

Analisa Citra Panas Inframerah Dengan Metode *Partitioned Iterated Function System* (PIFS) Untuk Memonitor Perkembangan & Pertumbuhan Neoplasma Pada Tikus Sprague Dawley Model Kanker

DISERTASI

**Untuk Memenuhi Persyaratan
Memperoleh Gelar Doktor**



Oleh

EVY POERBANINGTYAS

157070100111005

**PROGRAM STUDI DOKTOR ILMU KEDOKTERAN
MINAT TEKNOLOGI KEDOKTERAN**

**FAKULTAS KEDOKTERAN UNIVERSITAS BRAWIJAYA
MALANG
2019**

LEMBAR PENGESAHAN



HALAMAN IDENTITAS TIM PENGUJI DISERTASI

JUDUL DISERTASI

Analisa Citra Panas Inframerah Dengan Metode *Partitioned Iterated Function System* (PIFS) Untuk Memonitor Perkembangan & Pertumbuhan Neoplasma Pada Tikus Sprague Dawly Model Kanker.

Nama : Evy Poerbaningtyas

NIM : 157070100111005

Minat : Teknologi Kedokteran

KOMISI PROMOTOR

Promotor : Prof. Dr. dr Respati Suryanto Dradjat, SpB, SpOT

Ko-Promotor 1 : Agustina Tri Endharti, S.Si, Ph.D

Ko-Promotor 2 : Prof. Dr. Ing. Setyawan P Sakti, M.Eng.

TIM DOSEN PENGUJI

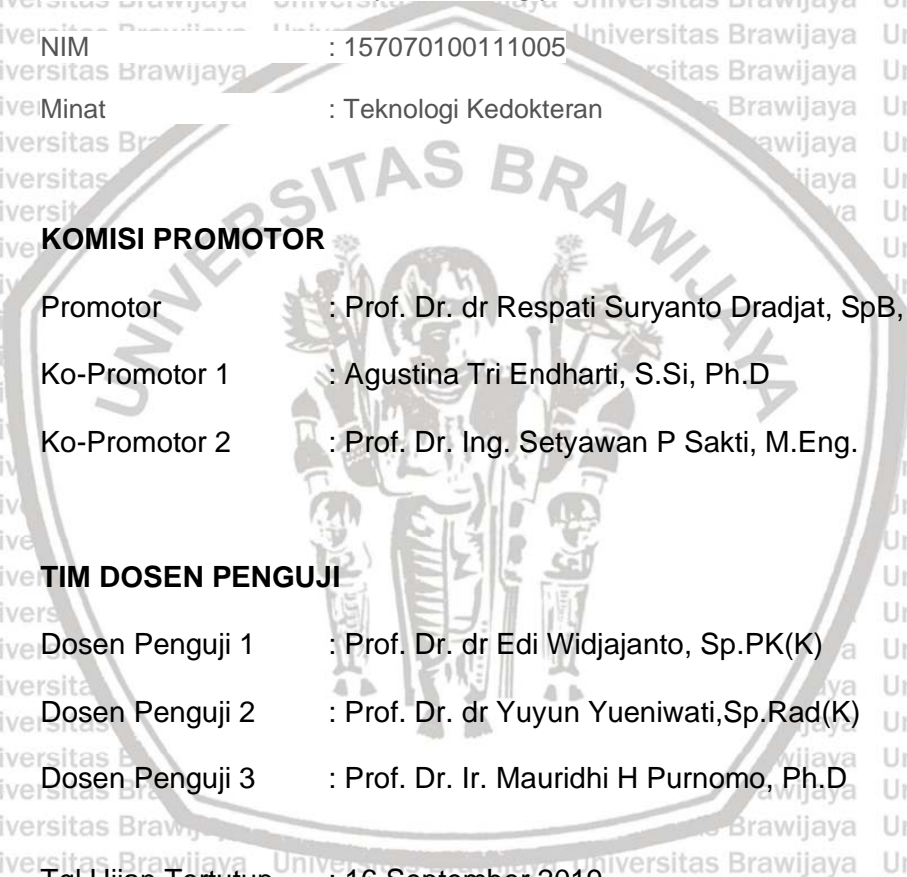
Dosen Penguji 1 : Prof. Dr. dr Edi Widjajanto, Sp.PK(K)

Dosen Penguji 2 : Prof. Dr. dr Yuyun Yueniwati, Sp.Rad(K)

Dosen Penguji 3 : Prof. Dr. Ir. Mauridhi H Purnomo, Ph.D

Tgl Ujian Tertutup : 16 September 2019

Tgl Ujian Terbuka : 11 November 2019





**PERNYATAAN
ORISINALITAS DISERTASI**



LEMBAR PERUNTUKAN

**Disertasi ini ditujukan kepada
Kedua orang tua: Alm Poedjo Hartono dan Alm Tutuk S
& Seluruh Keluarga Besar
Suami M Ali Murtadho
Ananda Pras & Pram**



KATA PENGANTAR

Dengan memanjatkan puji syukur ke hadirat Allah SWT atau Tuhan YME, atas limpahan rahmad dan hidayah-Mu penulis dapat menyelesaikan disertasi atau disertasi yang berjudul:

Analisa Citra Panas Inframerah Dengan Metode *Partitioned Iterated Function System* (PIFS) Untuk Memonitor Perkembangan & Pertumbuhan Neoplasma Pada Tikus Sprague Dawley Model Kanker

Didalam tulisan ini, disajikan pokok-pokok bahasan yang meliputi perkembangan neoplasma, energi panas menunjukkan adanya kelainan, pengolahan intensitas panas, analisa thermal imaging, metode PIFS; mengukur sebuah obyek yang sangat kecil.

Disertasi ini terselesaikan berkat dorongan, bimbingan dan bantuan dari banyak pihak. Oleh karena itu dengan segala kerendahan hati, perkenankanlah saya menyampaikan terimakasih yang tulus serta penghargaan yang setinggi-tingginya kepada yang terhormat:

1. Rektor Universitas Brawijaya Malang Prof. Dr. Ir. Nuhfil Hanani A.R.,M.S. atas kesempatan dan fasilitas Pendidikan yang diberikan selama menempuh Pendidikan di Program Studi Ilmu Kedokteran Fakultas Kedokteran Universitas Brawijaya Malang.
2. Dekan Fakultas Kedokteran Universitas Brawijaya Malang Dr. dr. Wisnu Barlianto,M.Si. Med, Sp.A (K) atas ijin yang diberikan dan dukungan selama menempuh Pendidikan Program Studi Doktor Ilmu Kedokteran Fakultas Kedokteran Universitas Brawijaya Malang
3. Ketua Program Studi Doktor Ilmu Kedokteran Fakultas Kedokteran Universitas Brawijaya Malang, Prof. Dr. dr. Kusworini, M.Kes.,SpPK(K) atas kesempatan, dukungan dan fasilitas yang diberikan dalam menyelesaikan Pendidikan Program Doktor Ilmu Kedokteran di Universitas Brawijaya Malang.
4. Prof. Dr. dr. Respati Suryanto Dradjat, SpB, SpOT selaku promotor atas dukungan, bimbingan, arahan dan nasihat selama saya menempuh Pendidikan

dan selama mengerjakan disertasi di Program Studi Doktor Ilmu Kedokteran Fakultas Kedokteran Universitas Brawijaya Malang.

5. Agustina Tri Endharti, S.Si, Ph.D. Ko-Promotor 1, atas dukungan, bimbingan, masukan dan waktu yang diberikan selama mengerjakan karya ilmiah dan disertasi ini.
6. Prof. Dr. Ing. Setyawan P Sakti, M.Eng. Ko-Promotor 2 dan evaluator karya ilmiah atas dukungan, bimbingan, masukan dan waktu yang diberikan selama mengerjakan karya ilmiah dan disertasi ini.
7. Prof. Dr. dr Edi Widjanto, Sp.PK(K), Prof. Dr. dr Yuyun Yueniwati, Sp.Rad (K) dan Prof. Dr. Ir. Mauridhi H Purnomo, Ph.D sebagai evaluator karya ilmiah atas masukan dan kritik serta saran yang disampaikan.
8. Dr. dr. Karyono Mintaroem. Sp.PA, Dr. dr. Hidayat Suyuti, M.Sc., Ph.D dan Dr. dr., Sri Poerwati atas ilmu yang diberikan sebagai dasar penelitian karya ilmiah dan disertasi ini.
9. Seluruh Jajaran Pimpinan STIKI Malang, beserta bapak ibu dosen.
10. Seluruh staf administrasi Program Doktor Ilmu Kedokteran,
11. Seluruh staf Laboratorium Parasit, Laboratorium PA, laboratorium Faal Fakultas Kedokteran dan Laboratorium Fisika Fakultas MIPA atas fasilitas dan layanan yang diberikan.

Akhir kata semoga Tuhan Yang Maha Esa senantiasa memberi limpahan Rahmad dan Berkah kepada semua pihak yang telah memberikan bantuan kepada saya selaku peneliti dan penulis sehingga dapat menyelesaikan studi ini. Sangat disadari bahwa kekurangan dan keterbatasan yang dimiliki penulis, masih dirasakan banyak kekurangtepatan, oleh karena itu penulis mengharapkan saran yang membangun agar tulisan ini bermanfaat bagi yang membutuhkan.

Malang, November 2019

Penulis

RINGKASAN

Evy Poerbaningtyas, 157070100111005. Program Doktor Ilmu Kedokteran Jurusan Kedokteran Fakultas Kedokteran Universitas Brawijaya Malang, November 2019.

Analisa Citra Panas Inframerah Dengan Metode *Partitioned Iterated Function System* (PIFS) Untuk Memonitor Perkembangan & Pertumbuhan Neoplasma Pada Tikus Sprague Dawly Model Kanker. Komisi Pembimbing Ketua : Respati Suryanto Dradjat, Anggota : Agustina Tri Endharti, Setyawan P Sakti.

Peralatan medis berbasis pencitraan (*imaging system*) untuk memonitor pertumbuhan dan perkembangan neoplasma menjadi kanker, seperti mamografi, ultrasound, MRI mengalami perkembangan. Peralatan tersebut bekerja secara *noninvasive* dan mengandalkan penemuan tumor fisik, namun menimbulkan efek panas pasca tes. Salah satu modalitas lain yang mengalami perkembangan pesat, yaitu Thermografi. Thermografi merupakan modalitas alternatif atau tambahan dalam mendeteksi lesi kanker payudara menggunakan sensor kamera inframerah. Penelitian ini merupakan modalitas dan langkah awal menuju arah bagaimana pertumbuhan dan perkembangan neoplasma dapat dimonitor melalui analisa intensitas temperatur dan pola panas (*Thermal Imaging*) di jaringan permukaan kulit. Kelainan distribusi temperatur mengindikasikan adanya ketidaknormalan pada payudara. Kamera infra merah dikenal sebagai pencitraan panas dapat menentukan adanya kelainan pada distribusi temperatur di jaringan payudara. Keterbatasan resolusi kamera inframerah, menjadikan kendala dalam mendeteksi sebuah obyek kecil, yaitu lesi neoplasma. Sehingga akan sulit memonitor perkembangan dan pertumbuhan neoplasma.

Penelitian dilakukan pada hewan model tikus, yaitu tikus betina jenis Sprague Dawley yang diinduksi dengan senyawa karsinogen DMBA. Distribusi temperatur di permukaan kulit dibaca menggunakan kamera inframerah (IR) tipe TiS20 merk Fluke dengan resolusi 340x240. Peningkatan resolusi kamera IR dilakukan dengan beberapa pendekatan dan pemodelan dalam pengolahan data, yaitu pengaturan jarak kamera dengan obyek dan menerapkan pemodelan subpixel. Sedangkan untuk menentukan ukuran atau kepresisian dari sebuah obyek diperlukan analisa data citra dalam jumlah banyak dan pengolahan data dengan pendekatan PIFS.

Analisa citra panas pada payudara tikus dilakukan dengan 3 pendekatan : pendekatan pertama, pengujian menggunakan 1 citra (*single image*), pendekatan kedua, banyak citra (*multi image*) dan penggabungan citra dengan PIFS, sedang pendekatan ketiga, banyak citra dan menerapkan subpixel dan PIFS. Sebagai *gold standar* pada penelitian ini dilakukan pengujian menggunakan Pathologi Anatomi (PA) dengan pewarnaan HE dan Imunohistokimia (IHK) dengan antibodi UCP2.

Tujuan penelitian adalah memonitor pertumbuhan dan perkembangan neoplasma dari minggu ke minggu dari parameter intensitas temperatur dan pola panas. Sehingga dapat mengukur lesi terkecil yang ditemukan dengan presisi dan membedakan payudara berdasarkan pola panas.

Hasil morfologis dari PA dan IHK menunjukkan 8 jaringan payudara tikus normal, 8 jaringan payudara tikus kanker dan 8 jaringan payudara tikus terjadi inflamasi. Pengujian *gold standar* digunakan sebagai dasar acuan dalam analisa citra panas pada payudara. Hasil penelitian analisa citra panas menunjukkan bahwa dengan pendekatan 3, yaitu mengatur jarak kamera dengan obyek, sumber data dalam jumlah banyak (*multi image*), peningkatan resolusi kamera dengan pemodelan subpixel dan penggabungan banyak gambar menjadi satu gambar dengan

pemodelan PIFS lebih baik dibanding pendekatan lainnya. Melalui analisa intensitas temperatur dan pola panas menunjukkan:

1. Pada lokasi pertumbuhan dan perkembangan neoplasma, ditandai pada daerah tersebut terjadi peningkatan intensitas temperatur semakin lama semakin tinggi dari minggu ke minggu dan terjadi pembesaran ukuran lesi.
2. Lesi terkecil yang terbaca dengan presisi sebesar 1.27 mm, dan pada tikus yang terinduksi karsinogen.
3. Ditemukan pola panas yang berbeda pada jenis payudara normal tidak membentuk sebuah kurva, pada payudara kanker pola panas membentuk sebuah kurva beraturan, dan pada payudara inflamasi pola panas membentuk sebuah kurva tidak beraturan.

Proses memonitor pertumbuhan dan perkembangan neoplasma payudara tikus dapat dimonitor dari minggu ke minggu secara *noninvasive*. Analisa hasil penelitian menggunakan uji statistik dengan tingkat kepercayaan 0.05 menunjukkan bahwa intensitas temperatur semakin meningkat dan ukuran lesi semakin besar. Dari analisa *confusion matrix* menunjukkan bahwa nilai sentifitas sebesar 93 % dan spesifikasi sebesar 77 % dengan akurasi 88 %. Penelitian ini menyimpulkan bahwa dengan metode PIFS dalam menganalisa citra panas dapat digunakan sebagai modalitas pendukung dalam proses skrining kanker payudara.



SUMMARY

Evy Poerbaningtyas, 157070100111005. Doctor of Medicine Program, Medical Department, Faculty of Medicine, Universitas Brawijaya Malang, November 2019. Analysis of Infrared Thermal Imaging with Partitioned Iterated Function System (PIFS) Method to Monitor the Development & Growth of Neoplasms in Sprague Dawley Rats in Cancer Models. Chair Supervising Commission: Respati Suryanto Dradjat, Member: Agustina Tri Endharti, Setyawan P Sakti.

Imaging-based medical equipment to monitor the growth and development of neoplasms into cancer, such as mammography, ultrasound, MRI is developing. The equipment works non-invasive and relies on the discovery of physical tumors, but has a post-test heat effect. One other modality that is experiencing rapid development, namely Thermography. Thermography is an alternative or additional modality for detecting breast cancer lesions using infrared camera sensors. This research is a modality and initial step towards how neoplastic growth and development can be monitored through analysis of temperature intensity and thermal imaging on the surface tissue of the skin. Temperature distribution abnormalities indicate abnormalities in the breast. Infrared cameras known as heat imaging can determine abnormalities in temperature distribution in breast tissue. Limitations of infrared camera resolution, making obstacles in detecting a small object, namely neoplastic lesions. So it will be difficult to monitor the development and growth of neoplasms.

The research was conducted on animal models of rats, namely female Sprague Dawley rats induced with DMBA carcinogen compounds. The temperature distribution on the surface of the skin is read using an infrared camera (IR) type TiS20 brand Fluke with a resolution of 340x240. The increase of IR camera resolution is done with several approaches and modeling in data processing, namely the distance between the camera and the object and applying subpixel modeling. Meanwhile, to determine the size or precision of an object requires the analysis of image data in large quantities and data processing using the PIFS approach. Analysis of thermal images in rat breasts is done with 3 approaches: the first approach, testing using 1 image (single image), the second approach, multiple images (multi image) and merging images with PIFS, while the third approach, multiple images and applying subpixels and PIFS. As a gold standard in this study, testing was done using Pathology Anatomy (PA) by staining HE and immunohistochemistry (IHC) with UCP2 antibodies.

The aim of this research is to monitor the growth and development of neoplasms from week to week from the parameters of temperature intensity and heat patterns. So that it can measure the smallest lesions found with precision and differentiate breasts based on heat patterns.

Morphological results from PA and CPI showed 8 normal rat breast tissue, 8 cancerous rat breast tissue and 8 rat breast tissue inflammation. Gold standard testing is used as a reference in analyzing thermal imaging in the breast. The results of the thermal imaging analysis research show that with approach 3, which is adjusting the distance of the camera with an object, a large number of data sources (multi image), increasing the camera resolution by subpixel modeling and merging many images into one image with PIFS modeling is better than other approaches.

Through analysis of temperature intensity and heat patterns show:

1. At the location of the growth and development of neoplasms, marked in that area an increase in temperature intensity is getting higher and higher from week to week and there is an increase in the size of the lesion.
2. The smallest lesions are read with a precision of 1.27 mm, and in rat that are carcinogen-induced.
3. Different heat patterns are found in normal breast types not forming a curve, in breast cancer a thermal pattern forms an irregular curve, and in the inflammatory breast a thermal pattern forms an irregular curve.

The process of monitoring the growth and development of rat breast neoplasms can be monitored from week to week on a non-invasive basis. Analysis of the results of the research using a statistical test with a confidence level of 0.05 shows that the intensity of the temperature is increasing and the size of the lesion is getting bigger. From the analysis of confusion matrix shows that the sensitivity value of 93% and specifications of 77% with an accuracy of 88%. This research concludes that the PIFS method in analyzing heat images can be used as a supporting modality in the breast cancer screening process.

DAFTAR ISI

Halaman Judul	i
Lembar Pengesahan	ii
Lembar Pernyataan Orisinalitas	iii
Lembar Identitas Tim Penguji	iv
Lembar Peruntukan	v
Kata Pengantar	vi
Ringkasan	vii
Summary	ix
Daftar Isi	xi
Daftar Gambar	xvi
Daftar Tabel	xx
Daftar Simbol dan Singkatan	xxi
BAB I PENDAHULUAN	
1.1. Latar Belakang	1
1.2. Rumusan Masalah	6
1.3. Tujuan Penelitian	7
1.3.1. Tujuan Umum	7
1.3.2. Tujuan Khusus	7
1.4. Manfaat Penelitian	7
1.4.1. Manfaat Akademik	7
1.4.2. Manfaat Praktis	7



BAB II TINJAUAN PUSTAKA 8

2.1. Neoplasma Pada Payudara 8

2.1.1. Patofisiologi Neoplasma 8

2.1.2. Patofisiologi Kanker Payudara 10

2.2. Energi Panas Pada Sel Kanker Payudara 11

2.2.1. Metabolisme Sel 11

2.2.2. Thermogenesis Mitokondria 14

2.3. Induksi Karsinogen DMBA Pada Hewan Model 24

2.4. Peralatan Media Skrining Kanker Payudara 26

2.5. Kamera Infra Merah 46

2.5.1. Resolusi Kamera 46

2.5.2. Prinsip Kerja 48

2.6. Pemodelan Skrining Payudara Pada Thermal Imaging 52

2.7. Sistem Pencitraan Panas 69

2.7.1. Pengolahan Citra Digital 69

2.7.2. Citra Panas *Thermal Imaging* 72

2.7.3. Fraktal 75

2.7.4. *Partitioned Iterated Function System (PIFS)* 77

2.7.5. Algoritma Dalam Pengolahan Citra 80

2.7.5.1. Transformasi Wavelet 80

2.7.5.2. Metode *Canny Edge Detection* 82

2.7.5.3. Artificial Neural Network (ANN) 86

BAB III. KERANGKA KONSEP 89

3.1. Kerangka Konsep Pencitraan Lesi Kanker 89

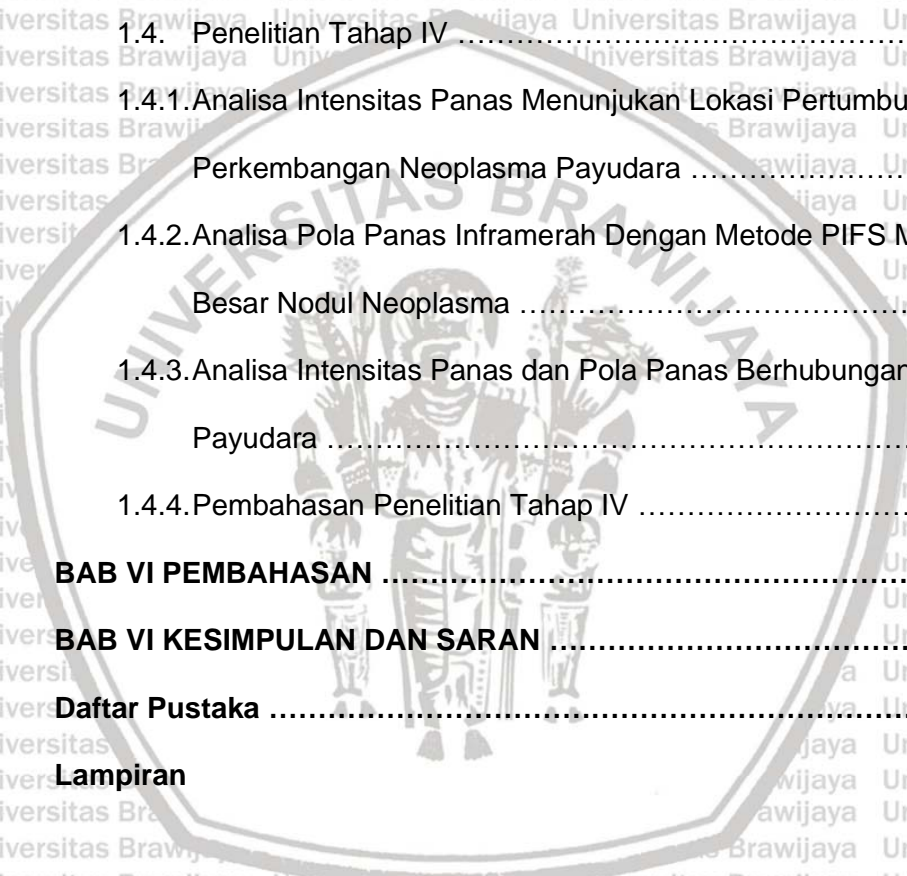
3.2. Deskripsi Kerangka Konsep 89

3.3. Hipotesa 92

BAB IV. METODE PENELITIAN	93
4.1. Rancangan Penelitian	93
4.2. Tempat dan Waktu Penelitian	93
4.3. Variabel Penelitian	94
4.4. Bahan Penelitian	94
4.5. Peralatan Penelitian	95
4.6. Definisi Operasional	98
4.7. Alur dan Tahapan Penelitian	98
4.8. Prosedur Penelitian	99
4.8.1. Penelitian Tahap I	99
4.8.1.1. Perangkat Keras	99
4.8.1.2. Perangkat Lunak	100
4.8.1.2.1. Tahap Pre-Processing	101
4.8.1.2.2. Tahap Processing	105
4.8.1.2.3. Tahap Post Processing	108
4.8.2. Penelitian Tahap II	109
4.8.3. Penelitian Tahap III	112
4.8.4. Penelitian Tahap IV	117
4.9. Etik Penelitian	119
4.10. Analisa Statistika	119
4.11. Perhitungan <i>Confusion Matrix</i>	120

