengujian sistem diterapkan pada 12 video dengan total frame sebanyak 4710. Hasil pengujian menunjukkan bahwa objek *stent* secara konsisten mampu dijejak oleh sistem dengan akurasi sebesar 88.8 %. Selain itu pada penelitian ini, sistem penjejakan menggunakan SAD dibandingkan dengan sistem tanpa algoritma *Block Matching* (BM). Pengujian dilakukan dengan menghitung *Mean Square Error* (MSE) dari blok-blok pada setiap frame yang berurutan. Hasil pengujian menunjukkan bahwa SAD secara umum pada semua video menghasilkan nilai MSE yang lebih rendah dibandingkan sistem tanpa BM.

Penelitian mengenai penjejakan *stent* jantung saat ini masih belum banyak. Meskipun ada, secara umum penelitian-penelitian tersebut masih memanfaatkan citra sinar X maupun prosedur-prosedur lain yang lebih invasif. Oleh karena itu, penelitian ini akan sedikit memperbesar peluang dikembangkannya sistem

penjejakan *stent* untuk membantu prosedur pemasangan *stent* jantung yang lebih aman dan tidak invasif.

5.2. Penelitian Selanjutnya

Penelitian ini cukup menunjukkan hasil yang baik dengan skenario yang diberikan. Namun sebelum dapat digunakan untuk prosedur pemasangan *stent* secara nyata, perlu dilakukan perbaikan-perbaikan maupun pengujian dengan skenario yang berbeda. Seperti yang telah diketahui bahwa penelitian ini menggunakan daging sapi sebagai media untuk penjejakan *stent*. Tentunya media ini berbeda dengan prosedur sebenarnya. Oleh karena itu penggunaan media lain dapat dipertimbangkan untuk penelitian selanjutnya, misalnya dengan menggunakan media *human phantom* atau boneka tiruan dengan struktur jaringan menyerupai manusia atau bahkan dengan jaringan tubuh manusia yang sebenarnya. Selain itu, pada penelitian ini penjejakan hanya dilakukan pada citra 2D. Sehingga posisi *stent* tidak diketahui secara nyata atau hanya dalam koordinat citra 2D. Oleh sebab itu, pengembangan dapat dilakukan pada penelitian lebih lanjut, misalnya dengan menggabungkan penelitian ini dengan sistem pencitraan 3D sehingga posisi dan pergerakan *stent* dapat diketahui dalam koordinat ruang yang sebenarnya.

DAFTAR PUSTAKA

- Abak, A. T., Baris, U., & Sankur, B. (1997). The performance evaluation of thresholding algorithms for optical character recognition. *Proceedings of the Fourth International Conference on Document Analysis and Recognition*, 2, 10–13. <http://doi.org/10.1109/ICDAR.1997.620597>
- Atallah, M. J. (2001). Faster image template matching in the sum of the absolute value of differences measure. *IEEE Transactions on Image Processing*, 10(4), 659–663. <http://doi.org/10.1109/83.913600>
- Bhanu, B. (1986). Automatic Target Recognition: State of the Art Survey. *IEEE Transactions on Aerospace and Electronic Systems*, AES-22(4), 364–379. <http://doi.org/10.1109/TAES.1986.310772>
- Čadík, M. (2008). Perceptual evaluation of color-to-grayscale image conversions. *Computer Graphics Forum*, 27(7), 1745–1754. <http://doi.org/10.1111/j.1467-8659.2008.01319.x>
- Chapman, G. A., Johnson, D., & Bodenham, A. R. (2006). Visualisation of needle position using ultrasonography. *Anaesthesia*, 61(2), 148–158. <http://doi.org/10.1111/j.1365-2044.2005.04475.x>
- D.V. Manjunatha, & G. Sainarayanan. (2013). Power Efficient Sum of Absolute Difference Algorithms for video \nCompression. *IOSR Journal of VLSI and Signal Processing (IOSR-JVSP)*, 1(6), 10–18. Retrieved from <http://www.iosrjournals.org/iosr-jvlsi/papers/vol1-issue6/C0161018.pdf>
- Darussalam, M., Hakkun, R. Y., & Kom, S. (n.d.). Deteksi Berbasis Marker Untuk Mengambil (Capture) Gambar, 1–4.
- Delamarre, Q., & Faugeras, O. (2001). 3D Articulated Models and Multiview Tracking with Physical Forces. *Computer Vision and Image Understanding*, 81(3), 328–357. <http://doi.org/10.1109/ICCV.1999.790292>
- G, A., T, H. N., Kumari, J., & M, S. (2013). Analysis of Digital Images Using Morphological Operations. *International Journal of Computer Science and Information Technology*, 5(1), 145–159. <http://doi.org/10.5121/ijcsit.2013.5112>