BAB V. HASIL PENELITIAN	122
1.1. Penelitian Tahap I	124
1.1.1. Mendeteksi Obyek Dimensi Kecil Dengan Kamera IR TiS20	124
1.1.2. Menentukan Kepresisian Obyek	126
1.1.3. Membangun Perangkat Lunak "Analisa Pola Panas"	128

1.1.4. Pembahasan Penelitian Tahap I	133
1.2. Penelitian Tahap II	134
1.2.1. Metode Eksperimen	135
1.2.2. Pembahasan Penelitian Tahap II	136
1.3. Penelitian Tahap III	137
1.3.1. Hasil Penelitian Tahap III	138
1.3.2. Pembahasan Penelitian Tahap III	139
1.4. Penelitian Tahap IV	142
1.4.1. Analisa Intensitas Panas Menunjukkan Lokasi Pertumbuhan & Perkembangan Neoplasma Payudara	141
1.4.2. Analisa Pola Panas Inframerah Dengan Metode PIFS Menunjukkan Besarnya Nodul Neoplasma	147
1.4.3. Analisa Intensitas Panas dan Pola Panas Berhubungan Dengan Jenis Payudara	149
1.4.4. Pembahasan Penelitian Tahap IV	145
BAB VI PEMBAHASAN	156
BAB VI KESIMPULAN DAN SARAN	163
Daftar Pustaka	164
Lampiran	



DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1.	<i>The Hallmark of Cancer</i>	9
Gambar 2.2.	Siklus analobisme dan katabolisme.....	12
Gambar 2.3.	Mekanisme aktivasi thermogenin.....	15
Gambar 2.4.	Mekanisme thermogenesis dalam menghasilkan energi panas.....	16
Gambar 2.5.	Penyebaran energi panas ke kulit.....	17
Gambar 2.6.	Pembentukan pembuluh darah baru (proses angiogenesis).....	19
Gambar 2.7.	Simulasi Rheoelectri perpindahan panas pada payudara.....	21
Gambar 2.8.	Karakteristik thermologic jaringan payudara sehat dan kanker.....	22
Gambar 2,9	Histogram citra panas.....	23
Gambar 2.10.	Analisa panas pada pasien dengan fibroadenoma.....	24
Gambar 2.11	Proses metabolisme DMBA pada tikus model.....	25
Gambar 2.12	Komponen atau perangkat pada kamera infra merah.....	46
Gambar 2.13.	Komponen lensa pada kamera infra merah.....	47
Gambar 2.14.	Spektrum warna.....	49
Gambar 2.15.	Konversi warna dari kamera inframerah.....	50
Gambar 2.16.	Alur kerja pembacaan detector inframerah.....	50
Gambar 2.17.	Pengelompokan gelombang IR dan implementasinya.....	52
Gambar 2.18.	Citra panas pada kanker payudara.....	54
Gambar 2.19.	Ilustrasi citra digital.....	69
Gambar 2.20.	Ilustrasi proses <i>box covering</i> pada obyek dengan dimensi Euclidean.....	76
Gambar 2.21	Contoh proses <i>box counting</i> pada fractal.....	76
Gambar 2.22	Pemetaan ranah blok besar dan blok kecil dalam PIFS.....	78

Gambar 2.23	Hasil dari thermografi <i>contrast enchacement of imaging using PIFS</i>	79
Gambar 2.24	Dekomposisi Diskrit Wavelet Transformasi.....	81
Gambar 2.25	Invers Diskrit Wavelet Transformasi.....	82
Gambar 3.1	Kerangka konsep pencitraan lesi kanker.....	89
Gambar 3.2	Konfigurasi warna RGB.....	91
Gambar 4.1	Kamera Inframerah Tipe TiS20.....	95
Gambar 4.2	Tahapan penelitian.....	98
Gambar 4.3	Alur penelitian.....	99
Gambar 4.4	Prosedur pada penelitian tahap 1.....	101
Gambar 4.5	Memecah pixel menjadi subpixel.....	102
Gambar 4.6	Menggabungkan 25 image menjadi 1 image	103
Gambar 4.7	Procedur Penentuan Lokasi Pertumbuhan dan Perkembangan Neoplasma	103
Gambar 4.8	Pengindeksan warna dalam beberapa level.....	105
Gambar 4.9	Procedur Penerapan TRansformasi Wavelet pada Tahap Processing.....	106
Gambar 4.10	Larutan DMBA.....	110
Gambar 4.11	Induksi DMBA ke payudara tikus.....	111
Gambar 4.12	Kandang pemeliharaan.....	112
Gambar 4.13	Penampang media	117
Gambar 4.14	Model pergeseran obyek.....	118
Gambar 4.15	Ketamin untuk pembiusan dan Teknik membius.....	118
Gambar 5.1	Permasalahan yang muncul dalam mendeteksi obyek.....	123
Gambar 5.2	Perangkat Keras Material penelitian dan Perangkat Lunak.....	124
Gambar 5.3	Penyanggah kamera IR.....	125

Gambar 5.4	Seperangkat pengaturan pergeseran obyek.....	127
Gambar 5.5	Step pergeseran meja presisi.....	127
Gambar 5.6	Model pergeseran zigzag sejauh 0,24 mm per step pergeseran	128
Gambar 5.7	Hasil visualisasi 25 obyek intensitas panas pada seekor tikus....	128
Gambar 5.8	Proses subpixel pada obyek.....	129
Gambar 5.9	Hasil visualisasi penggabungan 25 citra resolusi 640x480 dengan model PIFS.....	130
Gambar 5.10	Layout aplikasi memecah pixel menjadi subpixel pada citra panas dan menggabungkan 25 citra panas menjadi 1 citra panas.....	130
Gambar 5.11	Layout aplikasi Analisa Thermal Imaging	131
Gambar 5.12	Layout aplikasi Analisa Thermal Imaging	132
Gambar 5.13	Citra tikus dan Raw of Temperature.....	132
Gambar 5.14	Kerangka Penelitian Tahap II	135
Gambar 5.15	Hasil Palpasi	136
Gambar 5.16	Hasil pengujian PA	138
Gambar 5.17	Hasil pengujian IHK.....	139
Gambar 5.18	Hasil pengujian PA pada tikus 2 yang terjadi fibrocystis Disease.....	140
Gambar 5.19	Terjadi Proliferasi.....	141
Gambar 5.20	Grafik Perbandingan Jumlah Sel Normal dengan Sel Abnormal	141
Gambar 5.21	Warna putih menunjukkan pusat lokasi pertumbuhan dan perkembangan neoplasma pada payudara.....	143
Gambar 5.22	Grafik hubungan temperature dengan ukuran nodul pada kelompok 2.....	144
Gambar 5.23	Perubahan temperature dan besar nodul yang terbaca.....	145
Gambar 5.24	Perubahan temperature dan besar nodul pada kelompok 2....	146
Gambar 5.25	Perubahan temperatur dan besar nodul tikus kelompok 1.....	146
Gambar 5.26	Distribusi suhu panas pada payudara tikus sesuai kelompok 3	150

Gambar 5.27	Procedure Segmentasi metode Canny pad athermal Imaging...	152
Gambar 5.28	Analisa pola panas untuk masing-masing jenis payudara.....	152
Gambar 5.29	Grafik 3 Dimensi temperature payudara.....	153

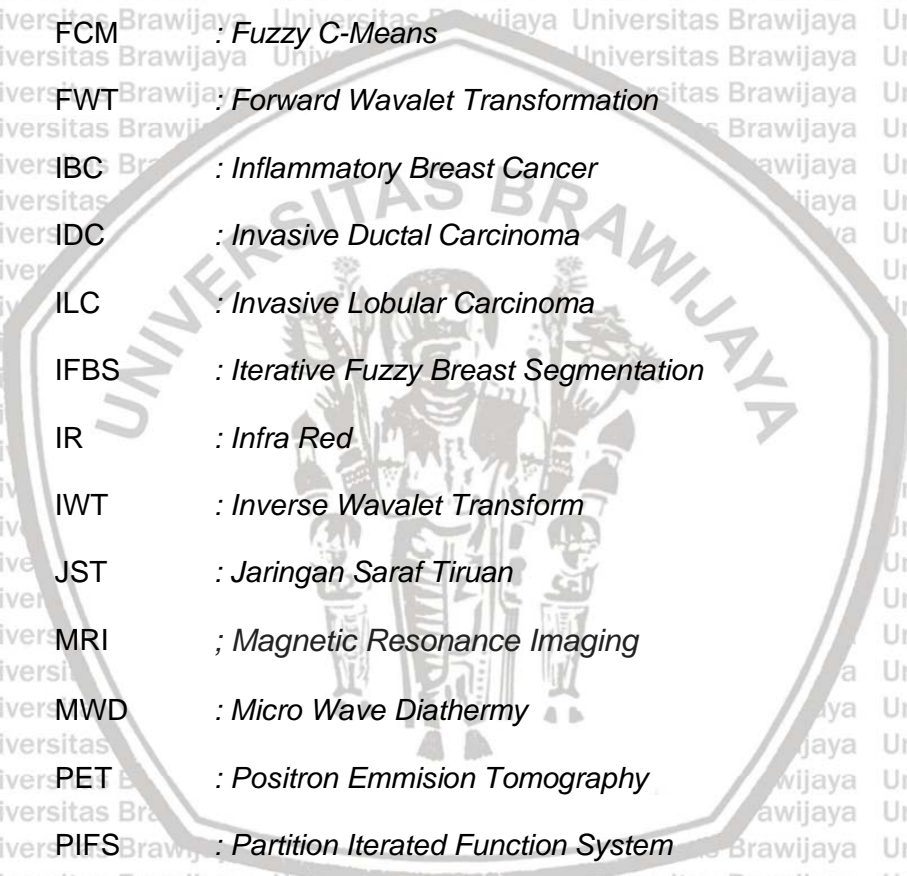


DAFTAR TABEL

Tabel 2.1.	Klasifikasi singyal biomedis.....	26
Tabel 2.2.	Tabel <i>review literature</i> penggunaan peralatan medis berbasis <i>Imaging System</i> dalam mengidentifikasi kanker payudara.....	28
Tabel 2.3.	Tabel kesimpulan antara mammografi, MRI dan USG.....	35
Tabel 2.4.	Tabel pemanfaatan <i>Infrared Imaging</i> sebagai modalitas skrining.....	38
Tabel 2.5.	Review studi literatur berkaitan dengan algoritma/pemodelan yang digunakan untuk menganalisa thermal imaging pada skrining kanker payudara.....	55
Tabel 2.6.	Teknik pengambilan gambar.....	71
Tabel 4.1.	Jadwal Penelitian.....	94
Tabel 4.2.	Pengaturan Pengindeksan Ruang Warna.....	104
Tabel 4.3.	Tabel <i>Confusion Matrix</i>	121
Tabel 5.1.	Percobaan pengaturan jarak pengambilan obyek	125
Tabel 5.2.	Visual obyek dari hasil pengukuran jarak pengambilan	126
Tabel 5.3.	Perbandingan hasil pengolahan citra panas neoplasma payudara tikus pada kelompok perlakuan dengan 3 pendekatan	133
Tabel 5.5.	Hasil pengukuran nodul terkecil neoplasma yang terdeteksi melalui Analisa pola panas	147
Tabel 5.6.	Confuse matric pengukuran nodul dengan 3 pendekatan.....	148
Tabel 5.7.	Analysis Coefficients.....	149
Tabel 5.8.	Klasifikasi payudara berdasarkan dari Analisa Thermal Imaging.....	154
Tabel 5.9.	Perbandingan hasil Analisa Thermal Imaging dengan 3 pendekatan	154

DAFTAR SINGKATAN

- AC : *Attenuation Correction*
- CRT : *Cathode Ray Tube*
- CT : *Computerized tomography*
- DCIS : *Ductal Carcinoma In-Situ*
- EEG : *Electro Encephalo Graphy*
- EMG : *Electro Myo Graphy*
- FCM : *Fuzzy C-Means*
- FWT : *Forward Wavalet Transformation*
- IBC : *Inflammatory Breast Cancer*
- IDC : *Invasive Ductal Carcinoma*
- ILC : *Invasive Lobular Carcinoma*
- IFBS : *Iterative Fuzzy Breast Segmentation*
- IR : *Infra Red*
- IWT : *Inverse Wavalet Transform*
- JST : *Jaringan Saraf Tiruan*
- MRI : *Magnetic Resonance Imaging*
- MWD : *Micro Wave Diathermy*
- PET : *Positron Emmision Tomography*
- PIFS : *Partition Iterated Function System*
- SPECT : *Single Photon Emission Tomography*
- SWD : *Short Wave Diathermy*
- TNM : *Tumor Node Metastasis*
- USD : *Ultra Sound Diathermy*
- USG : *Ultra Sono Graphy*
- UV : *Ultra Violet*





BAB I

PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Kanker merupakan salah satu jenis penyakit tidak menular dengan angka kejadian cenderung meningkat pada setiap tahunnya (Ferlay *et al.*, 2015). Kanker payudara merupakan salah satu jenis kanker terbanyak di Indonesia, lebih dari 80% kasus ditemukan berada pada stadium yang lanjut. Berdasarkan *Pathological Based Registration* di Indonesia, kanker payudara menempati urutan pertama dengan frekuensi relatif sebesar 18.6%. Berdasarkan data dan Sistem Informasi Rumah Sakit tahun 2010, kanker payudara merupakan jenis kanker tertinggi pada pasien rawat inap mencapai 12.041 orang atau sekitar 28.7 %. Tingginya prevalensi kanker di Indonesia perlu dicermati dengan tindakan pencegahan dan deteksi dini yang dilakukan oleh penyedia layanan kesehatan. Kasus kanker yang ditemukan pada stadium dini serta mendapat pengobatan yang cepat tepat akan memberikan kesembuhan dan harapan hidup lebih lama. Oleh karena itu, penting dilakukan pemeriksaan rutin secara berkala sebagai upaya pencegahan dan deteksi dini kanker. Berdasarkan data rutin Subdit Kanker Direktorat Penyakit Tidak Menular, Direktorat Jenderal Pengendalian Penyakit dan Penyehatan Lingkungan, Kementerian Kesehatan RI sampai dengan tahun 2013, program deteksi dini kanker payudara baru diselenggarakan di 717 Puskesmas dari total 9.422 Puskesmas di 32 provinsi atau sekitar 7.6 % (Kementrian Kesehatan, 2014).

Kanker merupakan jenis penyakit yang memiliki karakteristik adanya gangguan atau kegagalan dari mekanisme pengaturan pada organisme multiselular.

Gangguan atau kegagalan ini akan menyebabkan terjadinya sebuah perubahan

perilaku sel yang tidak terkontrol. Sel-sel yang mengalami perubahan secara terus menerus akan menekan pertumbuhan sel normal dan akan merubah sel normal menjadi neoplasma. Neoplasma bersifat parasit dapat merusak jaringan sekitarnya serta dapat menjalar ke tempat yang jauh dari asalnya yang disebut dengan "metastatis" (Reece *et al.*, 2013).

Pembentukan dan pertumbuhan neoplasma menjadi tumor hingga kanker, akan mempengaruhi proses atau aktifitas metabolisme sel, pembentukan pembuluh darah baru disekitar neoplasma (*angiogenesis*) dan proses *thermogenin* di mitokondria. Pembuluh darah baru yang terbentuk bersifat aktif dan memicu terbentuknya sel kanker, serta meningkatkan cairan getah bening. Proses metabolisme sel, *thermogenin* dan *angiogenesis* jaringan akan menghasilkan panas dan meningkatkan temperatur disekitar jaringan neoplasma. Neoplasma dibawah permukaan kulit payudara akan menghasilkan panas lebih banyak. Secara konduktif perubahan temperatur di jaringan payudara akan melepaskan jumlah panas dipermukaan kulit (Salhab *et al.*, 2005 ; Lashkari *et al.*, 2016) atau dikenal dengan terbentuknya "hot spot" (Nishida, 2006) (Mamahit, 2014). Pada tahun 2009-2013 telah dilakukan penelitian terhadap 948 pasien berdasarkan sumber panas di daerah sekitar payudara. Penelitian ini dapat membedakan antara payudara sehat dan payudara penderita kanker (Han *et al.*, 2015).

Sejumlah studi memperlihatkan bahwa diperkirakan 85% wanita yang terdiagnosis pada tahap awal kanker payudara dapat bertahan hidup lebih dari lima tahun setelah diagnosis. Salah satu diagnosa kanker payudara melalui biopsi. Biopsi bertujuan untuk menentukan pengobatan yang akan dipakai. Namun diagnosa menggunakan biopsi dapat menimbulkan efek samping. Tindakan biopsi bisa melukai area tersebut, seperti infeksi, memar, kerusakan pada pembuluh darah, dan lain

sebagainya. Efek lebih parah akan muncul apabila setelah dilakukan biopsi didefinisikan karena pasien tidak melanjutkan penanganan. Kanker bisa menjadi lebih ganas lagi (Ozmen *et al.*, 2015). Saat ini telah tersedia berbagai modalitas untuk mendiagnosa kanker payudara. Penggunaan peralatan medis berbasis *Imaging System non invasive*, seperti *Mammography*, *Magnetic Resonance Imaging (MRI)* dan *Ultrasonografi (USG)*.

Mammography merupakan peralatan medis deteksi kanker payudara terbaik yang tersedia. Memiliki sensitivitas 75-90% dengan nilai prediksi positif 25% (Whiteford *et al.*, 2003). *Mammography* memiliki keterbatasan pada wanita premenopause dan ovulnurable (Sobti *et al.*, 2005). Pemeriksaan deteksi kanker payudara pada wanita berisiko tinggi dengan MRI memiliki sensitivitas jauh lebih tinggi daripada *mammography*, tetapi spesifisitas lebih rendah (Kok *et al.*, 2013)(Othman *et al.*, 2015). Terdapat efek dari pengaruh medan magnet elektromagnetik MRI yaitu kenaikan temperatur disekitar payudara sebesar $0,3^{\circ}\text{C}$ (Khandpour, 2011). USG adalah alat adjunct yang digunakan bersama dengan *mammography* (Smith *et al.*, 2004). Sensitivitas dari USG menurun dalam mendeteksi tumor nonpalpable (Kennedy *et al.*, 2009). Beberapa pendapat menyatakan USG merupakan peralatan *non invasive*. Paparan gelombang ultrasonik dari penggunaan USG secara kumulatif akan memberikan efek fisika, kimia dan biologis terhadap pasien. Penggunaan *Mammography*, MRI, USG dapat memberikan efek pada pasien pasca tes terkait radiasi yang dipancarkan (Mainiero *et al.*, 2016), sehingga sangat rawan untuk digunakan secara berulang-ulang (Smith *et al.*, 2004)

Pendekatan *non invasive* lain untuk deteksi kanker payudara tanpa ada efek adalah termografi. Termografi menggunakan kamera inframerah sebagai sensor.

Prinsip kerja kamera inframerah, yaitu memvisualisasi dan kuantifikasi perubahan

temperatur dipermukaan kulit. Scanning radiasi inframerah digunakan untuk mengkonversi radiasi inframerah yang dipancarkan permukaan kulit menjadi sinyal elektrik yang dapat divisualisasikan pada monitor. Penggunaan kamera inframerah yang *non invasive*, akan aman dalam mengidentifikasi kanker payudara karena tidak menimbulkan efek serta dapat digunakan berulang kali dan sesuai untuk wanita dari segala usia, termasuk wanita hamil dan menyusui dan wanita dengan payudara yang padat (Leung *et al.*, 2009) (Francis *et al.*, 2016).

Analisa pengenalan citra panas inframerah (*Infrared Thermal Imaging*), dapat memberikan informasi maksimal, terjaga akurasi dan kepresisiannya (Tavakoli *et al.*, 2013; Ghayomi *et al.*, 2016). Analisa citra panas inframerah memiliki kepekaan 83% dalam mendeteksi kanker payudara. Sementara kombinasi dari *mammography* memiliki sensitivitas 95% (Kennedy *et al.*, 2009 ; Lashkari *et al.*, 2016). Nilai perbandingan akurasi dalam penggunaan *mammography*, ultrasonografi dan thermografi inframerah dalam diagnosa dini kanker payudara menunjukkan bahwa tidak ada perbedaan antara *mammography* dan ultrasonografi. Akurasi *mammography* dan ultrasonografi (96,1% berbanding 95,8%) dan akurasi thermografi inframerah (97,1%). Sensitivitas dan spesifisitas dari thermografi inframerah jauh lebih unggul dari pada *mammography* dan ultrasonografi pada diameter lesi < 2 cm (Yao *et al.*, 2014). Pencitraan thermografi payudara dikombinasikan dengan *mammography* dan ultrasonografi dapat meningkatkan kemampuan dalam mendiagnosa atau membaca lesi sekecil 4 mm (Arena *et al.*, 2003). Hal ini dapat terjadi karena kamera inframerah sangat sensitif, perubahan temperatur kurang dari 2° C dapat dideteksi oleh detektor kamera inframerah (Khandpour, 2011).

Pengklasifikasian payudara normal atau abnormal dengan termografi banyak dilakukan dengan berbagai pendekatan algoritma (Serrano *et al.*, 2011; Francis *et al.*, 2014 ; Mamahit, 2014; Prabha *et al.*, 2015 ; Kermani *et al.*, 2015 ; Ghayomi *et al.*, 2016). Namun dalam penelitian tersebut belum mengacu pada pembacaan ukuran lesi. Permasalahan yang muncul pada penelitian sebelumnya adalah data dalam bentuk "*Image of Temperature*" bukan "*Raw of Temperature*".

Sehingga citra panas mengalami distorsi informasi akibat dari proses kompresi. Posisi obyek lesi pada pixel mempengaruhi ketepatan hasil pembacaan ukuran lesi. Khususnya lesi yang berukuran sangat kecil akan sulit terdeteksi. Permasalahan tersebut perlu dicarikan solusi, agar pembacaan lesi berukuran kecil dapat terdeteksi dengan presisi.

Hasil pembacaan citra panas dengan kamera inframerah adalah sebuah citra multiresolusi, yaitu citra yang memiliki batasan tepi kurang jelas. Kondisi tersebut dapat menyebabkan analisis pengenalan citra panas inframerah menimbulkan subyektifitas dan mengakibatkan inkonsisten dalam mendiagnosa kanker payudara atau muncul adanya temuan palsu positif.

Pembacaan temperatur pada permukaan kulit menggunakan kamera inframerah merk Fluke tipe TiS20 dengan resolusi 320x240. Keterbatasan resolusi kamera yang rendah sangat mempengaruhi kualitas hasil pembacaan, khususnya pembacaan sebuah obyek berukuran kecil seperti lesi neoplasma. Sehingga diperlukan sebuah mekanisme bagaimana keterbatasan kamera inframerah rendah dapat mendeteksi obyek berukuran kecil. Penelitian dilakukan secara *invivo* dengan hewan model tikus jenis Sprague Dawley berkelamin betina usia 1,5 bulan yang diinduksi dengan senyawa karsinogen DMBA. Lesi kanker payudara pada tikus

merupakan sampel obyek kecil dengan ukuran mikro. Ukuran citra panas yang sangat kecil dan multiresolusi menjadi permasalahan untuk diselesaikan.

Fokus penelitian disertasi adalah analisa citra panas inframerah pada obyek berukuran kecil, yaitu lesi payudara tikus. *Input data "Raw of Temperature"* dan data diambil dalam jumlah banyak (*Multi Image*). Pemodelan atau pendekatan menggunakan subpixel dan *Partition Iterated Function System* (PIFS). Tujuan penelitian adalah memonitor pertumbuhan dan perkembangan neoplasma pada payudara tikus.

Peningkatan resolusi citra untuk mendeteksi obyek berukuran kecil dilakukan dengan membangun sebuah perangkat keras. Analisa citra panas inframerah untuk menentukan kepresisian lokasi dan mengukur besar lesi dilakukan dengan mengembangkan perangkat lunak menggunakan pendekatan subpixel dan PIFS. Sebagai *gold standar* dalam penelitian ini dilakukan pengujian *Pathologis Anatomi* (PA) dengan pewarnaan *Hematoksilin-Eosin* (HE) dan pengujian imonohistokimia (IHK) dengan antibody UCP-2.

Penelitian ini diharapkan dapat pengembangan keilmuan bidang biomedical, sebagai modalitas baru dalam memberikan informasi pola panas terkait pertumbuhan dan perkembangan neoplasma payudara secara *non invasive*. Informasi yang diberikan mencakup: lokasi pertumbuhan dan perkembangan neoplasma, besar lesi neoplasma terkecil yang bisa teridentifikasi dan membedakan jenis payudara.

1.2. Rumusan Masalah

1.2.1. Rumusan Masalah Umum

Dari latar belakang diatas, penelitian disertai tentang bagaimana memonitor pertumbuhan dan perkembangan neoplasma payudara menggunakan kamera inframerah.

1.2.2. Rumusan Masalah Khusus

1. Bagaimana menganalisa intensitas temperatur untuk menunjukkan lokasi pertumbuhan dan perkembangan neoplasma payudara.
2. Bagaimana metode subpixel dan PIFS dalam analisa intensitas temperatur dapat mengukur besar lesi neoplasma yang kecil.
3. Bagaimana membedakan payudara normal, kanker dan inflamasi melalui analisa intensitas temperatur dan pola panas.

1.3. Tujuan Penelitian

1.3.1. Tujuan Umum

Membangun perangkat keras dan lunak untuk memonitor (skrining) pertumbuhan dan perkembangan neoplasma pada payudara melalui analisa citra panas dipermukaan kulit menggunakan kamera inframerah.

1.3.2. Tujuan Khusus

1. Menggambarkan intensitas temperatur dalam menentukan lokasi pertumbuhan dan perkembangan neoplasma.
2. Mengukur besar lesi neoplasma terkecil yang dapat terdeteksi melalui analisa intensitas temperatur.
3. Membedakan payudara normal, kanker dan inflamasi melalui analisa intensitas temperatur dan pola panas.

1.4. Manfaat Penelitian

1.4.1. Manfaat Akademis

Penelitian ini merupakan upaya pengembangan ilmu multidisipliner dan membangun pola pikir integritas, yaitu modalitas baru untuk memonitor (skrining) pertumbuhan dan perkembangan neoplasma melalui energi panas secara *non invasive* menggunakan kamera inframerah.

1.4.2. Manfaat Praktis

Hasil penelitian ini dapat digunakan untuk :

1. Alternatif media skrining kanker payudara melalui analisa citra panas disekitar payudara menggunakan kamera inframerah.
2. Mengetahui adanya hubungan antara intensitas temperatur dengan pertumbuhan dan perkembangan neoplasma (lokasi dan ukuran lesi)
3. Menambah wawasan bidang kesehatan untuk menunjang diagnostik dan evaluasi penatalaksanaan skrining bagi penderita kanker payudara.



BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1. Neoplasma Pada Payudara

2.1.1. Patofisiologi Neoplasma

Tubuh terdiri dari banyak jenis sel. Sel akan tumbuh dan membelah secara terkontrol untuk menghasilkan lebih banyak sel. Pada saat pertumbuhan sel yang mati akan digantikan dengan sel-sel baru. Apabila pada masa pertumbuhan terjadi gangguan, sel normal dapat berubah menjadi abnormal. Sel-sel abnormal terus mengalami pembelahan secara aktif dan terus tumbuh secara tidak terbatas, tidak terorganisasi dengan jaringan sekitarnya dapat menyebabkan terjadi pertumbuhan neoplasma. Neoplasma bersifat parasit dapat merusak jaringan sekitarnya serta dapat menjalar ke tempat yang jauh dari asalnya yang disebut dengan "metastatis" (Reece *et al.*, 2013). Sel dapat mengalami pertumbuhan yang tidak terkendali jika ada kerusakan atau mutasi pada DNA. Sel-sel tersebut dapat membentuk massa jaringan yang disebut tumor. Namun tidak semua jenis tumor disebut kanker.

Ada 3 mekanisme terjadinya kanker, yaitu tahap inisiasi, tahap promotora dan tahap progresif (Hejmadi, 2011) (Faried, 2015).

1. Tahap Inisiasi

Tahap inisiasi merupakan tahap permulaan, dimana sel normal akan berubah menjadi *premaligma*, yaitu sel normal berubah menjadi sel kanker akibat mendapat ransangan dari karsinogen (karsinogen merupakan sebuah zat yang dapat menimbulkan mutasi gen atau sebagai inisitor). Karsinogen ini akan menyebabkan DNA pecah, dan langsung terjadi reaksi antara karsinogen dengan DNA.

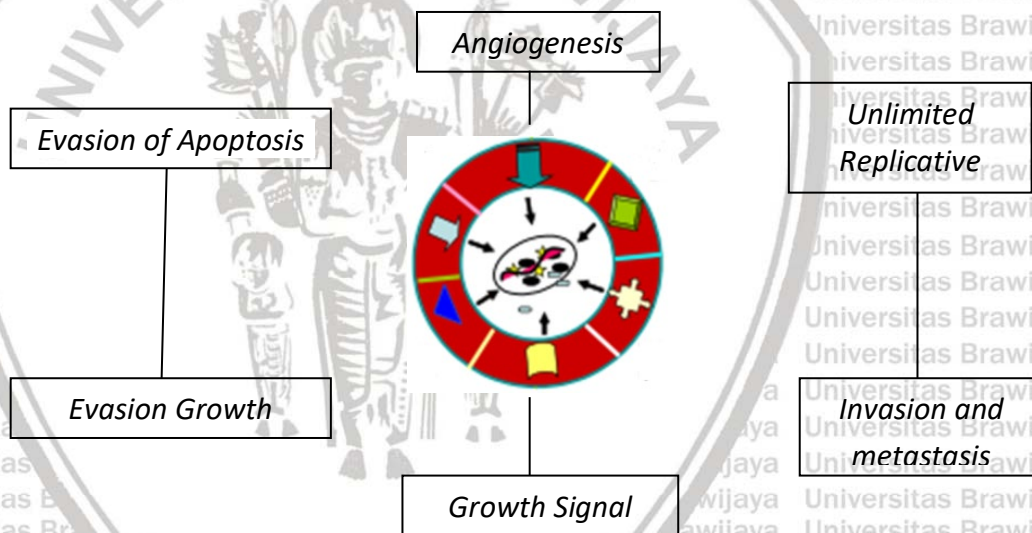
2. Tahap Promotor

Pada tahap ini karsinogen akan mengubah sel yang terinisiasi menjadi sel kanker. Perubahan sel ini disebabkan adanya promotor. Promoter adalah zat non mutagen tetapi dapat meningkatkan reaksi karsinogen dan tidak menimbulkan implikasi gen.

3. Tahap Progesif

Tahap Progesif terjadi aktivasi, yaitu terjadinya pembelahan sel yang tidak terkendali tanpa memerlukan tahap inisiasi dan promotor. Sel kanker akan menghasilkan faktor angiogenesis, yaitu faktor pertumbuhan vaskuler untuk nutrisi sel kanker.

Perubahan sel normal menjadi sel kanker melalui 6 tahap, seperti pada gambar 2.1.



Gambar 2.1. *The Hallmark of Cancer* (Barberis et al., 2016)

6 tahapan perubahan sel normal menjadi sel kanker: *growth signal, angiogenesis, unlimited replicative, invasive metastasis, evasion of apoptosis, evasion growth*.

Sel normal memerlukan sinyal eksternal untuk pertumbuhan dan pembelahannya, sedang sel kanker mampu memproduksi *growth factor* dan *growth factor receptors* sendiri. Dalam proliferasinya sel kanker tidak tergantung pada sinyal pertumbuhan normal. Mutasi yang dimilikinya memungkinkan sel kanker

memperpendek *growth factor pathways*. Pada *Evasion Growth inhibitory signal*, sel normal merespon sinyal penghambat pertumbuhan untuk mencapai homeostasis. Jadi ada waktu tertentu sel normal perlu proliferasi dan istirahat. Sedangkan sel kanker tidak mengenal dan tidak merespon sinyal penghambat pertumbuhan, keadaan ini banyak disebabkan adanya mutasi pada beberapa gen (protoonkogen) pada sel kanker. Pada sel normal kerusakan DNA akan dikurangi jumlahnya dengan mekanisme apoptosis (*Evasion of Apoptosis Signal*). Sel kanker tidak memiliki kepekaan terhadap sinyal apoptosis. Sel kanker memiliki mekanisme tertentu untuk tetap menjaga telomere yang panjang, hingga memungkinkan untuk tetap membelah diri. Kecacatan dalam regulasi pemendekan telomere inilah yang memungkinkan sel kanker memiliki *unlimited replicative potensial* (Barberis et al., 2016).

2.1.2. Patofisiologi Kanker Payudara

Berdasarkan ukuran kanker dibagi menjadi beberapa kelompok yang dinamakan stadium. Stadium kanker adalah suatu proses untuk mencari tahu seberapa jauh proses kanker itu ketika kanker tersebut terdiagnosa. Stadium kanker adalah faktor yang paling penting dalam memperkirakan prognosis, serta merupakan faktor penting dalam memilih terapi yang paling baik. Suatu sistem yang sering digunakan dalam menggambarkan stadium kanker payudara adalah TNM *staging system*. Dalam TNM staging, terdapat informasi mengenai tumor (Washington 2010)(Hwang et al. 2016), yaitu :

1. Tumor itu sendiri. Seberapa atau besarnya ukuran benjolan tumornya dan dimana lokasinya ? (T-Stage).

T (tumor size), ukuran tumor :

T 0 : tidak ditemukan tumor primer

T 1: ukuran tumor diameter 2 cm atau kurang

T 2: ukuran tumor diameter antara 2-5 cm

T 3: ukuran tumor diameter > 5 cm

T 4: ukuran tumor berapa saja, tetapi sudah ada penyebaran ke kulit atau dinding dada atau pada keduanya, dapat berupa borok, edema atau bengkak, kulit payudara kemerahan atau ada benjolan kecil di kulit di luar tumor utama

2. Kelenjar getah bening disekitar tumor . Apakah tumor telah menyebar ke kelenjar getah bening disekitarnya ? (N-Node)

N0 : tidak terdapat metastasis pada kelenjar getah bening regional di ketiak/aksilla

N1 : ada metastasis ke kelenjar getah bening aksilla yang masih dapat digerakkan

N2 : ada metastasis ke kelenjar getah bening aksilla yang sulit digerakkan

N3: ada metastasis ke kelenjar getah bening di atas tulang selangka (supraclavícula)

3. Kemungkinan tumor telah menjalar ke organ lain. (M- Metastasis)

M x : metastasis jauh belum dapat dinilai

M 0 : tidak terdapat metastasis jauh

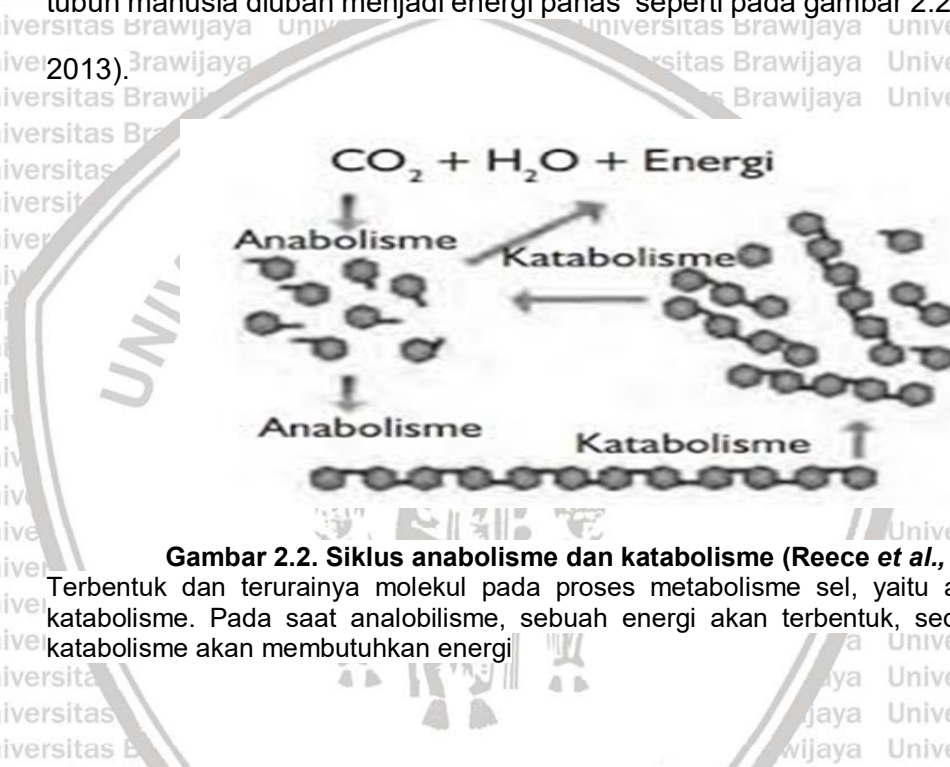
M 1 : terdapat metastasis jauh

2.2. Energi Panas Pada Sel Kanker Payudara

2.2.1 Metabolisme Sel

Temperatur menunjukkan derajat panas benda. Secara mikroskopis, temperatur menunjukkan energi yang dimiliki oleh suatu benda. Makin tinggi energi atom-atom penyusun benda, maka semakin tinggi temperatur benda tersebut. Tubuh manusia memiliki sistem *panas* yang efisien, yaitu pada proses metabolisme. Proses metabolisme adalah suatu perubahan atau proses kimiawi secara biokimia didalam suatu organisme dan sel. Metabolisme pada sel tubuh dapat digolongkan menjadi 2,

yaitu anabolisme dan katabolisme. Anabolisme adalah proses pembentukan atau penyusunan menjadi molekul-molekul yang lebih besar dan membutuhkan energi. Katabolisme merupakan proses pembongkaran menjadi molekul-molekul yang lebih kecil dan menghasilkan energi. Proses katabolisme pada tubuh manusia, energi panas berasal dari pelepasan ikatan gugus fosfat pada senyawa ATP menjadi ADP. Pelepasan gugus fosfat ini dirubah menjadi energi *panas*. Sehingga tubuh memiliki temperatur dan memancarkan radiasi *panas*. Hampir semua reaksi metabolisme tubuh manusia diubah menjadi energi panas seperti pada gambar 2.2. (Reece *et al.*, 2013).



Gambar 2.2. Siklus anabolisme dan katabolisme (Reece *et al.*, 2013)

Terbentuk dan terurainya molekul pada proses metabolisme sel, yaitu anabolisme dan katabolisme. Pada saat anabolisme, sebuah energi akan terbentuk, sedang pada saat katabolisme akan membutuhkan energi

Pada sel normal lebih mengutamakan melakukan fungsi yang menghasilkan energi dengan jalan katabolisme daripada pembiakan yang membutuhkan energi untuk anabolisme. Sedang sel neoplasma lebih mengutamakan pembiakan daripada melakukan fungsinya, sehingga susunan enzim untuk katabolisme menjadi tidak penting. Karena itu susunan enzim sel-sel neoplasma adalah uniform.

Tinggi rendahnya temperatur tubuh dipengaruhi oleh beberapa hal (Reece *et al.*, 2013) yaitu:

1. Laju metabolisme basal (basal metabolisme rate, BMR) di semua sel tubuh.

Kecepatan metabolisme basal tiap individu berbeda-beda. Hal ini memberi dampak jumlah panas yang diproduksi tubuh menjadi berbeda pula.

2. Laju cadangan metabolisme yang disebabkan oleh aktivitas otot (termasuk kontraksi otot akibat menggigil). Aktivitas tubuh selain merangsang peningkatan laju metabolisme, juga dapat mengakibatkan gesekan antar komponen otot atau

organ untuk menghasilkan energi panas. Aktivitas tubuh dapat meningkatkan temperatur tubuh hingga 38,3 – 40,0 °C.

3. Metabolisme meningkat akibat pengaruh hormon tiroksin dan sebagian kecil hormon lain, misalnya hormon pertumbuhan (*growth hormone* dan testosteron).

Hormon pertumbuhan dapat menyebabkan peningkatan kecepatan metabolisme sebesar 15-20%. Sehingga produksi panas tubuh juga meningkat. Fungsi tiroksin dapat meningkatkan aktivitas semua reaksi kimia dalam tubuh, sehingga peningkatan kadar tiroksin dapat mempengaruhi laju metabolisme menjadi 50-100% di atas normal. Hormon kelamin pria dapat meningkatkan kecepatan metabolisme basal kira-kira 10-15% kecepatan normal, sehingga akan menyebabkan peningkatan produksi panas. Pada perempuan, fluktuasi temperatur lebih bervariasi daripada laki-laki karena pengeluaran hormone progesterone pada masa ovulasi. Hormon progesterone dapat meningkatkan temperatur tubuh sekitar 0,3 – 0,6°C di atas temperatur basal.

4. Metabolisme meningkat akibat pengaruh *epineprine*, *norepineprine*, dan rangsangan simpatis pada sel. Rangsangan saraf simpatis dapat menyebabkan

kecepatan metabolisme menjadi 100% lebih cepat. Disamping itu, rangsangan saraf simpatis dapat mencegah lemak coklat yang tertimbun dalam jaringan untuk dimetabolisme. Hampir seluruh metabolisme lemak coklat adalah produksi panas.

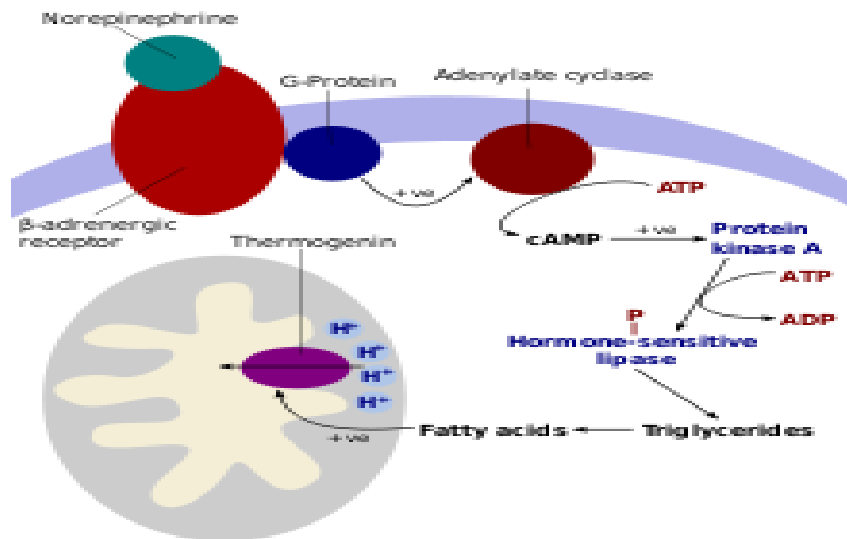
Pada umumnya rangsangan saraf simpatis ini dipengaruhi stress individu yang menyebabkan peningkatan produksi epineprin dan norepineprin yang meningkatkan metabolisme.

5. Metabolisme meningkat akibat dari peningkatan aktivitas kimiawi di dalam sel itu sendiri terutama bila temperatur menurun. Proses peradangan dan demam dapat menyebabkan peningkatan metabolisme sebesar 120% untuk setiap peningkatan temperatur 10°C . Kerusakan organ seperti trauma atau keganasan pada hipotalamus, dapat menyebabkan mekanisme regulasi temperatur tubuh mengalami gangguan. Berbagai zat pirogen yang dikeluarkan pada saat terjadi infeksi, dapat merangsang peningkatan temperatur tubuh. Kelainan kulit berupa jumlah kelenjar keringat yang sedikit juga dapat menyebabkan mekanisme pengaturan temperatur tubuh terganggu.

2.2.2. Thermogenesis Mitokondria

Thermogenesis adalah proses dimana tubuh meningkatkan temperatur atau output energi, dengan meningkatkan thermogenesis dalam tubuh. Sehingga metabolisme meningkat dan digunakan sebagai energi untuk mendukung peningkatan metabolik. Thermogenesis berkaitan langsung dengan tingkat metabolisme. Mekanisme thermogenesis dalam tubuh dideskripsikan pada gambar

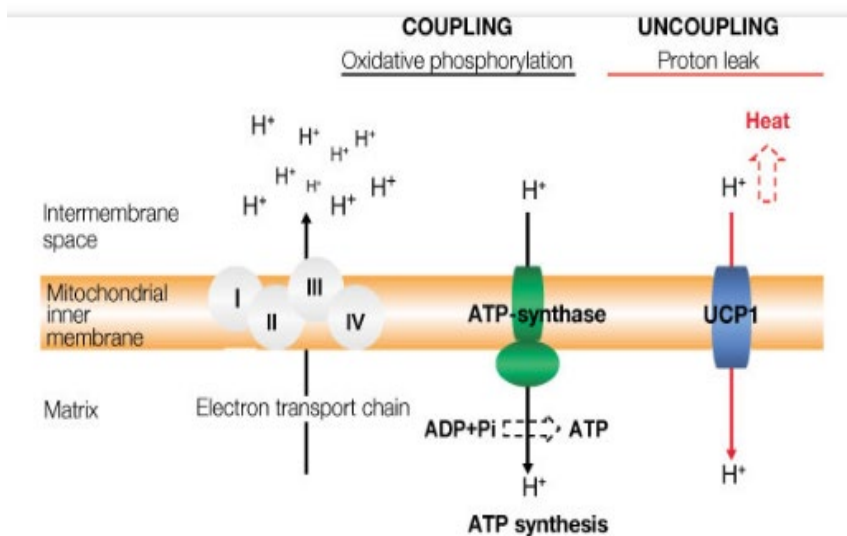
2.3.



Gambar 2.3. Mekanisme aktivasi thermogenin (Demirel, 2014)

Penghambatan thermogenin dilepaskan melalui keberadaan asam lemak bebas. Kaskade dimulai dengan mengikat norepinefrin ke sel β -adrenoceptor. Dalam mekanisme aktivasi thermogenin menghasilkan panas berhubungan dengan mekanisme metabolisme.

Thermogenesis adalah istilah yang digunakan oleh para ilmuwan untuk menggambarkan aktivitas BAT, yang mencakup puluhan peristiwa biokimia dan metabolik. Hasil dasar dari peristiwa thermogenesis adalah memproduksi panas dalam tubuh. Gambar 2.4. merupakan proses produksi panas dalam tubuh melalui mekanisme thermogenesis



Gambar 2.4. Mekanisme thermogenesis dalam menghasilkan energi panas (List *et al.*, 2007). Lokasi dan fungsi UCP 1 dalam rantai respirasi mitokondria (MRD). Angka I-IV sesuai dengan kompleks MRC. ATP-sintase adalah kompleks kelima MRC. Protein respirasi yang terendam dipompa melalui kompleks MRC, dan protein serta gradien proton dihasilkan. Energi dari gradien proton mendorong sintesis ATP oleh ATP synthase UCP 1 mengkatalisis re-entri proton ke dalam matriks, melepaskan MRC dan akibatnya mengurangi sintesis ATP dan menghasilkan panas

Thermogenin disebut protein uncoupling oleh penemunya dan sekarang dikenal sebagai uncoupling protein 1 atau UCP1. UCP1 adalah protein uncoupling yang ditemukan di mitokondria jaringan adiposa coklat (BAT). Pada proses thermogenin akan menghasilkan panas dan membuat kontribusi kuantitatif untuk melawan kehilangan panas pada neonates.

UCP adalah protein transmembran yang menurunkan gradien proton yang dihasilkan dalam fosforilasi oksidatif. UCP akan meningkatkan permeabilitas membran mitokondria bagian dalam, memungkinkan proton yang telah dipompa ke ruang intermembran untuk kembali ke matriks mitokondria. Produksi panas yang dimediasi UCP1 dalam lemak coklat akan memisahkan rantai pernapasan dan memungkinkan oksidasi substrat cepat dengan tingkat produksi ATP rendah.