- Gavrila, D. (1999). The Visual Analysis of Human Movement: A Survey. *Computer Vision and Image Understanding*, 73(1), 82–98. <http://doi.org/10.1006/cviu.1998.0716>
- Haritaoglu, I., Harwood, D., Davis, L. S., & W, L. S. D. (1998). A Real Time System for Detecting and Tracking People. *Gesture*, pages, 877–892.
- Hormigo, J., Villalba, J., & Benavides, I. (2004). Minimum Sum of Absolute Differences Implementation in a Single FPGA Device, 986–990.
- Jain, A. K. (1989). *Fundamentals of Digital Image Processing*. Portalacmorg (Vol. 14). <http://doi.org/10.1002/9780470689776>
- Kale, A., Chowdhury, A. K. R., Chellappa, R., & Park, C. (n.d.). Towards a View Invariant Gait Recognition Algorithm. *Advanced Video and Signal Based Surveillance, 2003. Proceedings. IEEE Conference on*, 143-150. [10.1109/AVSS.2003.1217914](http://doi.org/10.1109/AVSS.2003.1217914)
- Kamel, M., Zhao, A. (1992). Extraction of Binary Character/Graphics Images from Grayscale Document Images. *CVGIP : Graphical Model and Image Processing* Vol. 55, No. 3, May, pp. 203-217. <http://doi.org/10.1006/cgip.1993.1015>
- Kim, J., Lee, J., Kim, B., & Choi, J. S. (2014). Fast mode decision scheme using sum of the absolute difference-based Bayesian model for the H . 264 / AVC video standard, 8(August 2013), 530–539. <http://doi.org/10.1049/iet-spr.2013.0179>
- Lu, W., Songde, M. A., & Lu, H. (1998). An effective entropic thresholding for ultrasonic images. *Pattern Recognition, 1998. Proceedings. Fourteenth International Conference on*, 1552–1554, vol. 2.
- Manjunath, B. S., Chandrasekaran, S., & Wang, Y. F. (1995). An eigenspace update algorithm for image analysis. *Proceedings of International Symposium on Computer Vision - ISCV*, 59(5), 321–332. <http://doi.org/10.1109/ISCV.1995.477059>
- Maury, E., Guglielminotti, J., Alzieu, M., Guidet, B., & Offenstadt, G. (2001). Brief Communication An Alternative to Chest Radiography after Central Venous Catheter Insertion ?, *164*, 403–405.
- Narendra, C. P., & Ravi Kumar, K. M. (2014). Efficient Comparator based Sum of