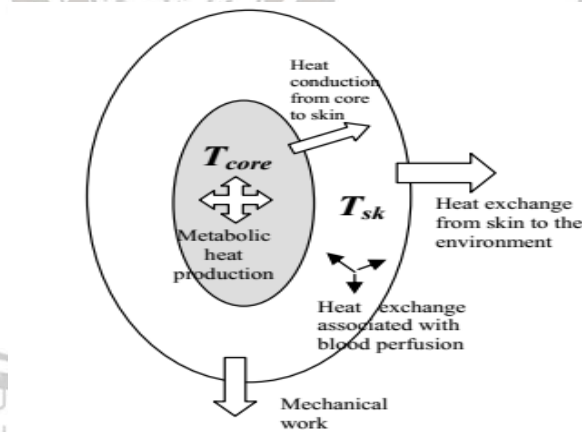
Fosforilasi oksidatif mitokondria adalah sumber utama produksi ATP dalam jaringan normal. Gradien proton dihasilkan di bagian dalam membran mitokondria, yang penting untuk pembentukan ATP oleh ATP sintase. Sekitar 25% energi proton dikonsumsi dengan memompa proton ke dalam ruang membran bagian dalam.

Proses 'proton-bocor' disebut *mitochondrial uncoupling*. Proses ini melewati ATP sintase dan menghasilkan panas. Protein yang tidak berpasangan adalah transporter atau saluran proton spesifik yang berada di membran mitokondria bagian dalam yang bertanggung jawab pada produksi panas.

Peran UCP dalam tumorigenesis dan pertumbuhan kanker baru-baru ini menjadi fokus bagi peneliti, yaitu:

- UCP1 untuk diekspresikan pada kanker prostat dan terkait dengan fenotipe metastatic (Zhou *et al.*, 2011).
- UCP2 telah diidentifikasi untuk menginduksi efek Warburg dan untuk mempromosikan pertumbuhan tumor pada kanker payudara (Ayyasamy *et al.*, 2011).
- Sebuah penelitian terbaru tentang kanker kulit menunjukkan bahwa UCP3 meningkatkan oksidasi lipid tetapi batas tumorigenesis melalui penghambatan Aktivasi (Nowinski *et al.*, 2015)
- Sebagai alternatif, peningkatan ekspresi UCP3 pada adenokarsinoma gastrointestinal (Collins *et al.*, 2002) dan sel ginjal karsinoma (Braun *i* 2015).

Energi panas dari proses thermogenin pada sel neoplasma atau kanker akan mengalir secara konduktif melalui darah dan sampai pada permukaan kulit (Gambar 2.5).



Gambar 2.5. Penyebaran energi panas di kulit (Tanda, 2015).

Panas yang dihasilkan dari proses metabolisme pada sel akan menyebar secara konduktif pada permukaan kulit melalui media darah.

Salah satu faktor kunci dalam thermoregulasi dari tubuh manusia adalah kulit.

Kulit merupakan antarmuka dinamis antara tubuh dan lingkungannya. Hubungan

antara penyakit dengan temperatur panas tubuh sangat erat. Beberapa penyakit ditandai dengan informasi atau sinyal tinggi rendahnya panas tubuh (Ring, 2010).

Pengenalan kanker payudara melalui pencitraan panas sangat berhubungan dengan temperatur kulit disekitar payudara (Salhab *et al.*, 2005 ; Acharya *et al.* 2012 ; Lashkari *et al.*,2016).

Perubahan temperatur panas pada pertumbuhan dan perkembangan sel kanker selain dipengaruhi proses metabolisme sel, juga dipengaruhi beberapa proses lain, yaitu (Lashkari *et al.*, 2016) :

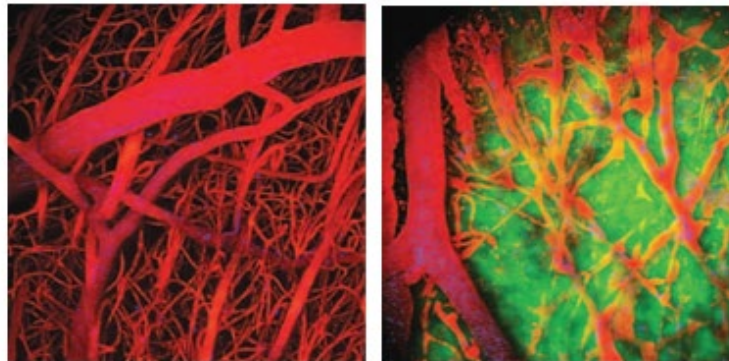
1. Angiogenesis

Sebelum sel-sel menjadi kanker, jaringan di sekitar sel mulai membuat pembuluh darah baru sebagai persiapan pasokan nutrisi. Nutrisi digunakan untuk mendukung pertumbuhan yang cepat pada sel kanker, Pada proses ini terjadi pelepasan bahan kimia ke daerah sekitarnya dan membantu pembentukan pembuluh darah baru yang terus-menerus. Mekanisme ini dikenal sebagai proses "angiogenesis." Pada sel kanker pembuluh darah yang sangat aktif akan memberi nutrisi baru untuk membentuk sel-sel kanker dan dapat menyebabkan peningkatan cairan getah bening dan darah. Sehingga menghasilkan panas dan menyebabkan peningkatan temperatur lokal di dekat kulit disekitar jaringan kanker (Salhab *et al.*, 2005) atau dikenal dengan terbentuknya "hot spot" (Nishida, 2006 ; Jain *et al.*, 2007).

Pertumbuhan jaringan pembuluh darah baru sangat membutuhkan energi untuk membentuk protoplasma. Pertumbuhan sel neoplasma memiliki prioritas untuk mendapatkan asam-asam amino dari pada sel normal (gambar 2.6).

Sehingga sel-sel normal akan mengalami kekurangan. Proses pembentukan

angiogenesis akan memberikan efek panas yang berbeda antara sel normal dengan sel kanker.



Gambar 2.6. Pembentukan pembuluh darah baru (Jain *et al.*, 2007)

Pembentukan pembuluh darah (proses angiogenesis) pada sel normal dan sel neoplasma memberikan efek panas yang berbeda : (a) Pembuluh darah baru pada sel normal (b) Pembuluh darah baru pada sel neoplasma yang akan membentuk daerah panas (*hotspot*)

2. Oksida nitrat dan peradangan

Nitrat oksida merupakan zat vasodilator dalam tubuh. Sel sistem imun tubuh memproduksi oksida nitrat sebagai mekanisme pertahanan (*a defense mechanism*) dari sel kanker. Oksida nitrat digunakan sebagai *local vasodilator* oleh sel untuk meningkatkan nutrisi dan pengiriman oksigen ke sel-sel kanker.

Sehingga menimbulkan peningkatan temperatur dilokasi kanker. Kehadiran peradangan merupakan mekanisme lain dimana kenaikan temperatur dilokal kanker dapat dihasilkan.

3. Estrogen

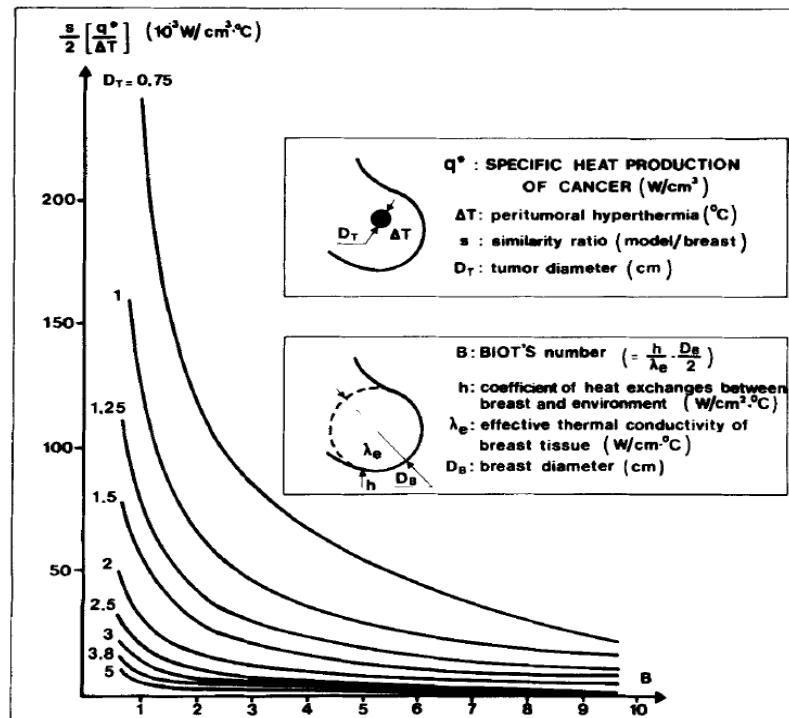
Ketidakeimbangan estrogen dapat mengakibatkan perubahan temperatur lokal disekitar kanker payudara (Kennedy *et al.*, 2009).

Terdapat beberapa tanda terjadinya kanker payudara yaitu terjadinya perubahan warna kulit, kulit mengkerut, puting tertarik ke dalam, juga keluarnya

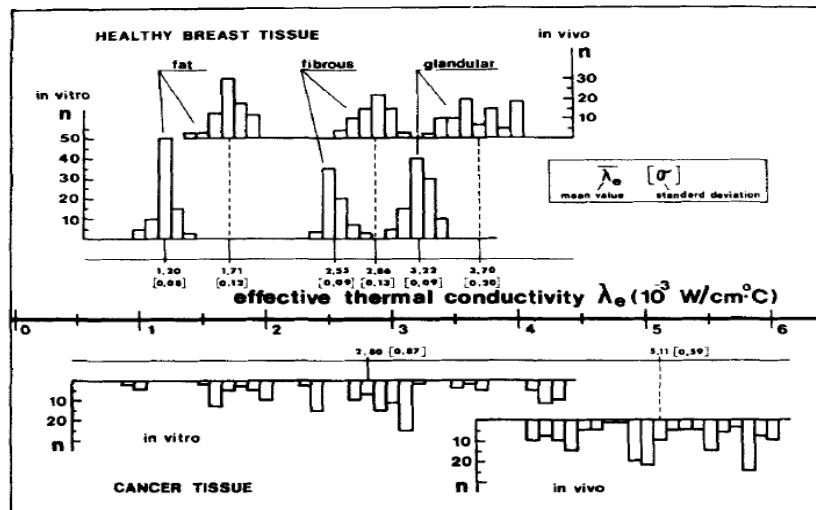
cairan dari puting, serta temperatur meningkat disekitar payudara. Pola panas dipermukaan payudara tersebut, berhubungan dengan metabolisme jaringan dan vaskularisasi dalam jaringan di bawahnya. Kanker payudara terbukti mempengaruhi modulasi perfusi kulit di subareas payudara kanker. Ini mungkin disebabkan oleh efek vasodilatory dari *nitric oxide* (NO), yang dihasilkan oleh sel-sel kanker. NO ekstrasvaskular mengganggu kontrol *neuron perfusi. Dynamic Area Telethermometry* (DAT) dapat secara kuantitatif menimbulkan efek kanker dan digunakan untuk mendeteksi kanker payudara (Anbar *et al.*, 2000)

Perubahan temperatur panas payudara atau naiknya temperatur payudara merupakan indikasi gejala ketidaknormalan jaringan payudara. Pada jaringan payudara yang normal, konduktivitas panas digambarkan dengan kurva positif di mana temperatur secara bertahap meningkat dari kulit ke dalam jaringan. Sedang pada kanker payudara, lesi kanker payudara di bawah permukaan kulit akan menghasilkan lebih banyak panas dan memiliki suplai darah meningkat (Madhu *et al.*, 2016). Konduktivitas panas pada kanker payudara, menyerupai kurva berbentuk lonceng. Ini membuktikan adanya perubahan temperatur di jaringan payudara yang melepaskan jumlah panas. Ketidaknormalan perubahan temperatur kulit disekitar payudara disebabkan adanya perubahan patologis dalam distribusi spasial temperatur di atas permukaan kulit dan adanya patologis perubahan dalam perilaku temperatur dinamis, yaitu pemanasan, pendinginan, atau pendinginan periodik dari sub daerah tertentu dari kulit." Pada tahun 2009 - 2013 penelitian terhadap 948 pasien penderita kanker payudara, data statistik menunjukkan bahwa sumber panas di daerah sekitar payudara dapat membedakan antara payudara penderita kanker dengan payudara sehat (Han *et al.*, 2015).

Pertumbuhan dan perkembangan kanker pada saat proses proliferasi, invasi dan metastasis berimplikasi pada beda potensial membran sel kanker (Barberis *et al.*, 2016). Beda potensial membran pada sel sehat menunjukkan nilai -70 mv dan lebih cenderung menunjukkan hyperpolarisasi saat sel berproliferasi (Franco *et al.*, 2006). Sedang pada sel kanker, beda potensial membran sel kanker sekitar -26 mv atau cenderung hypopolarisasi saat berproliferasi. Pada sel kanker payudara ganas bisa mencapai $1000x$ lipat lebih tinggi dari pada sel payudara normal (Yang *et al.*, 2013). Efek dari beda potensial pada membran sel kanker akan menghasilkan panas pada sel tersebut. Pada gambar 2.7. dan 2.8 energi panas yang dihasilkan tidak tergantung pada kedalaman kanker, karena derajat temperatur panas pada daerah pingiran payudara berbeda dengan daerah tengah payudara kanker (Michel, 2008)



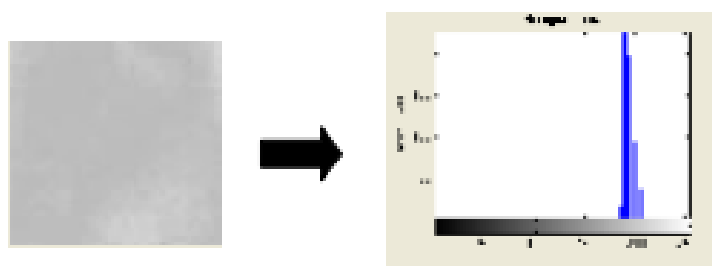
Gambar 2.7. Simulasi Rheoelectric perpindahan panas pada payudara (Michel, 2008)
 Eksperimen menunjukkan bahwa metabolisme produksi panas pada jaringan kanker, antara peritumoralhipertermia pingiran tumor dengan daerah simetris pada payudara yang sehat terdapat perbedaan temperatur.



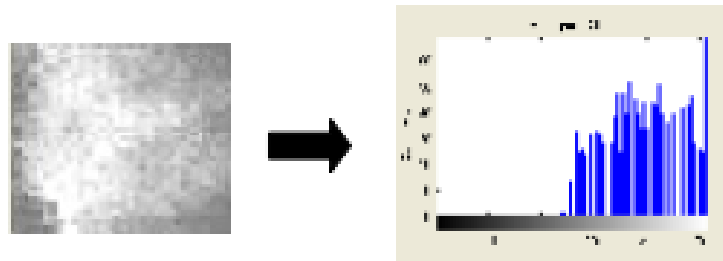
Gambar 2.8. Karakterisasi thermologic jaringan payudara sehat dan kanker. (Michel, 2008)

Pengukuran konduktivitas panas efektif dilakukan in vitro (pada spesimen pasca operasi) dan in vivo (pada jaringan normal perfusi) dengan cara thermoelectric probe jarum halus. Konduktivitas panas diukur in vivo meliputi transportasi panas melalui konveksi kapiler dan berbeda dari konduktivitas panas didefinisikan dari hukum Fourier. Histogram di atas memdeskripsikan jumlah n dari nilai λ , dalam interval kelas λ , $= 0,1 \times 10^{-3}$ W / cm 2 per $^{\circ}$ C; nilai rata-rata λ , dan standar deviasi μ dihitung dari saat persamaan statistik

Dalam penelitian analisis citra panas (gambar 2.9) dapat digambarkan perbedaan citra panas antara payudara sehat dengan payudara kanker melalui histogram, yaitu :



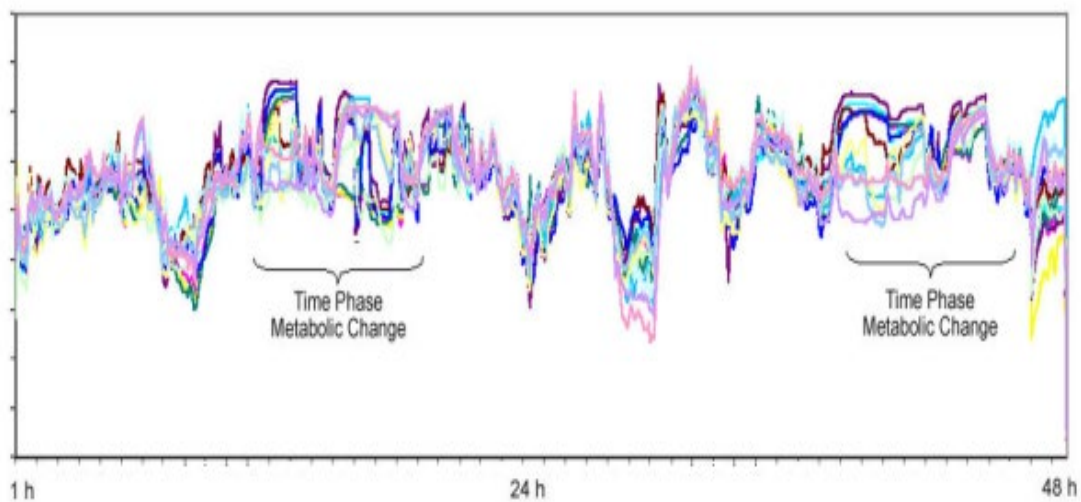
(a)



(b)

Gambar 2.9. Histogram citra panas (a) payudara sehat (b) payudara abnormal (Poerbaningtyas, 2018). Gambar histogram menunjukkan terdapat perbedaan antara prosentase warna hitam dengan putih yang cukup signifikan pada kedua gambar. Pada payudara normal, prosentase warna putih (yang menunjukkan tingkat panas) tidak selebar pada warna putih payudara abnormal

Pada gambar 2.10 tinggi rendahnya temperatur panas di daerah kanker payudara berubah-ubah dari waktu ke waktu. Dalam penelitiannya M Salhab, data panas dikumpulkan setiap lima menit selama 48 jam. Temperatur dari masing-masing sensor kontralateral diplot terhadap satu sama lain untuk membentuk sebuah aktivitas fisiologis panas lesi ini. Dari hasil pengukur tersebut menghasilkan grafik dimana dalam satu satuan waktu terjadi perubahan panas karena adanya perubahan metabolisme (Salha *et al.*, 2005)



Gambar 2.10. Analisis panas pada pasien dengan fibroadenoma(Salhab *et al.*, 2005)

Hasil perekaman aktifitas panas pada pasien fibriodenoma, dimana siklus panas selalu fluktuatif pada ritma ritma tertentu dan berulang secara periodik. Hal ini menunjukkan terdapat temperatur panas yang lebih tinggi dibandingkan daerah sekitarnya.

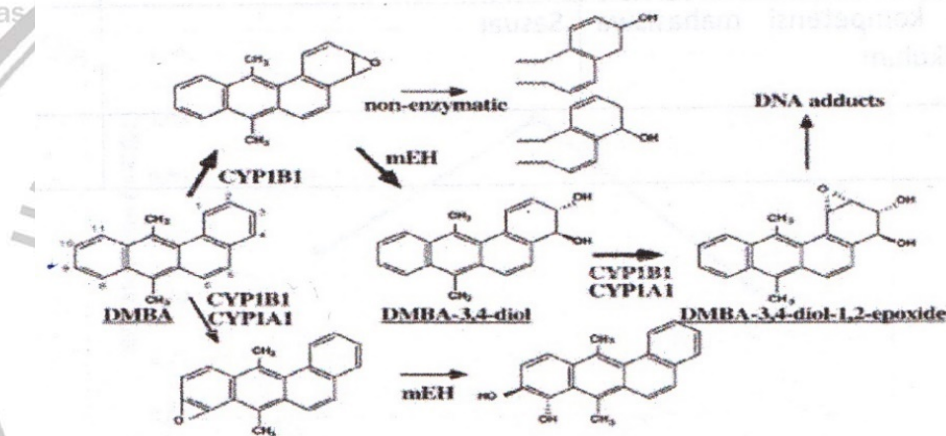
Alat fibrodenoma digunakan untuk menyelidiki distribusi temperatur kanker payudara. Hasil semi-analitik menunjukkan bahwa fraksi volume tumor di zona heterogen mempengaruhi temperatur permukaan payudara, (Ram *et al.*, 2017). Dengan profil temperatur diketahui estimasi ukuran, lokasi radial, dan lokasi sudut tumor dengan menggunakan metode kurva (Das *et la.*, 2015).

2.3. Induksi Karsinogen DMBA Pada Hewan Model

Secara spesifik tikus digunakan sebagai hewan model untuk mendeteksi kanker dengan memberikan zat karsinogen DMBA (7.12 dimethyl benz (α) anthracene) (Scudamore, 2017). Penggunaan zat karsinogen didasarkan kepada sifat biologis dari zat bersangkutan yang mampu mengubah jaringan normal menjadi jaringan kanker melalui mekanisme radikal bebas (Kubatka *et al.*, 2002).

DMBA merupakan suatu karsinogen dengan rumus empiris $C_{20}H_{16}$ yang diketahui sebagai senyawa toksik bagi tubuh. Didalam tubuh hewan pengerat,

senyawa ini beraksi dengan sitokrom P-450 untuk membentuk ikatan kovalen dengan DNA sel aktif. Sehingga membuat DNA *adducts* (Voronina, 1955). Pembuatan hewan model kanker mammae dapat menggunakan zat karsinogenik 7,12-dimethylbenz (α) antrasen (DMBA), karena DMBA dapat menyebabkan kerusakan DNA yang ditandai dengan kesalahan pengkodean gen-gen pengatur pertumbuhan. Proses tersebut dijabarkan pada gambar 2.11. Senyawa DMBA merupakan zat yang sering digunakan karena memiliki potensi yang lebih tinggi dan lebih stabil sebagai zat karsinogen untuk pembuatan hewan model kanker (Adventus *et al.*, 2013). Konsentrasi pemberian induksi DMBA dalam pembuatan hewan model kanker:



Gambar 2.11. Proses metabolisme DMBA pada hewan model tikus (Wongso and Iswahyudi 2013). Pada gambar terlihat bahwa senyawa aktif dari DMBA dapat menyebabkan DNA *adducts* adalah DMBA 3,4-diol-1,2 –epoxide. Senyawa aktif ini merupakan penentu mutasi pada gen yang berfungsi mengendalikan siklus sel. Ketidaknormalan siklus sel tersebut berdampak pada pembelahan sel yang tidak terkontrol sehingga menghasilkan sel kanker.

2.4. Peralatan Medis Skrining Kanker Payudara

Tubuh manusia merupakan sistem yang sangat kompleks, dimana setiap saat terjadi proses fisiologis dalam waktu yang bersamaan. Hal ini menyebabkan sinyal yang dihasilkan oleh tubuh sangat banyak. Salah satu sinyal yang diberikan oleh tubuh adalah temperatur. Temperatur diatas normal merupakan salah satu indikator yang menunjukkan adanya kelainan pada tubuh.

Secara umum peralatan atau instrumen biomedis dibagi menjadi 3 jenis yaitu instrumen untuk mendiagnosa adanya kelainan, instrumen terapi untuk memperbaiki adanya kelainan dan instrumen sebagai peralatan bantu. Berdasarkan sinyal biomedis, instrumentasi medis dibedakan menjadi instrumen statis dan dinamik.

Tabel 2.1. Klasifikasi Sinyal Biomedis

	1-D Single	1-D Vector	2D	3D
Statis	Pengukuran biokimia, Temperatur dll	Tekanan darah, audimetry	Radiography, Scintigraphy, Termography, Ecography	CAT, MRI, PET
Dinamik	EMG, Glycemic curve, Radio immunoassay, Phonocardiogram, Potensial aksi dll	ECG, EEG, EMG, dll	Dynamic scintigraphy, Ecocardiography, Cineangiography	MRI, CAT, Ultrafast

(Khandpour 2011)

Beberapa karakteristik dari instrumen pengukuran, yang terpenting untuk diperhatikan antara lain keakurasi atau ketelitian, presisi atau ketepatan, resolusi, *reproducibility*, *statistical control*, dan *statis sensitivity*. Pada abad 20 mulai berkembang teknologi dalam peralatan diagnosa dan skrining berbasis *Imaging System*. Pendekatan *Imaging System* banyak memanfaatkan energi baik dari dalam atau luar tubuh. Salah satu penerapan *Imaging System* adalah dalam mendiagnosa atau mengidentifikasi kanker baik invasif dan non invasif (Singh, 2013 ; Coward et al., 2016). Pemeriksaan laboratorium untuk kanker payudara berbasis *imaging*

system secara non-invasive adalah *Mammography*, *USG*, *MRI*, *Thermography* (Khandpour, 2011).

Tes Diagnostik benjolan payudara yang mencurigakan biasanya dikenakan pemeriksaan rontgen dengan mammogram dan biopsi jarum. Mammogram adalah pemeriksaan rontgen yang membantu menentukan besarnya benjolan. Kadang kala dikombinasikan dengan *USG* untuk menentukan apakah benjolan tersebut sebagian besar padat atau kista yang berisi cairan saja. Pemeriksaan mammogram sedikit tidak nyaman karena payudara ditekan terhadap permukaan logam untuk mendapatkan gambar rontgen yang baik. Mammogram jauh lebih berguna untuk skrining daripada evaluasi masa simptomatik. Bahkan jika mammogram seluruhnya normal, masa simptomatik payudara mungkin masih perlu dibiopsi. Biopsi melibatkan pengambilan jaringan dari benjolan payudara menggunakan jarum inti atau tipis dan suntikan. Jaringan diproses dan dikirim ke ahli patologi, dokter akan melihat jaringan di bawah mikroskop. Ahli patologi dapat memberitahu apakah jaringan tersebut kanker. Biopsi payudara mamotome adalah teknologi baru yang menggunakan alat berbantuan vakum untuk mendapatkan biopsi dari lesi yang tak teraba. Alat ini bisa dipandu oleh *USG* atau rontgen. Sampel kecil jaringan dikeluarkan dari payudara menggunakan jarum berongga yang dipandu tepat ke lesi yang mencurigakan melalui mamogram. Prosedur ini invasif dan minimal lebih baik dibandingkan dengan biopsi bedah terbuka, dan dilakukan sebagai prosedur rawat jalan.

Karakteristik perlatan diagnostic kanker payudara seperti mamografi, *MRI* dan *USG* dijelaskan pada tabel 2.2.

Tabel 2.2. Tabel review literatur penggunaan peralatan medis berbasis *Imaging system* dalam mengidentifikasi kanker payudara:

PENELITI & JUDUL	FOKUS PENELITIAN	KEDALAMAN TEKNOLOGI	KELEBIHAN /KEKURANGAN
<p>Elmore J, Amstrong K, Lehman C, Fletcher S (2005) <i>Screening for breast cancer J AMA, 1245 – 1256</i></p> <p>(Elmore <i>et al.</i>, 2005)</p>	<p>Tujuan penelitian untuk meninjau skrining kanker payudara di masyarakat dan untuk memeriksa atau menguji terkait modalitas skrining baru.</p>	<p>Program deteksi menggunakan metode <i>Full-Field dan Computer-Aided</i> pada <i>mammography</i> yang memberikan efek samping pasca tes. Efek yang ditimbulkan tidak sama untuk usia pasien yang berbeda</p>	<p>Kekurangan:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Kurang beraturan untuk mendeteksi kanker pada usia pasien < 40 tahun - Kurang bagus untuk wanita hamil, khususnya efek samping pasca tes karena radiasi dari sinar –X - Penggunaan <i>mammography</i> masih menimbulkan efek samping
<p>Sobit, A., & Keith, L. (2005). <i>Screening and Diagnostic Mamography Why the Gold Standard Does Not Shine More Brightly?</i> Int J Fert Women's Med vol 50 , 199-206.</p> <p>(Sobit <i>et al.</i>, 2005)</p>	<p>Tujuan dari penelitian ini adalah untuk mengevaluasi sensitivitas, spesifisitas, nilai prediksi positif, dan nilai prediksi negatif dari skrining dan mammogram diagnostik.</p>	<p>Dari penelitian yang ditemukan pada <i>mammography</i>, adalah nilai prediksi positif, nilai prediksi negatif, sensitivitas, dan spesifisitas ditemukan berbagai nilai dalam penelitian yang dilaporkan dan masih terdapat temuan positif palsu yang tinggi</p>	<p>Kelebihan:</p> <ul style="list-style-type: none"> - <i>Mammography</i> banyak digunakan dalam diagnosa dan skrining pada diagnosa kanker payudara <p>Kekurangan:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Masih ditemukan temuan hasil positif palsu, - Nilai sensitivitas dan spesifikasi beragam
<p>Bick,U., Dickmann, F. (2007). <i>Digital mammography : what do we and what don't we know?</i> Eur Radiol vol 17 , 1931-1942.</p>	<p>Penelitian ini bertujuan untuk merangkum ketersediaan informasi mengenai dampak dari mammography digital pada alur kerja dalam diagnosis kanker payudara.</p>	<p>Pengolahan citra digital merupakan hasil <i>mammography</i> dan filmscreen. <i>Mammography</i> digital telah memantapkan dirinya sebagai <i>gold standar</i>. Meski secara umum akurasi diagnosa <i>mammography</i> digital mirip dengan filmscreen <i>mammography</i>. Namun disini</p>	<p>Kelebihan:</p> <ul style="list-style-type: none"> - <i>Mammography</i> sebagai <i>Gold standar</i> deteksi kanker payudara

PENELITI & JUDUL	FOKUS PENELITIAN	KEDALAMAN TEKNOLOGI	KELEBIHAN /KEKURANGAN
(Bick <i>et al.</i> , 2007)		<p><i>mammography</i> kurang optimal pada wanita muda karena kemungkinan secara selektif akan meningkatkan kontras gambar di daerah kanker.</p> <p>Upaya masa depan bertujuan untuk lebih mengoptimalkan parameter akuisisi citra pada mamografi digital yang memberikan efek serendah mungkin paparan radiasinya pada payudara serta untuk memperbaiki dan standarisasi teknik pengolahan citra.</p>	<p>Kekurangan:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Masih ada radiasi sinar-X - Kurang optimal untuk wanita muda - Membutuhkan perbaikan metode dalam pengolahan citra guna menghasilkan analisa citra yang lebih baik
<p>Rangayyan,R., Banik,A., Desautels,J. (2010). <i>Computer Aided Detection of Architectural Distortion in Prior Mammograms of Interval Cancer.</i> Journal of Digital Imaging Vol 23 no.5 611-631.</p>	<p>Penelitian ini membahas tentang sistem deteksi Distorsi Arsitektur Berbasis Komputer di Mammogram pada Kanker payudara</p>	<p>Metode yang diusulkan adalah analisis pola tekstur berorientasi pada penerapan filter dan fase Gabor. Awalnya, bagian payudara dari mammogram disegmentasi dengan menerapkan ambang batas metode Otsu. Tahap <i>feature extraction</i> menggunakan filter Gabor, seleksi lengkung struktur (CLS), filtering dan pemodelan potret fase dan deteksi lokasi dengan distorsi arsitektur.</p> <p>Hasil terbaik dicapai, dengan fitur yang dipilih oleh <i>stepwise logistic regresi</i> adalah 0,76 dengan pengklasifikasi Bayesian, 0,73 dengan analisis diskriminan linier Fisher, 0,77 dengan jaringan syaraf tiruan berdasarkan fungsi dasar radial, dan 0,77 dengan mesin vektor pendukung.</p>	<p>Kelebihan:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Deteksi kanker per area. - Sensitifitas 80 % <p>Kekurangan:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Terdapat temuan palsu 7,6 % per gambar
(Rangayyan <i>et al.</i> ,2010)			
<p>Warren,L.,Rosalin,M, Nalli, S.M., Cooke, J., Brown, M. D.,</p>	<p>Tujuan penelitian adalah untuk mengetahui pengaruh pengolahan citra pada deteksi</p>	<p>Gambar hasil <i>mammagraphy</i> di analisa dengan metode <i>jackknife-alternative free-response receiver operating characteristic</i></p>	<p>Kelebihan:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Metode dalam pengolahan citra dapat mempengaruhi/

PENELITI & JUDUL	FOKUS PENELITIAN	KEDALAMAN TEKNOLOGI	KELEBIHAN /KEKURANGAN
<p>Mackenzie, A., et al. (2014). <i>The effect of Image Processing on the detection of cancers in digital mammography</i>. AJR , 387-393.</p> <p>(Warren et al., 2012)</p>	<p>kanker apayudara pada gambar <i>mammography</i> digital</p>	<p>(JAFROC). Hasil deteksi kelompok klasifikasi secara signifikan dipengaruhi jenisnya metode pengolahan citra: Angka <i>JAFROC of Merit</i> (FOM) menurun dari 0,65 dengan standar pengolahan gambar sampai 0,63 dengan pengolahan citra dengan kontras rendah ($p = 0,04$) dan dari 0,65 dengan pengolahan citra standar sampai 0,61 dengan pengolahan gambar layar film ($p = 0,0005$). Hasil menunjukkan bahwa pengolahan citra memiliki dampak yang signifikan pada deteksi kluster klaifikasi dalam <i>mammography</i> digital. Efek pada deteksi kanker harus dipertimbangkan saat memilih jenis pengolahan citra.</p>	<p>ada efek pada hasil analisa citra mamografi</p> <p>Kekurangan</p> <ul style="list-style-type: none"> - Sebatas mengklasifikasi. - Perlu metode dalam pengolahan citra yang dapat memberikan hasil optimal
<p>Salem D S, Kamal RM, Mansour SM, Salah LA, Wessam R (2013) <i>Breast imaging in the young: the role of magnetic resonance imaging in breast cancer screening, diagnosis and follow-up</i> <i>J Thorac Dis.</i> 2013 Jun; 5(Suppl 1): S9–S18.</p> <p>(Salem et al., 2013)</p>	<p>Peran MRI dalam skrining, diagnosa dan tindak lanjuti pada pencitraan kanker payudara untuk anak muda dengan usia < 40 tahun</p>	<p>Analisa citra kanker hasil dari MRI dengan <i>Post processing kinetics</i>. Kehati-hatian penggunaan aplikasi Breast MRI dalam mengevaluasi pasien kanker payudara karena</p> <ol style="list-style-type: none"> Terjadi tumpang tindih kontras yang signifikan pada lesi payudara jinak dan ganas pada MRI; Sejumlah besar hasil positif palsu di tambahan biopsi pada sekitar 4-21% pasien; Ada tumpang tindih yang signifikan antara jaringan normal dan jaringan ganas. Serapan mencurigakan telah direkam dengan berbagai macam kondisi prekanker jinak dan jinak; 	<p>Kelebihan</p> <ul style="list-style-type: none"> - MRI sesuai untuk wanita usia < 40 tahun - Non invasive - Sebagai alat pelengkap dari mamografi - Sensitivitas tinggi 93 % <p>Kekurangan:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Spesifikasi lebih rendah dari mamografi

PENELITI & JUDUL	FOKUS PENELITIAN	KEDALAMAN TEKNOLOGI	KELEBIHAN /KEKURANGAN
<p>Lin, D., Moy, L., Axelrod, & Smith, J. (2015). <i>Utilization of Magnetic Resonance Imaging in Breast Cancer Screening</i>. Oncology , 332-335. (Lin et al., 2015)</p>	<p>Penelitian ini fokus membahas kualitas MRI sebagai alat skrining dan resiko penggunaan MRI skrining payudara</p>	<p>(V) Banyak fitur peningkatan pada MRI, terutama yang memiliki distribusi menyebar atau regional yang menunjukkan peningkatan moderat, progresif ke-stabil, tidak berubah menjadi kanker.</p> <p>Hasil penelitian menunjukkan nilai sensitif MRI 95 % lebih bagus dibanding <i>mammography</i> khususnya untuk wanita berisiko tinggi</p>	<p>Kelebihan:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Penggunaan MRI dalam mendeteksi kanker lebih sensitif dibanding mammografi - Penggunaan MRI sesuai untuk wanita berisiko tinggi - MRI dalam penggunaan secara Non invasive. <p>Kekurangan:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Masih ada radiasi dari gelombang elektromagnetik dalam perkembangan kanker
<p>Wright,H., Linstinsky, J., Rim, A., Chellman, M. J., Patrick, R., Rybicki, L., et al. (2016). <i>Magnetic Resonance Imaging as a diagnostic tool for breast cancer in presmenopausal woman</i>. Am J Surg , 572-575. (Stoutjesdijk et al. , 2016)</p>	<p>Penelitian ini fokus menyelidiki manfaat dan kerugian MRI sebagai tambahan untuk <i>mamography</i>, khususnya untuk skrining wanita dengan risiko,</p>	<p>Hasil dari analisa adalah MRI lebih tepat sebagai pelengkap penggunaan <i>mammography</i> khususnya pada wanita berisiko tinggi</p>	<p>Kelebihan:</p> <ul style="list-style-type: none"> - MRI lebih sensitif dibanding <i>mammography</i> - MRI lebih sesuai untuk wanita berisiko tinggi - Sebagai alat pelengkap dari <i>mammography</i> - Dalam penerapan MRI, tidak terdapat interaksi dengan pasien (invasive)

PENELITI & JUDUL	FOKUS PENELITIAN	KEDALAMAN TEKNOLOGI	KELEBIHAN /KEKURANGAN
<p>Othman, E., Wang, J., Sparaque, B. L., Tiffany, R., Yongli, J., Heschon, S. D., et al. (2015).</p> <p><i>Comparasion of false positive rates for screening breast MRI in high risk women performed on stacked versus afternating schedules.</i></p> <p>Springplus vol 77 (4) .</p> <p>(Othman <i>et al.</i>, 2015)</p>	<p>Membandingkan proses skrining pada wanita beresiko tinggi (memiliki genetik) dengan MRI dan <i>mammography</i>.</p>	<p>Mengelompokan pasien berdasarkan perlakuan yang berbeda dengan MRI atau <i>mammografi</i>.</p> <p>MRI lebih sensitif daripada <i>mammografi</i> dalam mendeteksi tumor pada wanita dengan kerentanan yang melekat pada kanker payudara. Spesifikasi MRI 33,3 % sedang <i>Mammography</i> 79,5 %. Sedang sensitivitas MRI 95%, <i>mammography</i> 89.9 %</p>	<p>Kekurangan:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Masih ada radiasi dari gelombang elektromagnetik dalam perkembangan kanker - Terdapat temuan palsu <p>Kelebihan:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Dalam proses skrining kanker khususnya pada wanita beresiko tinggi, MRI lebih sensitif daripada <i>mammography</i> <p>Kekurangan:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Invasive - Spesifikasi lebih rendah dibanding <i>mammography</i>.
<p>Smith, A., Hall, P. A., & Marcello, D. M. (2004).</p> <p><i>Emerging Technologies in Breast cancer detection.</i></p> <p>Radiol Manage , 1vol 4, 6-24.</p> <p>(Smith <i>et al.</i>, 2004)</p>	<p>Peran USG sebagai adjunct <i>mammography</i></p>	<p>Melakukan pengujian ulang setelah pengujian <i>mammography</i> dilanjutkan pengujian USG. Dimana USG sebagai adjunct <i>mammography</i>. Meminimkan temuan palsu dari hasil <i>mammography</i>. Dalam implementasinya USG tidak berinteraksi langsung dengan pasien (non invase). Sehingga radiasi dari ultrasonik lebih ringan, namun karena paparan yang terus</p>	<p>Kelebihan:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Memberikan temuan yang lebih positif - Non invasive - Sebagai adjunct <i>mammography</i> <p>Kekurangan:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Masih ada efek fisika, kimia dan biologi terhadap pasien.

PENELITI & JUDUL	FOKUS PENELITIAN	KEDALAMAN TEKNOLOGI	KELEBIHAN /KEKURANGAN
		<p>menerusmenimbulkan efek samping bagi pasien, yaitu efek fisika, biologi dan kimia. Atau dari paparan ultrasonik menimbulkan efek panas. Efek panas. endirimempengaruhi perkembangan kanker, yaitu:</p> <ul style="list-style-type: none"> a) Secara Fisika, akan terjadi pemuaiian ke segala arah. Dimana efek panas ini akan mempengaruhi perkembangan kanker. b) Secara Kimia, akan membuat potensial membran sel akan meningkat, sehingga terjadi peningkatan metabolisme jaringan yang menyebabkan terjadinya peningkatan pertukaran antara zat kimia tubuh dan cairan tubuh c) Secara Biologis yaitu merupakan gabungan efek panas fisika dan kimia. Akan ada peningkatan sel darah putih, pelebaran pembuluh darah sehingga sirkulasi darah meningkat dan menyebabkan kenaikan temperatur di lokasi 	
EVELYN M. GARCIA, MD, JAMES CROWLEY, BS, CNMT, CATHERINE HAGAN	Tinjauan historis evolusi pencitraan kanker payudara dari thermografi melalui tomosintesis payudara digital, pencitraan payudara molekuler, dan pencitraan resonansi	Diskusi beberapa uji klinis, kekuatannya, dan kelemahannya. Perspektif historis tentang Undang-Undang Standar Kualitas <i>Mammography</i> dan hubungannya dengan pengembangan dan implementasi Sistem	Kelebihan: <i>Mammography</i> sebagai gold standar Kekurangan:

PENELITI & JUDUL	FOKUS PENELITIAN	KEDALAMAN TEKNOLOGI	KELEBIHAN /KEKURANGAN
Evolution of Imaging in Breast Cancer CLINICAL OBSTETRICS AND GYNECOLOGY 2016 (Garcia <i>et al.</i> , 2016)	magnetik payudara tingkat lanjut	Pelaporan dan Pencitraan Payudara (BI-RADS)	Terdapat hambatan pada populasi pasien dengan jaringan payudara yang padat
Emilie L Henriksen, Jonathan F Carlsen, Ilse MM Vejborg, Michael B Nielsen and Carsten A Lauridsen The efficacy of using computer-aided detection (CAD) for detection of breast cancer in mammography screening: a systematic review 2018 (Henriksen <i>et al.</i> , 2018)	Penelitian ini menyajikan ikhtisar studi tentang deteksi berbantuan komputer (CAD) dalam skrining mamografi untuk deteksi dini BC dan membandingkan tingkat akurasi diagnostik dan daya ingat (RR) dengan SRpCAD dan pembacaan ganda (DR) dengan SRpCAD.	Metode: Pedoman PRISMA digunakan sebagai protokol peninjauan. Artikel tentang uji klinis tentang CAD untuk deteksi BC dalam populasi skrining Kesimpulan: Semua kecuali dua penelitian menunjukkan peningkatan RR, sensitivitas dan CDR ketika menambahkan CAD ke SR. Dibandingkan dengan DR, tidak ada perbedaan signifikan secara statistik dalam sensitivitas atau CDR yang dilaporkan. Studi tambahan berdasarkan pada program skrining berbasis populasi yang terorganisir, dengan waktu tindak lanjut yang lebih lama, pembaca bervolume tinggi, dan mamography digital diperlukan untuk mengevaluasi kemandirian CAD.	Kelebihan: Pembacaan hasil berbasis CAD Kekurangan: -
Juhun Lee and Robert M. Nishikawa Local curvature analysis for classifying breast tumors:	Mengukur efektivitas langkah-langkah kelengkungan lokal sebagai fitur gambar baru untuk mengklasifikasikan tumor payudara.	Segmentasi menggunakan algoritma segmentasi berbasis benih dan kemudian permukaan triangulasi diekstraksi dari segmentasi yang dihasilkan. Lengkungan total, rata-rata, dan Gaussian kemudian dihitung. Kelengkungan yang	Kelebihan: Klasifikasi tumor Kekurangan: -

PENELITI & JUDUL	FOKUS PENELITIAN	KEDALAMAN TEKNOLOGI	KELEBIHAN /KEKURANGAN
Preliminary analysis in dedicated breast CT 2015 (Lee <i>et al.</i> , 2015)		dinormalisasi digunakan sebagai fitur klasifikasi. Regresi logistik digunakan sebagai classifier dan validasi cross-out digunakan untuk mengevaluasi kinerja klasifikasi fitur. Area di bawah kurva karakteristik operasi penerima (AUC, area di bawah kurva) digunakan sebagai angka prestasi.	

Tabel 2.3. Tabel kesimpulan antara *Mammography*, MRI dan USG:

PARAMETER	<i>Mammography</i>	MRI	USG
Model	NON- INVASIVE	NON- INVASIVE	NON – INVASIVE
Energi	Sinar-X	Elektromagnetik	Ultrasonik
Visualisasi	2 dimensi	2 dimensi	2 dimensi
Karakteristik	<ol style="list-style-type: none"> 1. Spesifikasi tinggi 97 % 2. Sensitifitas 80 % 3. Sebagai gold standar dalam mendeteksi dini kanker, 4. Ukuran lesi > 2 cm yang terbaca 5. Radiasi sinar-X terhadap perkembangan kanker 6. Timbul efek samping pasca tes 7. Kurang optimal untuk wanita beresiko tinggi 8. Kurang optimal untuk wanita usia < 40 tahun 9. Masih ditemukan hasil lesi positif palsu 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Sensitifitas tinggi 93% 2. Spesifikasi 85 % 3. Sesuai untuk wanita beresiko tinggi 4. Sesuai untuk wanita usia <40 tahun 5. Sebagai pelengkap dari mamografi 6. Radiasi gelombang elektomagnetik terha dap perkembangan kanker 7. Timbul efek samping pasca tes 8. Ada kontradiksi dengan alat pacu jantung 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Sebagai adjunct mammography dan MRI 2. Radiasi ultrasounik terhadap perkembangan kanker dan efek samping pasca tes baik fisika, kimia, biologi

Mammography merupakan modalitas non invasive yang telah dikembangkan untuk mendeteksi kanker payudara. Namun kurang optimal pada wanita muda dengan jaringan payudara yang padat dan wanita yang memiliki risiko tinggi terkena kanker payudara seperti wanita dengan kuat riwayat keluarga. Saat ini, MRI sedang dipelajari untuk deteksi dini kanker payudara. Sensitivitas pada wanita berisiko tinggi telah ditemukan untuk menjadi jauh lebih tinggi daripada *mammography* tetapi dengan spesifisitas yang lebih rendah. Kriege mengamati sensitivitas yang lebih tinggi untuk MRI di dalam mendeteksi kanker payudara pada wanita dengan kecenderungan genetik lebih tinggi dengan perbandingan (71% vs 41%) namun dengan spesifisitas lebih rendah (90% vs 95%) (Elmore *et al.*, 1998 ; Yadav *et al.*, 2004)

Penerapan skrining *mammography* sangat sulit untuk mendeteksi kanker pada tahap sangat awal, khususnya lesi yang masih kecil (< 2 cm). Tidak ada kanker didiagnosa diantara wanita tanpa gejala. 5% pasien yang didiagnosa menderita kanker memiliki temuan klinis yang mencurigakan. *Mammography* dianggap sebagai *gold standar* untuk deteksi kanker payudara (Neal *et al.*, 2017).

Kanker payudara adalah kanker paling umum kedua di dunia. Saat ini tidak ada metode yang efektif untuk mencegah penyakit ini. Namun diagnosa dini meningkatkan kemungkinan remisi. Thermografi payudara adalah pilihan untuk dipertimbangkan dalam strategi penyaringan (Silva *et al.*, 2015). Sebagai modalitas baru dalam skrining menggunakan thermografi dapat membantu menurunkan tingkat kematian dari kanker payudara (Kandlikar *et al.*, 2017). Thermografi mengarah ke kemungkinan digunakan sebagai alat pendukung untuk mendeteksi kanker payudara (Garduno *et al.*, 2017). Thermografi memiliki kemampuan mendeteksi lesi kanker yang kecil sekali, spesifikasi dan sensitifitas baik, tidak menimbulkan radiasi atau efek

samping pasca tes. Alat sensor dalam thermografi adalah kamera inframerah.