- Absolute Differences Architecture for Digital Image Processing Applications. *International Journal of Computer Applications*, 96(4), 17–24.
- Niitsuma, H., & Maruyama, T. (2010). Sum of absolute difference implementations for image processing on FPGAs. *Proceedings - 2010 International Conference on Field Programmable Logic and Applications, FPL 2010*, (D), 167–170. <http://doi.org/10.1109/FPL.2010.40>
- Oh, W., & Brent Lindquist, W. (1999). Image thresholding by indicator kriging. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 21(7), 590–602. <http://doi.org/10.1109/34.777370>
- Otsu, N. (1979). A threshold selection method from gray-level histograms. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, 9(1), 62–66. <http://doi.org/10.1109/TSMC.1979.4310076>
- Panchal, C. S., & Upadhyay, A. B. (2014). Depth Estimation Analysis Using Sum of Absolute Difference Algorithm. *International Journal of Advanced Research in Electrical, Electronics and Instrumentation Engineering*, 3(1), 6761–6767.
- Patil, S. S., & Narendra, C. P. (2015). Implementation of Low Power SAD Architecture for Motion Estimation, 23(8), 376–380.
- Rosenfeld, A. (1978). Clusters in digital pictures. *Information and Control*, 39(1), 19–34. [http://doi.org/10.1016/S0019-9958\(78\)91027-6](http://doi.org/10.1016/S0019-9958(78)91027-6)
- Sezgin, M., & Sankur, B. (2004). Survey over image thresholding techniques and quantitative performance evaluation. *Journal of Electronic Imaging*, 13(1), 146–168. <http://doi.org/10.1117/1.1631315>
- Szabo, T. L. (2004). *Diagnostic Ultrasound Imaging. Inside Out*. <http://doi.org/10.1016/B978-0-12-396487-8.00001-X>
- Trier, O. D., & Jain, A. K. (1995). Goal-Directed Evaluation of Binarization Methods. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 17(12), 1191–1201. <http://doi.org/10.1109/34.476511>
- Tung, K. P., Shi, W. Z., Pizarro, L., Tsujioka, H., Wang, H.-Y., Guerrero, R., ... Rueckert, D. (2012). Automatic detection of coronary stent struts in intravascular OCT imaging. *SPIE Medical Imaging*, 44(0), 83150K–83150K. <http://doi.org/10.1117/12.911216>

- Vanne, J., Aho, E., Hämäläinen, T. D., & Kuusilinna, K. (2006). A high-performance sum of absolute difference implementation for motion estimation. *IEEE Transactions on Circuits and Systems for Video Technology*, *16*(7), 876–883. <http://doi.org/10.1109/TCSVT.2006.877150>
- Watman, C., Austin, D., Barnes, N., Overett, G., & Thompson, S. (2004). Fast sum of absolute differences visual landmark detector. *IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2004. Proceedings. ICRA '04. 2004*, *5*(1), 4827–4832 Vol.5. <http://doi.org/10.1109/ROBOT.2004.1302482>
- Yilmaz, a, Javed, O., & Shah, M. (2006). Object tracking, *38*(4), 13–es. <http://doi.org/10.1145/1177352.1177355>
- Young, G. R., Humphrey, P. R., Shaw, M. D., Nixon, T. E., & Smith, E. T. (1994). Comparison of magnetic resonance angiography, duplex ultrasound, and digital subtraction angiography in assessment of extracranial internal carotid artery stenosis. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, *57*(12), 1466–78.

BIOGRAFI PENULIS



Penulis dilahirkan di Sidoarjo, 2 Mei 1991, merupakan anak kedua dari 2 bersaudara. Penulis telah menumpuh pendidikan formal yaitu: SDN Pucang 3 Sidoarjo, SMPN 1 Sidoarjo, dan SMAN 3 Sidoarjo. Setelah lulus dari SMA tahun 2009, penulis diterima di Politeknik Elektronika Negeri Surabaya jurusan Teknik Komputer di tahun yang sama. Pada masa akhir perkuliahan D4 Penulis sempat mengikuti ajang PIMNAS XXV yang bertempat di Universitas Muhammadiyah Yogyakarta.

Setelah lulus kuliah D4, penulis berkesempatan melanjutkan pendidikan S2 dengan menerima beasiswa *Fresh Graduate* di Institut Teknologi Sepuluh Nopember jurusan Teknik Elektro dengan bidang keahlian Jaringan Cerdas Multimedia. Bidang penelitian yang dikerjakan oleh penulis selama berkuliah S2 adalah *Biomedical Engineering*.

Halaman ini sengaja dikosongkan