Karakteristik dari kamera infra merah dapat digunakan sebagai peralatan medis yang aman (Kirubha *et al.*, 2015).

Kamera inframerah menangkap dan merepresentasikan energi panas tubuh dalam bentuk pola panas. Pencitraan inframerah merupakan metode dasar dalam proses skrining lesi pada payudara. Pencitraan inframerah menawarkan prosedur non invasive yang aman sebagai tambahan *mammography* dalam menentukan apakah lesi jinak atau ganas (Milosevic *et al.*, 2015). Pada penelitian menggunakan

gambaran geografis, keganasan terdeteksi secara akurat pada 60 pasien (92,31%).

Mammography mampu mendeteksi keganasan pada 62 dari 65 pasien (95,38%).

Thermografi dengan kamera inframerah mampu mendeteksi keganasan pada ketiga kasus dimana dengan *mammography* tidak terdeteksi (Shiva *et al.*, 2016).

Penggunaan kamera IR dimungkinkan untuk mengukur temperatur permukaan tubuh untuk mendeteksi tumor dan sel-sel ganas. Tumor memiliki jumlah pembuluh darah dan tingkat metabolisme yang tinggi. Peningkatan ini dapat menyebabkan peningkatan temperatur permukaan tubuh beberapa derajat diatas temperatur normal (Jazi *et al.*, 2017). Perkembangan penelitian bidang thermografi

memanfaatkan kamera inframerah dalam skrining payudara dijelaskan pada tabel

2.4.

Tabel 2.4. Tabel Pemanfaatan Infrared Imaging sebagai modalitas skrining

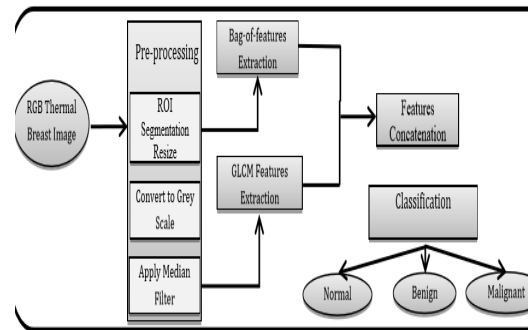
PENELITI & JUDUL	FOKUS PENELITIAN	KEDALAMAN TEKNOLOGI	KELEBIHAN /KEKURANGAN
<p>Arena, F., Barone, C, & Diccio, T. (2003). <i>Use of digital infrared imaging in enhanced breast cancer detection and monitoring of the the clinical response to treatment.</i> Proceeding of the 25th Annual International Conference of the IEEE, 1129-1132</p> <p>(Arena et al., 2003)</p>	<p>Pengolahan citra panas infra merah dalam mendeteksi kanker payudara dibantu dengan penggunaan digital otomatis komputer.</p>	<p>Studi kasus: pengelompokan 517 data pasien dari usia 35 – 80 tahun, dalam 3 kelompok:</p> <ol style="list-style-type: none"> wanita normal wanita baru terdeteksi wanita yang sudah menderita kanker payudara <p>Digital Infrared Imaging (DII) memiliki sensitifitas 99% dalam mendeteksi lesi kanker. Sensitivitasnya telah berhasil ditunjukkan pada lesi sekecil 4 mm. Penafsiran data inframerah sudah tidak ada lagi subjektif, irreproducibile, dan tidak sensitif. Penggunaan citra panas inframerah, bila digunakan bersamaan dengan mamografi dan ultrasound dapat meningkatkan kemampuan mendiagnosis kanker payudara dini dan kondisi pra-kanker dan dapat membantu meminimalkan prosedur yang berhubungan dengan kesalahan positif. Dengan nilai sensitifitas 97% dan spesifitas 44%</p>	<p>Kelebihan:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Penggunaan digital komputer dalam mengolah citra panas infra merah memberikan informasi lebih jelas dengan sensitifitas 97 % - Pencitraan inframerah dikombinasikan dengan mamografi dan ultrasound dapat meningkatkan kemampuan dalam mendianosa - Dapat membaca lesi atau lesi sekecil 4 mm <p>Kekurangan:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Tidak dijelaskan metode yang digunakan dalam pembacaan citra panas inframerah - Spesitifitas 44 %
<p>Salhab, M., WA, Sarakbi., & K, Mokbel. (2005). <i>The evolving role of the dynamic thermal analysis in the early detection of breast cancer.</i></p>	<p>Keterbatasan mamografi sebagai skrining pada wanita muda dengan padat payudara, perlu pengembangan novelty dan lebih efektif. Strategi skrining dengan sensitivitas dan spesifisitas tinggi. Analisis termal dinamis pada</p>	<p>Algoritma <i>Artificial Neural Network</i> (ANN) dikembangkan, diterapkan dan dievaluasi, dalam analisa citra termal dinamis Dengan menggunakan algoritma ANN dalam menganalisa citra panas disekitar payudara, akan mengurangi jumlah false positive (18% vs 30%) dan meningkatkan</p>	<p>Kelebihan:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Skiring kanker melalui analisa panas lebih aman daripada mamografi. - Nilai sensitifitas mencapai 91 % <p>Kekurangan:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Tidak ada pembahasan terkait dengan nilai spesifikasi.

Tabel 2.4. Tabel Pemanfaatan Infrared Imaging sebagai modalitas skrining

PENELITI & JUDUL	FOKUS PENELITIAN	KEDALAMAN TEKNOLOGI	KELEBIHAN /KEKURANGAN
<p>International Seminars in Surgical Oncology <i>Biomed</i>, vol 2 :8 (Salhab <i>et al.</i>, 2005)</p>	<p>payudara merupakan pendekatan yang aman dan tidak invasif serta sensitif untuk deteksi dini kanker payudara. Fokus dari penelitian ini adalah analisis termal dinamis sebagai metode yang berkembang dalam deteksi kanker payudara pada wanita pra-menopause dengan jaringan payudara yang padat</p>	<p>sensitivitas (91% vs 87%) dalam mendeteksi lesi kanker payudara.</p>	<p>- Bagaimana metode ANN diterapkan dalam pengolahan citra termal dinamik tidak diuraikan secara detail</p>
<p>Kennedy, D., & Lee, T. (2009). <i>A Comparative review of thermography as a breast cancer screening technique</i>. Integrative Cancer Thapies , pp. 9-16. (Kennedy <i>et al.</i>, 2009)</p>	<p>Penelitian ini memberikan sebuah modalitas baru sebagai kombinasi yang menggabungkan thermografi (pencitraan menggunakan kamera inframerah) dengan mamografi. Tujuannya adalah meningkatkan sensitivitas dan spesifitas.</p>	<p>Thermography tidak memberikan informasi tentang karakteristik morfologi payudara, tapi memberikan informasi fungsional tentang thermal dan vascular kondisi jaringan. Thermografi memiliki kemampuan dalam deteksi dini kelainan payudara. Untuk mendeteksi kelainan payudara, metode <i>Ville Marie</i> menunjukkan bahwa thermography sendiri memiliki kepekaan dari 83% dalam mendeteksi kanker payudara, sedangkan kombinasi mamografi dan thermografi memiliki sensitivitas 95%. Thermografi merupakan deteksi dini kanker payudara yang non invasif.</p>	<p>Kelebihan: -Kombinasi thermografi dengan mamografi dapat meningkatkan sensitivitas hingga 95 % -Thermografi merupakan deteksi kanker yang non invasif dan tanpa menimbulkan radiasi -Thermografi memberikan informasi tentang termal dan vascular kondisi jaringan. -Sesuai untuk proses skrining kanker</p> <p>Kekurangan: - Sensitifitas thermografi mencapai 83 % - Tidak dibahas besar spesifitas dari konsep thermografi</p>

Tabel 2.4. Tabel Pemanfaatan Infrared Imaging sebagai modalitas skrining

PENELITI & JUDUL	FOKUS PENELITIAN	KEDALAMAN TEKNOLOGI	KELEBIHAN /KEKURANGAN
<p>Mamahit, D. (2014). <i>Detection early breast cancer by using digital infrared image based on asymmetry thermal</i>. Telkomnika</p> <p>(Mamahit, 2014)</p>	<p>Penelitian fokus membahas tentang kamera infra merah dapat digunakan mendeteksi dini kanker</p>	<p>Penelitian ini dapat mengklasifikasikan payudara secara intuitif.</p>	<p>Kelebihan :</p> <ul style="list-style-type: none"> - Dapat mengklasifikasikan payudara normal dan abnormal
<p>Ahmed, Ammar Abdulrahman <i>Bio-inspired Based Techniques for Thermogram Breast Cancer Classification 2019</i></p> <p>(Ahmed, 2019)</p>	<p>Kontribusi utama dari makalah ini adalah mengusulkan pemodelan untuk mengklasifikasikan gambar termografi payudara menjadi salah satu dari tiga kelas: normal, jinak, atau ganas.</p>	<p>Thermografi adalah alat pencitraan yang digunakan untuk merekam pola termal. Pemodelan dengan bio-inspired, ant colony optimization (ACO) and particle swarm optimization (PSO).</p>	<p>Kelebihan: Mengklasifikasikan termografi payudara.</p> <p>Kekurangan: Sumber data berupa image</p>
<p>Roberto, Rinaldo Guirro, De Jesus Roberto, Rinaldo Guirro, De Jesus</p>	<p>Mengevaluasi keandalan dan akurasi termografi inframerah dalam penilaian wanita dengan kanker payudara.</p>	<p>Untuk mengevaluasi keandalan, dua profesional, yang berpengalaman, mengukur temperatur gambar inframerah</p>	<p>Kelebihan: Mempertimbangkan hasil, termografi inframerah dapat diterapkan sebagai instrumen yang</p>



Tabel 2.4. Tabel Pemanfaatan Infrared Imaging sebagai modalitas skrining

PENELITI & JUDUL	FOKUS PENELITIAN	KEDALAMAN TEKNOLOGI	KELEBIHAN /KEKURANGAN
<p><i>Accuracy and Reliability of Infrared Thermography in Assessment of the Breasts of Women Affected by Cancer 2017</i> (Roberto <i>et al.</i>, 2017)</p>		<p>dalam dua momen berbeda, dengan interval satu minggu. Analisis ini menggambarkan keandalan yang sangat baik dalam hal payudara yang terkena, kontralateral, dan kontrol dengan nilai koefisien korelasi intra-kelas mulai dari 0,948 hingga 0,999. Kesalahan pengukuran standar berkisar antara 0,04 hingga 0,28 ° C, dan perubahan minimum yang dapat dideteksi menyimpang dari 0,11 hingga 0,78 ° C</p>	<p>melengkapi penilaian pasien kanker payudara, tetapi tidak untuk tujuan diagnostik.</p>
<p>Zadeh, Hossein Ghayoumi Haddadnia, Javad Ahmadinejad, Nasrin Assessing the Potential of Thermal Imaging in Recognition of Breast Cancer Asian Pacific Journal of Cancer Prevention, Vol 16, 2015 (Zadeh <i>et al.</i>, 2015)</p>	<p>Pemanfaatan termografi dalam skrining payudara</p>	<p>Penelitian ini menunjukkan bahwa termografi dapat digunakan untuk deteksi dini dan penyaringan cepat. Untuk menyelesaikan prosedur ini, metode seperti USG dapat digunakan. Ini juga dapat dianggap sebagai metode pelengkap untuk prosedur USG. Poin berikutnya adalah bahwa asimetri memainkan peran kunci dalam deteksi dini yang dapat dikenali melalui pengaturan dasar kamera.</p>	<p>Kelebihan: Termografi cocok dibandingkan dengan diagnosis USG dalam mendeteksi penyakit jaringan payudara seperti massa kistik dan hipo - Gema massa dengan mengadopsi teknik asimetri.</p> <p>Kekurangan: Termografi lemah dalam teknik asimetri dan deteksi lokasi yang tepat terkait dengan massa sebagai klasifikasi mikro</p>
<p>Lashkari, A., Pak, F., & Firoozmand, F. (2016). Full Intelligent Cancer Classification of</p>	<p>Penelitian ini fokus membahas tentang penggunaan metode atau algoritma dalam pengolahan dan pengenalan citra panas, untuk</p>	<p>Dalam penelitian ini, algoritma yang diusulkan terdiri dari empat langkah utama: Preprocessing dan segmentation, feature</p>	<p>Kelebihan: - Akurasi dalam mendeteksi payudara 90 %</p>

Tabel 2.4. Tabel Pemanfaatan Infrared Imaging sebagai modalitas skrining

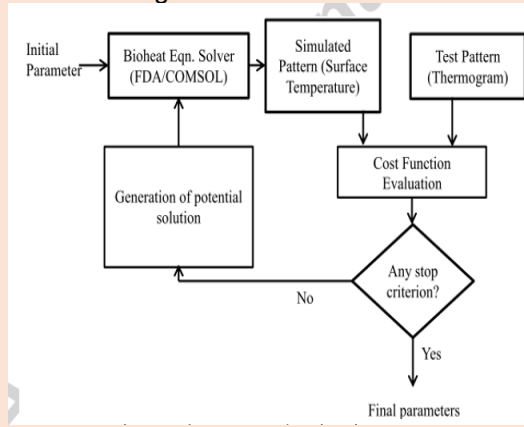
PENELITI & JUDUL	FOKUS PENELITIAN	KEDALAMAN TEKNOLOGI	KELEBIHAN /KEKURANGAN
<p>Thermal Breast Images to Assist Physician in Clinical Diagnostif Applications. Journal Med Signal Sensors, 6(1): 12-24.</p> <p>(Lashkari <i>et al.</i>, 2016)</p>	<p>mendiagnosa kanker payudara lebih dini. Diharapkan dengan perbaikan metode dalam pengenalan citra panas, maka akurasi, sensitivitas dan bernilai baik.</p>	<p>extraction, feature selection, dan classification</p> <p>Kelebihan pencitraan termal dibanding mamografi adalah:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Menghindari penggunaan radiasi berbahaya dan pengion • Thermography dapat menyebabkan penghapusan biopsi yang tidak perlu. Studi telah menunjukkan bahwa 70-80% dari semua biopsi bahwa mamogram yang ditunjukkan sebagai kanker tidak diperlukan dan faktanya, tidak ada tanda-tanda kanker. <p>Thermografi payudara memiliki akurasi sekitar 90%. Selain itu, metode pasif karena tidak memancarkan radiasi pengion kepada pasien dan bebas dari risiko.</p>	<p>- Tidak menimbulkan efek samping pada pasien , karena bebas dari radiasi.</p> <p>Kekurangan: Perbedaan hasil pembacaan pada payudara kanan dan kirim, hal ini karena perbedaan massa payudara.</p>
<p>Marek Chojnowski Infrared thermal imaging in connective tissue diseases Reumatologia 2017; 55, 1: 38–43</p> <p>(Chojnowski, 2017)</p>	<p>Infrared thermal imaging (IRT) adalah teknik non invasif, non kontak yang memungkinkan seseorang untuk mengukur dan memvisualisasikan radiasi inframerah.</p>	<p>IRT mampu mengkonfirmasi diagnosis fenomena Raynaud dan dengan tantangan dingin atau panas tambahan, untuk membedakan antara kondisi primer dan sekunder. Dalam sklerosis sistemik, IRT memiliki peran potensial dalam menilai aktivitas penyakit dan memantau respons pengobatan. Meskipun ada batasan-batasan tertentu, pencitraan termal dapat menemukan tempat dalam praktik klinis, dan dengan diperkenalkannya kamera inframerah kecil dan murah, mungkin</p>	<p>Kelebihan: IRT dapat memberikan penilaian aktifitas penyakit dan memantau respon pengobatan</p> <p>Kekurangan: -</p>

Tabel 2.4. Tabel Pemanfaatan Infrared Imaging sebagai modalitas skrining


PENELITI & JUDUL	FOKUS PENELITIAN	KEDALAMAN TEKNOLOGI	KELEBIHAN /KEKURANGAN
<p>Chudecka, Monika Lubkowska, Anna Infrared Physics & Technology Thermal maps of young women and men 2015 (Chudecka <i>et al.</i>,2015)</p>	<p>Penelitian yang disajikan ini adalah kontribusi praktis dan kognitif yang signifikan untuk pengetahuan tentang termoregulasi, dan karenanya dapat digunakan sebagai referensi untuk penelitian lain menggunakan pencitraan termal dalam evaluasi perubahan temperatur permukaan tubuh.</p>	<p>menjadi bagian dari evaluasi reumatologis rutin. Penelitian menunjukkan perbedaan yang signifikan dalam temperatur permukaan tubuh antara wanita dan pria. Kesulitan dalam menafsirkan perubahan temperatur di area tubuh yang dipilih pada orang dengan berbagai kondisi dapat dikaitkan dengan kurangnya penelitian pada populasi besar dan representatif dari individu sehat dengan parameter berat atau tinggi normal</p>	<p>Kelebihan: Kamera IR dapat memetakan temperatur badan baik pada wanita maupun pria Kekurangan: Pengukuran untuk mengklasifikasi kan tubuh sehat dengan tidak sehat</p>
<p>Usha Rani Gogoi, Mrinal Kanti Bhowmik, Anjan Kumar Ghosh, Debotosh Bhattacharjee, Gautam Majumdar Discriminative Feature Selection for Breast Abnormality Detection and Accurate Classification of Thermograms 2017 (Gogoi <i>et al.</i>, 2017)</p>	<p>Thermografi payudara infra merah dengan potensi memprediksi risiko kanker payudara di masa depan, telah dianggap sebagai alat deteksi kelainan payudara dini</p>	<p>Makalah ini menyelidiki pentingnya memilih fitur diskriminatif untuk meningkatkan akurasi klasifikasi sistem deteksi abnormalitas payudara berdasarkan thermografi inframerah. Uji statistik Mann-Whitney-Wilcoxon telah digunakan di sini untuk memilih fitur diskriminatif terbaik dari serangkaian fitur 24 fitur, diekstraksi dari setiap thermografi payudara DBT-TUJU dan basis data DMR. Tiga set fitur: FStat, STex dan SSigFS yang dihasilkan dari 24 fitur yang diekstraksi ini kemudian dimasukkan ke dalam enam pengklasifikasian yang paling banyak digunakan untuk membandingkan efisiensi setiap fitur yang ditetapkan dalam deteksi kelainan payudara. Hasil percobaan menunjukkan bahwa di antara</p>	<p>Kelebihan: Thermografi dapat sebagai modalitas dalam deteksi dini kanker Kekurangan: Analisa sebatas uji statistik</p>

Tabel 2.4. Tabel Pemanfaatan Infrared Imaging sebagai modalitas skrining

PENELITI & JUDUL	FOKUS PENELITIAN	KEDALAMAN TEKNOLOGI	KELEBIHAN /KEKURANGAN
<p>Shazzat Hossain, Farah A. Mohammadi Assessment for Tumor Parameter Estimation Considering the Body Geometry 2016</p> <p>(Hossain <i>et al.</i>, 2016)</p>	<p>Implementasi alat diagnostik termal termal non-invasif, non-kontak, bebas radiasi membutuhkan korelasi yang akurat antara temperatur permukaan dan fisiologi interior yang berasal dari fenomena bio-panas hidup</p>	<p>ketiga set fitur, set fitur signifikan secara statistik (SSigFS) memberikan akurasi lebih dalam membedakan thermografi payudara abnormal dari normal.</p> <p>Algoritma Genetika (GA) dirancang untuk parameterisasi tumor dengan meminimalkan fungsi kebugaran. Penelitian ini menggunakan metode elemen hingga untuk mengembangkan set data simulasi dan matriks gradien</p>	<p>Kelebihan: Mengukur kedalaman tumor dari temperatur.</p> <p>Kekurangan: -</p>
<p>Akshara Makrariya and Neeru Adlakha Quantitative Study of Thermal Disturbances Due to Nonuniformly Perfused Tumors in</p>	<p>Pemodelan matematika proses biotermal untuk meningkatkan pemahaman kuantitatif sistem termoregulasi organ tubuh manusia</p>	<p>Aktivitas metabolisme yang terkontrol telah dimasukkan untuk jaringan normal, dan aktivitas metabolisme yang tidak terkontrol telah dimasukkan untuk wilayah tumor. Daerah tepi payudara dibagi menjadi 3 lapisan utama, yaitu, epidermis, dermis,</p>	<p>Kelebihan: Dapat memodelkan temperatur tubuh untuk membedakan payudara</p> <p>Kekurangan:</p>



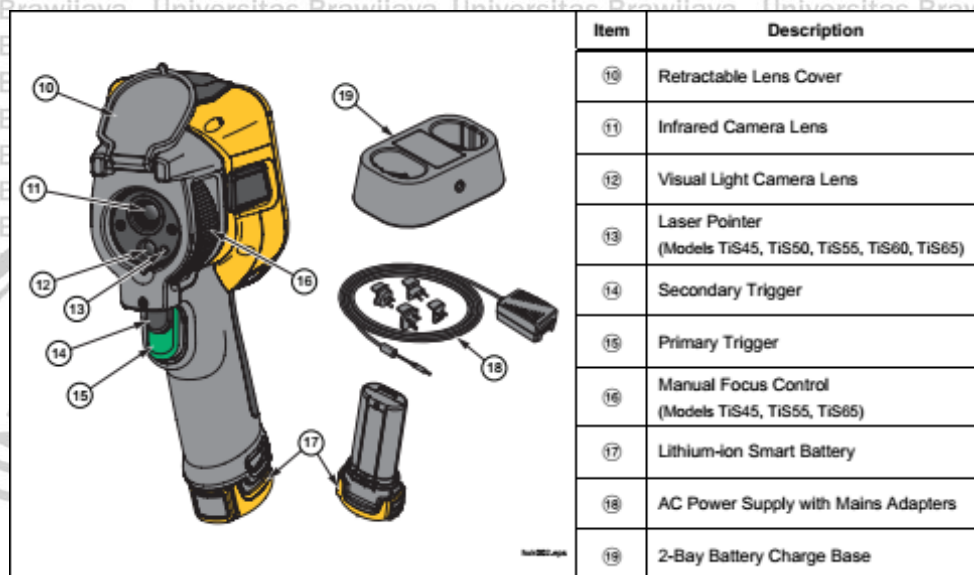
Tabel 2.4. Tabel Pemanfaatan Infrared Imaging sebagai modalitas skrining

PENELITI & JUDUL	FOKUS PENELITIAN	KEDALAMAN TEKNOLOGI	KELEBIHAN /KEKURANGAN
Peripheral Regions of Women's Breast 2017 (Makrariya <i>et al.</i> , 2017)		dan jaringan subdermal. Tumor perfusi tidak berbentuk seragam berbentuk elips diasumsikan ada pada lapisan kulit. Tumor perfusi yang tidak seragam dibagi menjadi 2 komponen alami, yaitu inti nekrotik dan pinggiran tumor Model yang diusulkan berhasil digunakan untuk mempelajari dampak dari berbagai ukuran dan bentuk tumor yang tidak merata pada thermografi di daerah perifer payudara wanita berbentuk elips	

2.5. Kamera Inframerah

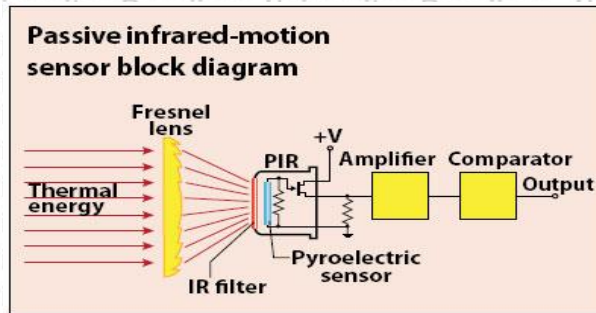
2.5.1. Resolusi Kamera

Kamera inframerah merupakan sebuah kamera yang dilengkapi dengan komponen-komponen yang akan mentransmisikan temperatur menjadi informasi dalam bentuk *raw of temperature* atau *image of temperature*. Komponen kamera inframerah terdiri dari beberapa piranti seperti pada gambar 2.12.



Gambar 2.12 . Komponen atau perangkat pada kamera infra merah

Spesifikasi fokus dari kamera inframerah tipe TiS20 adalah ± 40 cm. Temperatur yang bisa dideteksi antara $- 20^{\circ}$ C sampai dengan 350° C dengan tingkat *thermal sensitivity* $\leq 0.10^{\circ}$ C. Resolusi kamera tipe TiS20 adalah 320×240 . Cara kerja dari kamera inframerah dijelaskan pada gambar 2.13.



Gambar 2.13. Komponen lensa pada kamera infra merah terdiri dari lensa Fresnel, sensor pyroelektirk, amplifier dan comparator

1. Lensa optik, Lensa memiliki fungsi yang sama dengan lensa mata yaitu untuk menangkap sinyal yang masuk dan membentuk bayangan. Pada kamera infra merah adalah lensa fresnel, merupakan sebuah lensa yang didesain dengan panjang fokus yang pendek, jarak fokus tak terhingga dan tebal lensa yang sangat tipis jika dibandingkan dengan lensa konvensional. Tujuan adanya lensa fresnel adalah agar dapat melewatkan lebih banyak cahaya
2. *Infra red filter*, berfungsi meloloskan sinar gelombang *infra red* dan akan menahan dampak dari sinar lainnya yang masuk kedalam lensa kamera. Filter IR adalah filter yang mampu menyaring cahaya dengan panjang gelombang *infra red* (IR), sehingga bias menghasilkan hasil akhir sebuah foto dengan warna yang berbeda. Filter ini bekerja dengan prinsip meloloskan cahaya infra merah namun menangkai sebagian besar spectrum cahaya tampak, sehingga bila dikombinasikan dengan sensor yang sudah dimodifikasi menjadi IR sensitive. *Filter Infrared* (FIR) biasa digunakan untuk fotografi *infra red*. *Infrared Filter* atau Filter Inframerah digunakan untuk menyaring cahaya yang mempunyai panjang gelombang inframerah yang berada di seberang sisi terang dari spektrum UV akan diteruskan ke sensor kamera.

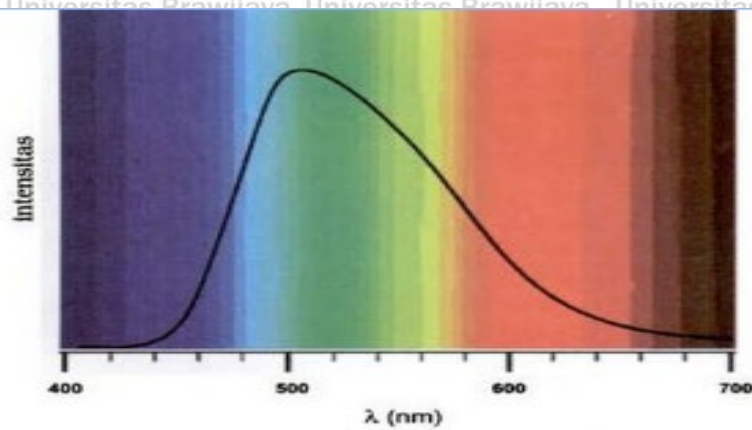
3. *Pyro electric sensor* (Detektor pirolelektrik) adalah komponen optoelektronik inframerah yang terbuat dari kristal dan secara khusus digunakan untuk mendeteksi radiasi elektromagnetik dalam rentang panjang gelombang dari (2 sampai 14) μm . Kristal Pyroelectricity dapat divisualisasikan sebagai satu sisi segitiga, di mana setiap sudut mewakili keadaan energi dalam kristal: energi kinetik, listrik dan panas. Perubahan temperatur yang sangat kecil bisa menghasilkan potensial listrik, karena material pyroelectricity. Sensor inframerah sering dirancang di sekitar bahan pirolelektrik, sehingga panas manusia atau hewan dari jarak beberapa meter sudah cukup untuk menghasilkan perbedaan muatan.

2.5.2. Prinsip Kerja

Sensor kamera inframerah digital dapat digunakan untuk mendiagnosa atau skrining kelainan misal kanker payudara secara *non invasive*. Praktisi klinis melakukan visualisasi dan kuantifikasi perubahan panas permukaan kulit (H. Yang et al. 2014). Scanning radiasi inframerah digunakan untuk mengkonversi radiasi inframerah yang dipancarkan permukaan kulit menjadi sinyal elektrik yang dapat divisualisasikan pada monitor berupa sebuah citra. Visualisasi citra memetakan secara grafis temperatur tubuh dan disebut dengan citra panas (*Thermal Imaging*). Spektrum atau intensitas warna menunjukkan kenaikan atau pengurangan jumlah radiasi inframerah yang dipancarkan oleh permukaan kulit. Panas tubuh yang memiliki derajat tinggi (abnormal) dapat diidentifikasi oleh kamera infra merah (Khandpour 2011).

Distribusi temperatur pada tubuh bervariasi bisa disebabkan karena faktor fisik eksternal dan internal seperti metabolisme dan aktivitas jaringan yang dekat

dengan kulit. Besar pancaran energi panas yang dihasilkan tubuh menurut Max Planck adalah besarnya radiasi tubuh manusia pada $T = 300^\circ \text{K}$ (27°C) akan memberi spektra radiasi $L(T)$ dan panjang gelombang inframerah berkisar $0,8\mu\text{m} < (\lambda < 1\text{mm})$. Radiasi yang dipancarkan memiliki spektrum panjang gelombang yang lebar, tetapi intensitas terbesar ada pada panjang gelombang tertentu (gambar 2.14), tergantung temperatur benda tersebut (hukum pergeseran Wien).



Gambar 2.14. Spektrum warna (Fernández, 2012)

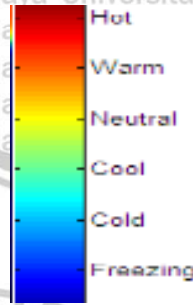
Konversi Spektrum gelombang inframerah berkisar $0,8\mu\text{m} < (\lambda < 1\text{mm})$ dalam warna.

Suatu benda yang memancarkan cahaya panas hingga temperatur tinggi akan terjadi perubahan warna. Semula warna bernuansa merah. Apabila temperatur terus meningkat, warna akan berubah menjadi kuning kemerahan dan akhirnya memijar dan berwarna putih. Panjang gelombang warna merah lebih besar daripada warna kuning, artinya frekwensi panjang gelombang merah lebih rendah daripada frekwensi warna kuning. Gambar 2.14, menunjukkan hubungan antara warna dengan panjang gelombang yang dipancarkan. Perubahan warna menunjukkan perubahan intensitas radiasi panas. Jika temperatur panas berubah, maka intensitas panas akan berubah atau terjadi pergeseran.

Visualisasi warna dalam thermografi dapat berwarna hitam putih. Daerah panas digambarkan dengan warna putih, sedang daerah dingin digambarkan dengan warna

hitam. Thermografi berwarna dengan batang penunjuk temperatur (*Temperature Reference Bar*) terdapat pada bagian bawah layar *Cathode Ray Tube (CRT)*, yang menandakan (gambar 2.15):

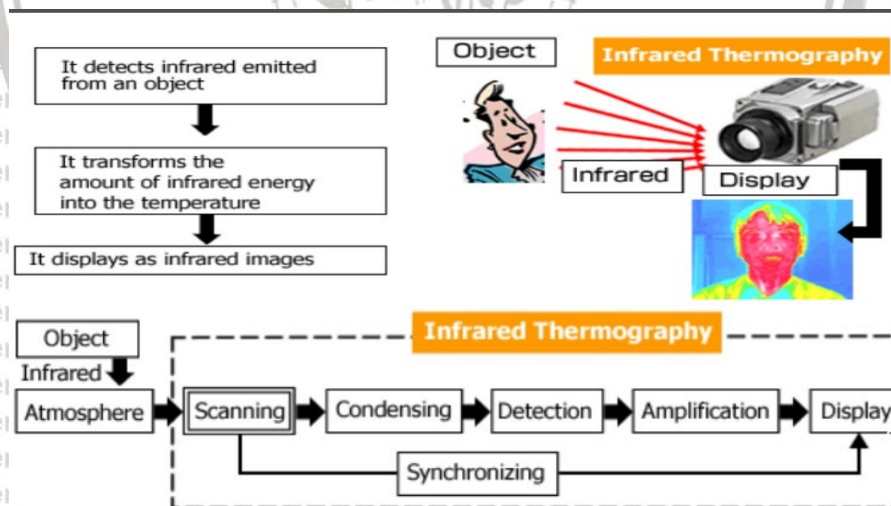
- Batang penunjuk warna dingin : ungu pucat, hijau, biru muda
- Batang penunjuk warna panas : merah, coklat, kuning, putih



Gambar 2.15. Konversi warna dari kamera inframerah (Fernández, 2012)

Warna-warna pada sensor infra merah, dimana warna biru pada 30°C merupakan temperatur normal sebagai petunjuk kalibrasi pada temperatur lingkungan 21°C.

Sedang prinsip kerja kamera inframerah dalam mengidentifikasi temperatur panas sebuah obyek ke dalam pola panas dapat dijelaskan pada gambar 2.16.



Gambar 2.16. Alur Kerja pembacaan detektor inframerah (Ken et al., 2002)

Cara kerja sistem detektor kamera inframerah. Pertama detektor kamera inframerah akan mendeteksi energi inframerah yang dipancarkan oleh obyek. Kemudian input tersebut akan mengubah sejumlah energi inframerah ke temperatur. Selanjutnya akan ditampilkan gambar inframerah

Hubungan gambar rekaman dengan daerah pancaran panas dalam tubuh menunjukkan bahwa pancaran panas lebih tinggi dari sekitarnya.

- Kanker payudara temperaturnya lebih tinggi dari jaringan sekitarnya 2°C (Khandpour 2011).
- Kulit sekitar sendi yang menderita peradangan temperaturnya naik sampai 5°C (Godoy et al. 2015).

Gambar termografi akan menunjukkan lokasi daerah tubuh yang masih mempunyai sirkulasi darah dan merupakan informasi penting untuk diagnosa.

Sehingga ada beberapa hal yang harus diperhatikan sebelum melakukan termografi, yaitu perlakuan pada pasien sebelum termografi dilakukan. Tujuannya untuk adaptasi sebelum termografi dilakukan sehingga hasil termografi kontras (Acharya et al., 2012).

Kebutuhan manusia akan peralatan berbasis visi komputer telah meningkat dalam segala bidang, seperti medis. Namun kinerja peningkatan deteksi kelainan pada manusia berdasarkan kamera cahaya tampak sangat tergantung pada beberapa faktor, seperti pencahayaan, bayangan dan cahaya eksternal yang rendah.

Kamera inframerah diklasifikasikan berdasarkan panjang gelombang spektrum menjadi 3 sub-band, yaitu Near-IR (0.75 -2.5 μm), Mid-IR (2.5 – 5 μm) dan Far-IR (5 -15 μm) seperti pada gambar 2.17 (Gurjarpadhye et al., 2015).

Energi panas yang signifikan dipancarkan di sub-band Mid- IR dan Far-IR.

Kedua sub-band digunakan untuk mendeteksi energi panas tubuh manusia, termasuk kulit, wajah, payudara atau bagian tubuh lainnya seperti pada gambar 2.17

(Ghiass et al., 2013).

	Spectrum	Imaging Techniques	Applications
0.75 μm	Near-IR	<ul style="list-style-type: none"> Optical Coherence Tomography (OCT) Doppler OCT Polarization-Sensitive OCT (PS-OCT) Spectral Imaging 	<ul style="list-style-type: none"> Skin Cancer Diagnosis Burn Wound Assessment Allergy Diagnosis
2.5 μm			
5 μm	Mid-IR	- Research In Progress -	<ul style="list-style-type: none"> Melanoma Diagnosis
15 μm	Far-IR	<ul style="list-style-type: none"> Thermal Imaging Thermography 	<ul style="list-style-type: none"> Burn Wound Assessment Skin Cancer Assessment Skin graft assessment

Gambar 2.17. Pengelompokan gelombang IR dan implementasinya (Gurjarpadhye et al., 2015)

Teknik pencitraan inframerah dan aplikasi dermatologis. Spektrum inframerah, diklasifikasikan berdasarkan besar panjang gelombang dan pemanfaatannya di bidang medis. Panjang gelombang 2.5 μm s.d 5 μm masih dalam pengembangan penelitian namun sudah diaplikasikan dalam diagnosa melanoma. Sedang pada spektrum 5 μm s.d 15 μm sudah dikembangkan dengan teknik thermografi dan pencitraan panas dalam aplikasi luka bakar, kanker kulit

2.6. Pemodelan Skrining Kanker Payudara Pada Thermal Imaging

Penelitian diagnosa kanker berdasarkan panas tubuh sudah dikembangkan sejak tahun 1998 oleh Anbar meliputi thermografi klinis di berbagai bidang kedokteran untuk ophthalmology. Penelitian tentang deteksi panas tubuh dengan menggunakan detektor kamera inframerah juga semakin memberikan hasil yang semakin baik. *Digital Inframerah Thermographic Imaging* (Diti) adalah pemeriksaan yang menyaring setiap gangguan yang ada atau mengalami kerusakan dari gejala di

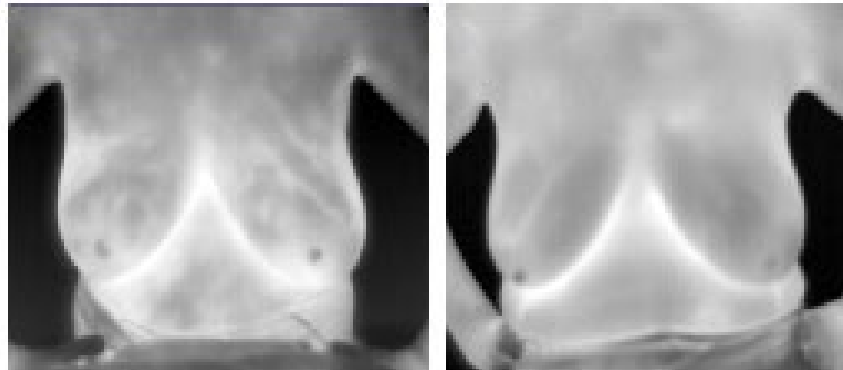
tubuh melalui pencitraan komputer yang mendeteksi panas permukaan kulit (Bhuiyan *et al.*, 2013).

Pemanfaatan kamera inframerah adalah non invasive dan merupakan metode yang aman dalam mengidentifikasi kanker payudara. Penerapan *thermal imaging* dengan menggunakan kamera inframerah dapat memberikan informasi lebih maksimal, terjaga akurasi dan kepresisiannya (Kennedy *et al.*, 2009 ; Ghafarpour *et al.*, 2016). Thermografi sendiri memiliki kepekaan dari 83% dalam mendeteksi kanker payudara, sementara kombinasi dari mammografi dan thermografi memiliki sensitivitas 95 % (Lashkari *et al.*, 2016). Hal ini karena kamera inframerah sangat sensitive, sehingga perubahan temperatur pada pembuluh darah dapat diketahui. Perbedaan temperatur kurang dari 2°C dapat di deteksi oleh detektor kamera inframerah (Khandpour, 2011).

Teknik pencitraan panas dari kamera inframerah menawarkan kecepatan scanning yang tinggi dan tidak menimbulkan bahaya kesehatan karena menggunakan radiasi non-pengion. Thermografi payudara cocok untuk wanita dari segala usia termasuk wanita hamil dan menyusui atau wanita dengan payudara padat (Arena *et al.*, 2003). Pemeriksaan ini non invasive tanpa rasa sakit, sangat stabil dan menghindari risiko paparan radiasi (Leung *et al.*, 2009). Thermografi digunakan sebagai sarana tambahan diagnosis yang efektif untuk meningkatkan pemahaman pasien dengan menampilkan hasil pencitraan kanker secara visual (Arora *et al.*, 2008)

Pencitraan inframerah didasarkan pada prinsip aktivitas metabolisme dan sirkulasi vaskular pada jaringan pra-kanker dan sekitarnya sering kali lebih tinggi daripada di jaringan normal. Penerapan pemanfaatan kamera inframerah dalam diagnosa awal penyakit payudara (tumor, fibroadenoma, kista) berdasarkan dari

temperatur tubuh pada beberapa pasien, menunjukkan bahwa citra panas dapat mengklasifikasikan atau membedakan payudara sehat dan yang terserang penyakit (tumor, fibroadenoma, kista) (Serrano *et al.*, 2011). Pada gambar 2.18 secara visualisasi citra panas pada payudara sehat dan tidak sehat.



Gambar 2.18. Citra panas pada payudara (Serrano *et al.*, 2011)

Perbedaan antara gambar payudara sehat dan sakit. Gambar kiri sesuai dengan citra panas dari pasien dengan tumor ganas dan gambar kanan menunjukkan citra panas pasien dengan payudara normal

Tidak ada alat tunggal yang memberikan prediktabilitas sangat baik, namun kombinasi menggabungkan termografi dapat meningkatkan hasil diagnosa baik secara sensitivitas dan spesifisitas. Mengingat kemajuan dan pematangan industri detektor kamera inframerah, penelitian tambahan diperlukan untuk mengkonfirmasi potensi teknologi. (Arena *et al.*, 2003 ; Kennedy *et al.*, 2009). Komunitas riset merespons dengan upaya terus-menerus untuk menemukan kemajuan dalam teknik pemrosesan, peningkatan sensitivitas dan resolusi spasial sensor termal dengan berbagai metode atau algoritma dalam pengembangannya. Pada tabel 2.5 beberapa penelitian dikembangkan khusus dalam tahap processing dan post processing. Berbagai metode atau pendekatan atau algoritma digunakan untuk membuktikan bahwa melalui energi panas yang dipancarkan tubuh dapat menggambarkan payudara sehat atau tidak sehat.

Tabel 2.5. Review studi literatur berkaitan dengan algoritma atau pemodelan yang digunakan untuk menganalisa *thermal imaging* pada skrining kanker payudara

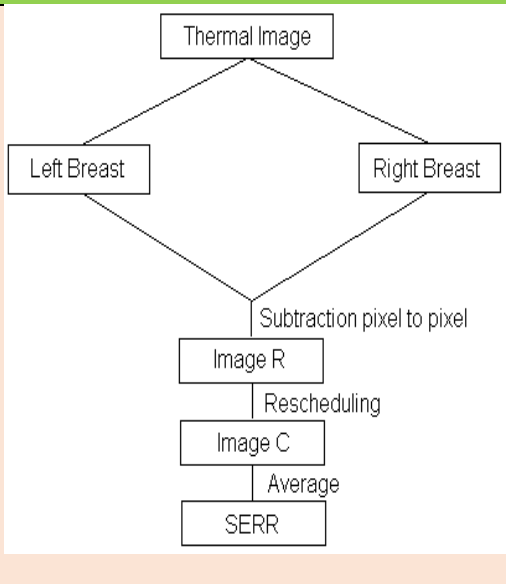
PENELITI & JUDUL	FOKUS PENELITIAN	PENERAPAN METODE	KELEBIHAN /KEKURANGAN
<p>Ng, E., Ung, L. N., Ng, F., & Sim, L. S. (2001). <i>Statistical analysis thermography of healthy and malignant breast</i>. J Med Eng Technology , Vol : 5 ;253-263.</p> <p>(Ng et al., 2001)</p>	<p>Analisis termografi seringkali bersifat subjektif dan mengakibatkan ketidak-konsistenan diagnosis penyakit payudara dengan thermogra phy. Tujuan penelitian ini adalah untuk mempelajari masalah interpretasi subjektif dari thermogram payudara, dimana menggunakan thermo graphy sebagai alat tambahan untuk diagnosis kanker payudara</p>	<p>Thermogram harus diambil dalam periode skrining yang direkomendasikan, kemudian diklasifikasikan dan dianalisis bersamaan dengan jaringan syaraf tiruan (JST). Interpretasi kualitatif citra termal dapat dilakukan dengan menggunakan algoritma kontur aktif. Gambar 256 x 200 piksel dapat tersegmentasi sebagai salah satu masukan ke JST. Untuk mencapai analisis kuantitatif terhadap termografi payudara, pertama-tama, masukan JST harus ditentukan, sehingga termografi dapat dikategorikan berhasil dan berdasarkan masukan.</p>	<p>Kelebihan:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Subyektifitas hasil pembacaan hasil thermografi diperbaiki dengan metode JST dan kontur aktif. <p>Kekurangan</p> <ul style="list-style-type: none"> - Hasil interprestasi sangat tergantung dari pemilihan pixel. - Hanya memberikan rekomendasi pengguna an termografi untuk diagnosa kanker payudara
<p>Serrano, R., Motta, L., Batista, M., & Conci, A. (2011). <i>Using a new method in thermal images of diagnosa early breast cancer</i>. Int J Comput Appl , 540-545.</p> <p>(Serrano et al., 2011)</p>	<p>Penelitian ini menyajikan sebuah studi untuk diagnosis penyakit payudara pada tahap awal (tumor, fibroadenoma, kista) menggunakan citra panas</p>	<p>Awalnya citra panas dilakukan segmentasi dalam dua gambar baru. Selanjutnya gambar dianalisa dengan metode ROI (Region of Interest). Dan tahap selanjutnya dilakukan klasifikasi payudara normal dan abnormal. Berikut tahapan analisa citra.</p>	<p>Kelebihan:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Dapat mendiagnosa kesehatan payudara kanan dan kiri <p>Kekurangan:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Masih dalam tahap klasifikasi payudara dalam 2 kategori normal atau abnormal



PENELITI & JUDUL	FOKUS PENELITIAN	PENERAPAN METODE	KELEBIHAN /KEKURANGAN
------------------	------------------	------------------	-----------------------

Acharya, U., Ng, E. Y., & Tan, J. H. (2012). *Thermography based breast cancer detection using texture feature and support vector machine*. J Med Syst, 1503-1510.

(Acharya et al., 2012)



Kelebihan:

- Proses deteksi lesi kanker dengan metode VSM dapat dilakuka secara otomatis

Kekurangan:

- Masih dalam tahap klasifikasi payudara dalam 2 kategori norma atau abnormal

PENELITI & JUDUL	FOKUS PENELITIAN	PENERAPAN METODE	KELEBIHAN /KEKURANGAN
------------------	------------------	------------------	-----------------------



Hasil dari pengenalan citra adalah klasifikasi payudara: normal dan abnormal dengan akurasi 88,10%, sensitivitas 85,71% dan spesifisitas 90,48%

<p>Alam, W., & Musaruddin, M. (2014). <i>Analisis Fitur Fraktal citra termografi sebagai pendukung deteksi dini kanker payudara</i>. Seminar nasional Sains dan Teknologi (pp. 1-8). Jakarta: Universitas Muhammadiyah .</p> <p>(Ode <i>et al.</i>, 2014)</p>	<p>Tujuan utama penelitian ini adalah menganalisis fitur fraktal pada citra termografi untuk mendukung deteksi dini kanker payudara. Penelitian ini menggunakan citra termal jaringan payudara normal dan citra termal kanker payudara.</p>	<p>Tahapan-tahapan pada penelitian dalam pengenalan citra panas ini adalah</p> <ol style="list-style-type: none"> Konversi citra berwarna (RGB) ke citra skala keabuan (grayscale). Pengubahan kontras citra skala keabuan. Pemotongan obyek (cropping) Histogram citra Proses binerisasi citra skala keabuan Ekstraksi Fitur dengan Metode Fraktal, <p>Hasil penelitian menunjukkan bahwa fitur fraktal yaitu dimensi fraktal dapat digunakan untuk membedakan antara citra termal payudara normal dengan citra termal kanker payudara. Dimensi fraktal citra termal payudara normal lebih kecil yaitu 1,0725 sampai 1,2689 sedangkan pada citra termal kanker payudara yaitu 1,4581 sampai 1,8515.</p>	<p>Kelebihan:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Dapat mengklasifikasi jenis payudara menjadi normal dan abnormal. - Penggunaan fraktal dalam membaca dimen, dapat ditentukan bahwa dimensi payudara normal lebih kecil dibandingkan abnormal. - Dapat membaca dimensi payudara menggunakan dimensi fraktal. <p>Kekurangan:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Masih dalam tahap klasifikasi payudara dalam 2 kategori norma atau abnormal
<p>Francis, S., Sasikala, M., Bharathi, G., & Jaipukar, S. (2014).</p>	<p>Penelitian ini didasarkan pada Hipotesis bahwa penerapan cold challenge, akan meningkatkan efisiensi</p>	<p>Dalam penelitian ini, beberapa tahapan yang dilakukan dari mulai preproccesing sampai dengan proses klasifikasi payudara.:</p>	<p>Kelebihan:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Penerapan teknik cold challenge membantu pengkalsifikasi payudara

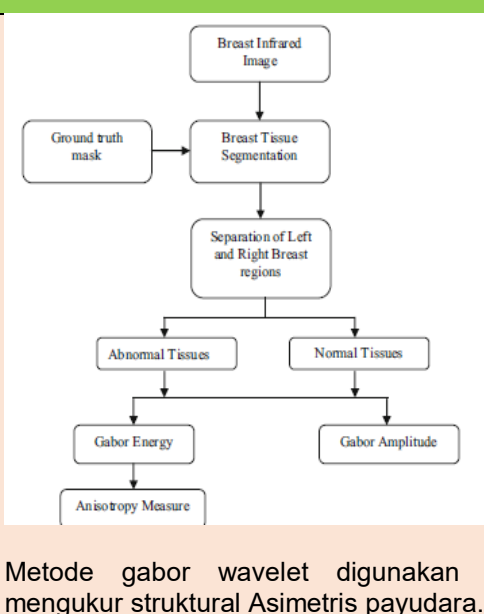
PENELITI & JUDUL	FOKUS PENELITIAN	PENERAPAN METODE	KELEBIHAN /KEKURANGAN
<p><i>Breast cancer detection in rotational thermography images using texture feature.</i> Infrared Physis Thecnology , 490-496. (Francis <i>et al.</i>, 2014)</p>	<p>berbasis thermogram dan sistem deteksi kanker payudara secara otomatis. Oleh karena itu fitur gambar statistik diekstraksi dari precool dan post cool thermogram. Ini digunakan untuk pengklasifikasi dengan SVM untuk menemukan posisi abnormalitas</p>	<div data-bbox="1041 406 1568 574"> <pre> graph LR A[INPUT THERMOGRAM] --> B[PRE-PROCESSING] B --> C[FEATURE EXTRACTION] C --> D[FEATURE REDUCTION] D --> E[CLASSIFICATION] E --> F[NORMAL / ABNORMAL] </pre> </div> <p>Keakuratan sistem klasifikasi ditemukan lebih baik (83,3%) pada kondisi precool dibandingkan kondisi post cool (70,8%). Sistem ini sebanding dengan thermografi konvensional dan mengungguli thermografi konvensional dalam kemampuannya mencari kelainan dan prediksikan sifat ganasnya saat digunakan sebagai alat tambahan untuk ultrasound. Oleh karena itu thermografi rotasi memiliki potensi besar untuk dikembangkan menjadi alat tambahan yang lebih murah dan dapat diandalkan untuk skrining kanker payudara</p>	<p>secara otomatis dan akurasi terbaik saat precool, yaitu sebesar 83.3 %</p> <p>Kekurangan:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Masih dalam tahap klasifikasi payudara normal dan abnormal
<p>Suganthi, Ss., & Remakrishnan, S. (2013). <i>Analysis of breast thermograms using gabor wavelet anisotrophy index.</i> J med Systems . vol : 38 (9) (Suganthi <i>et al.</i>, 2014)</p>	<p>Dalam penelitian ini, dilakukan upaya untuk membedakan payudara normal dan abnormal. Metode wavelet gabor digunakan untuk membaca citra panas. Metode Segmentasi digunakan untuk memisahkan daerah payudara kiri dan kanan setelah proses memindahkan daerah non-payudara dari gambar.</p>	<p>Tahapan penelitian ini secara keseluruhan adalah:</p>	<p>Kelebihan:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Penerapan algoritma gabor wavelet dan proses segmentasi dalam klasifikasi payudara normal dan abnormal. <p>Kekurangan:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Masih dalam tahap klasifikasi payudara

PENELITI & JUDUL	FOKUS PENELITIAN	PENERAPAN METODE	KELEBIHAN /KEKURANGAN
------------------	------------------	------------------	-----------------------

Kermani, S., Samadzahghdam, N., & Tavakol, E. (2015). *Automatic color segmentation of breast infrared using gaussian mixture model*. Int J Light Election opt , 3288-3294.

(Kermani et al., 2015)

Pada penelitian ini, pada pengenalan citra panas dilakukan proses segmentasi dengan membagi citra ke daerah dengan temperatur yang berbeda. Tujuannya adalah dalam menganalisis citra panas akan membantu dalam mendeteksi daerah tumor.



Metode gabor wavelet digunakan untuk mengukur struktural Asimetris payudara. Citra panas inframerah payudara primer diberikan dalam skala abu-abu. Untuk visualisasi yang lebih baik dan diagnosis yang lebih akurat, biasanya diubah menjadi versi semu-warna oleh perangkat lunak kamera atau algoritma eksternal. Dimana algoritma segmentasi warna dilakukan dengan menggunakan Gaussian Mixture Model (GMM). Parameter model diestimasi menggunakan algoritma EM iteratif yang populer. Setelah segmentasi, cluster diperintahkan sehubungan dengan kenaikan temperatur rata-rata. Untuk menentukan jumlah cluster optimal, dua indeks validitas

Kelebihan:

- Penerapan metode GMM dalam proses segmentasi dalam memisahkan temperatur pada tumor dengan daerah sekitarnya.
- Sesuai untuk proses skrining

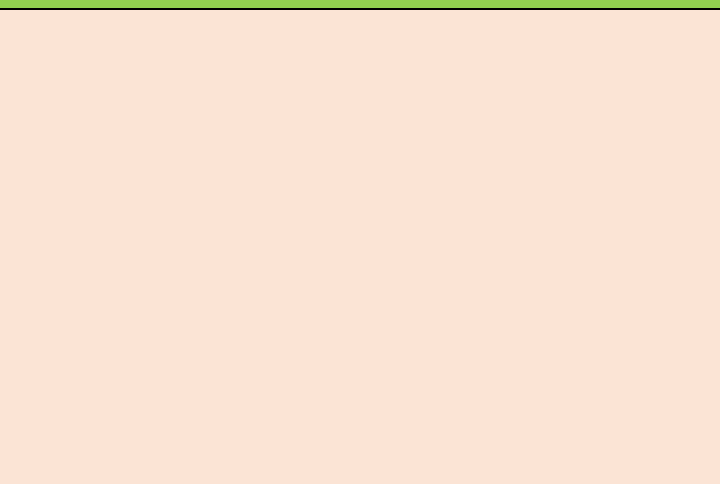
Kekurangan:

- Sebatas memberikan rekomendasi penggunaan kamera infra merah dalam skrining tumor

PENELITI & JUDUL	FOKUS PENELITIAN	PENERAPAN METODE	KELEBIHAN /KEKURANGAN
<p>Prabha, S., Suganthi, S. S., & Sujatha, C. M. (2015, vol 23(4)). <i>An approach to analyze the breast tissues in infrared images using non linier adaptive level sets and riesz transform feature.</i> Technology and Health Care , 429-442.</p> <p>(Prabha et al., 2015)</p>	<p>Kondisi patologis dapat ditentukan dengan mengukur variasi temperatur di daerah payudara abnormal. Keterbatasan gambar inframerah seperti kontras rendah, rasio sinyal terhadap noise rendah dan tidak adanya tepi yang jelas.</p> <p>Tujuan penelitian ini adalah penerapan teknik segmen tasi dicoba untuk menggam barkan jaringan payudara dengan mendeteksi batas payudara dan lipatan inframammary yang tepat. Karakteristik fitur diekstraksi untuk menganalisis variasi termal asimetris pada jaringan payudara normal dan abnormal</p>	<p>cluster bernama Calinski-Harabasz dan Davies-Bouldin digunakan. Hasil penelitian menunjukkan bahwa indeks Davies-Bouldin memiliki bias terhadap sejumlah kecil cluster.</p> <p>Dalam menganalisis citra termal jaringan payudara menggunakan rangkaian tingkat adaptif nonlinier dan transformasi Riesz. Gambar termal payudara awalnya dikenai estimasi taksiran tak terduga Stein berdasarkan ortonormal wavelet denoising. Hasil menunjukkan bahwa rasio rata-rata sinyal terhadap noise yang diperkirakan dari gambar denoised dan ketajaman rata-rata gambar yang diberaturankan meningkat masing-masing sebesar 38% dan 6%.</p> <p>Pertimbangan interscale yang diadopsi dalam algoritma denoising mampu memperbaiki rasio signal to noise dengan melestarikan tepi. Kerangka segmentasi yang diusulkan dapat menggambarkan jaringan payudara dengan tingkat korelasi yang tinggi (97%) antara area tumor tersegmentasi dan ground. Juga, akurasi dan sensitivitas segmentasi rata-rata ditemukan 98%.</p>	<p>Kelebihan:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Akurasi dan sensitivitas segmentasi rata-rata ditemukan 98%. - Directionality sebagai fitur, menunjukkan perbedaan yang cukup besar antara jaringan normal dan abnormal yang ditemukan 11%. <p>Kekurangan:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Masih dalam tahap klasifikasi payudara
<p>Zadeh, H., Hahhania, J., & Montaeri, A. (2016). <i>A Model for diagnosing breast cancerous tissue from thermal images using</i></p>	<p>Dalam penelitian ini pembahasan fokus pada proses segmentasi daerah kanker pada citra panas payudara. Hal ini penting karena berhubungan</p>	<p>Model yang diusulkan dalam tulisan ini adalah kombinasi antara urf and corners yang sangat resistan.</p> <p>Membandingkan hasil yang diperoleh dari metode yang diusulkan dan mammogram menunjukkan bahwa metode yang diusulkan</p>	<p>Kelebihan:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Metode yang diusulkan dapat mengklasifikasikan area payudara tersegmentasi sebagai

PENELITI & JUDUL	FOKUS PENELITIAN	PENERAPAN METODE	KELEBIHAN /KEKURANGAN
<p><i>active contour and lyapunov exponent.</i> Iran J Public Health 657 6 (Ghayomi <i>et al.</i>, 2016)</p>	<p>dengan proses deteksi dini tumor.</p>	<p>adalah akurat dan tepat. Keganasan daerah tersegmentasi dideteksi oleh eksponen Lyapunov. Nilai yang diperoleh meliputi TP = 91,31%, FN = 8,69%, FP = 7,26%. Kesimpulan: Metode yang diusulkan dapat mengklasifikasikan area payudara tersegmentasi sebagai payudara normal, payudara kanker jinak dan ganas.</p>	<p>payu dara normal, kanker jinak dan ganas Kekurangan: - Tidak membahas ukuran lesi yang teridentifikasi.</p>
<p>Araújo, Marcus C Souza, Renata M C R Lima, Rita C F Silva, Telmo M <i>An interval prototype classifier based on a parameterized distance applied to breast thermographic images.</i> <i>Medical & Biological Engineering & Computing</i> 2016 (Araújo <i>et al.</i>, 2016)</p>	<p>Mengklasifikasikan kelainan payudara (ganas, jinak dan kista) menggunakan data temperatur interval untuk mendeteksi kanker payudara</p>	<p>Langkah pembelajaran memperhitungkan variasi internal interval ketika menggambarkan kelainan payudara dan menggunakan cara untuk memetakan interval ini ke dalam ruang di mana mereka dapat lebih mudah dipisahkan. Metode ini membangun prototipe kelas, dan langkah alokasi didasarkan pada jarak Mahalanobis yang diparameterisasi untuk data bernilai interval.</p>	<p>Kelebihan: Dapat mengklasifikasikan payudara abnormal berdasarkan dari data temperatur internal Kekurangan: Tidak mengukur besaran lesi</p>

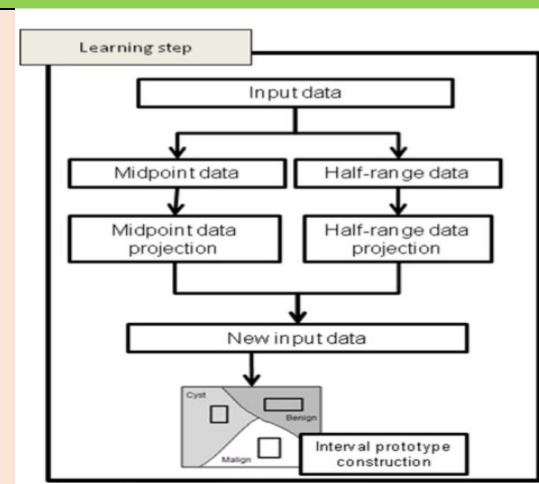
PENELITI & JUDUL	FOKUS PENELITIAN	PENERAPAN METODE	KELEBIHAN /KEKURANGAN
------------------	------------------	------------------	-----------------------



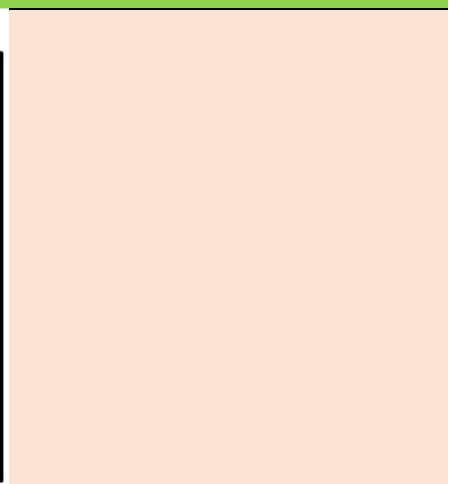
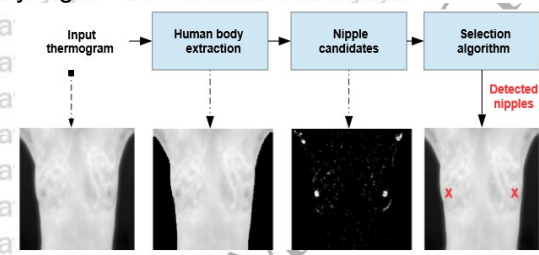
Mohamed Abdel-Nasser, Adel Saleh, Antonio Moreno, Domenec Puig. Automatic nipple detection in breast thermograms. 2016 (Nasser *et al.*, 2016)



Mendeteksi puting susu dengan termograf. Lokasi puting sangat berharga dalam analisis gambar medis karena dapat digunakan dalam beberapa aplikasi, seperti pendaftaran gambar dan modalitas fusi.

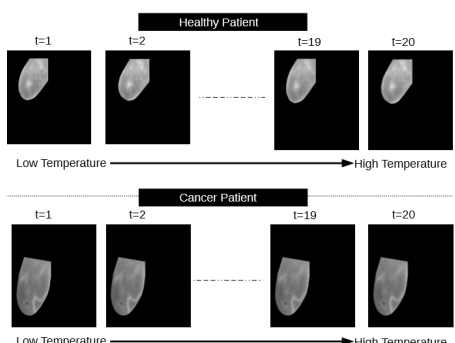


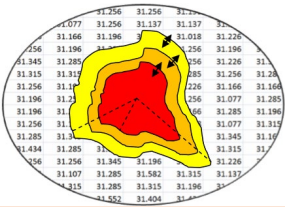
Tahapan utama yang diusulkan Metode adalah: segmentasi tubuh manusia, penentuan calon puting menggunakan ambang batas adaptif dan deteksi puting menggunakan pilihan novel algoritma. Eksperimen telah dilakukan pada dataset thermograms memvalidasi metode yang diusulkan, mencapai hasil deteksi puting yang akurat.



Kelebihan:
Dapat mendeteksi lokasi puting susu.

Kekurangan:
Tidak mendeteksi lesi kanker

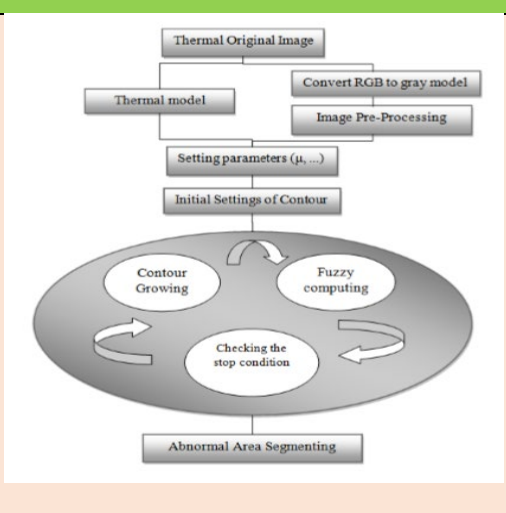
PENELITI & JUDUL	FOKUS PENELITIAN	PENERAPAN METODE	KELEBIHAN /KEKURANGAN
<p>Mohamed Abdel-Nasser, Antonio Moreno and Domenec Puig <i>Breast Cancer Detection in Thermal Infrared Images Using Representation Learning and Texture.</i> 2019</p> <p>(Nasser, 2019)</p>	<p>Mendeteksi perbedaan temperatur antara daerah normal dan kanker, prosedur thermografi yang dinamis menggunakan kamera inframerah termal untuk menghasilkan gambar inframerah pada langkah waktu yang tetap dan memperoleh jumlah gambar yang ditingkatkan</p>	<p>Metode perubahan pada temperatur pada payudara normal dan abnormal menggunakan teknik pembelajaran representasi yang disebut learning-to-rank dan metode analisis tekstur</p> 	<p>Kelebihan: Menvisualisasikan temperatur pada payudara normal dengan kanker</p> <p>Kekurangan: -</p>
<p>Amir Ehsan Lashkari, Mohammad Firouzmand <i>Thermogram Images using AdaBoost Classifier and Fuzzy C-Means Clustering Algorithm</i> Middle East Journal of Cancer; July 2016; 7(3): 113-124</p> <p>(Lashkari <i>et al.</i>, 2016)</p>	<p>Dalam makalah ini membandingkan teknik yang supervised ke unsupervised yang menggunakan gambar termal payudara.</p>	<p>Fitur yang dipilih dievaluasi dengan fuzzy C-means clustering dan dibandingkan dengan classifier supervised. Fuzzy C-means clustering dengan akurasi rata-rata 75% sesuai untuk teknik yang tidak diawasi. Kesimpulan: Fuzzy C-means clustering dapat menjadi teknik unsupervised yang cocok untuk menentukan area yang mencurigakan dalam gambar termal dibandingkan dengan teknik supervised dengan akurasi rata-rata 88%.</p>	<p>Kelebihan: Penerapan metode fuzzy dalam klastering area lesi</p> <p>Kekurangan: Tidak terdapat pengukuran pada area lesi</p>
<p>Lingraj Doraa, Sanjay Agrawalb, Rutuparna Pandab, Ajith Abrahamc <i>Optimal breast cancer classification using Gauss-Newton representation</i></p>	<p>Dalam makalah ini, kami telah mengusulkan sebuah novel Gauss-Newton berdasarkan algoritma berbasis (GNRBA) untuk klasifikasi kanker payudara.</p>	<p>Dalam makalah ini, kami telah mengusulkan sebuah novel Gauss-Newton berdasarkan algoritma berbasis (GNRBA) untuk klasifikasi kanker payudara. Hasil percobaan menunjukkan bahwa usulan GNRBA bisa menjadi alternatif yang baik untuk</p>	<p>Kelebihan: Dapat mengklasifikasikan jenis kanker</p> <p>Kekurangan:</p>

PENELITI & JUDUL	FOKUS PENELITIAN	PENERAPAN METODE	KELEBIHAN /KEKURANGAN
<p>based algorithmExpert Systems with Applications (2017) (Dora <i>et al.</i>, 2017)</p>		<p>klasifikasi kanker payudara bagi para ahli klinis.</p>	<p>Tidak ada pengukuran besar lesi</p>
<p>Mahnaz Etehadtavakol, Eddie Yin-Kwee Ng, Niloofer Gheissari Using shape contexts method for registration of contra lateral breasts in thermal images World Journal of Clinical OncologyW. 2014 (Mahnaz <i>et al.</i>, 2014)</p>	<p>Menggunakan metode konteks bentuk yang sederhana dan mudah diimplementasikan untuk mencapai batas simetris untuk batas payudara kiri dan kanan dalam gambar termal.</p>	<p>Metode yang diusulkan terdiri dari dua langkah. Pada langkah pertama, bentuk konteks, untuk mendata dua batas payudara. Konteks bentuk adalah pendekatan untuk mengukur kesamaan bentuk. Dua set titik sampel terbatas dari bentuk kontur dua payudara kemudian disajikan. Akibatnya, korespondensi antara dua bentuk ditemukan. Dengan menemukan korespondensi, titik sampel yang memiliki konteks bentuk paling mirip diperoleh.</p>	<p>Kelebihan: Menganalisa pola atau bentuk payudara kanan-kiri Kekurangan: Tidak menganalisa kanker payudara</p>
<p>Hossein Ghayoumi Zadeh, Javad Haddadnia, Omid Rahmani Seryasat, Sayed Mohammad Mostafavi Isfahani SEGMENTING BREAST CANCEROUS REGIONS IN THERMAL IMAGES USING FUZZY ACTIVE CONTOURS 2016 (Zadeh <i>et al.</i>, 2016)</p>	<p>Makalah ini bertujuan untuk awalnya mendeteksi massa abnormal jaringan payudara dan kemudian mengelompokkan wilayah ini menggunakan kontur fuzzy aktif.</p>	<p>Pengukuran massa lesi</p>  <p>Pemodelan:</p>	<p>Kelebihan: Dapat mendeteksi adanya massa lesi Kekurangan: Tidak dilakukan pengukuran berapa ukuran lesi yang terdeteksi</p>

PENELITI & JUDUL	FOKUS PENELITIAN	PENERAPAN METODE	KELEBIHAN /KEKURANGAN
------------------	------------------	------------------	-----------------------

R. Hatwar & C. Herman
Inverse method for quantitative characterization of breast tumors from surface temperature data 2017
(Hatwar *et al.*,2017)

Tujuan Penelitian memperkenalkan metode komputasi untuk secara bersamaan memperkirakan ukuran, lokasi, dan perfusi darah lesi kanker payudara dari data Temperatur permukaan.

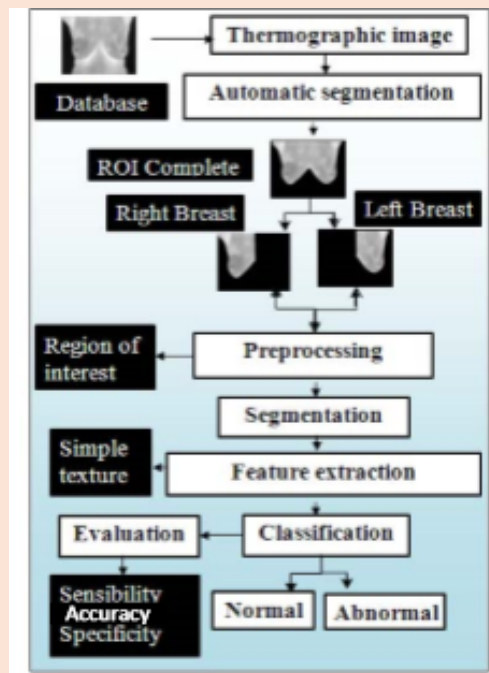


Kelebihan:
Terdapat pengukuran lesi terkecil yang ditemukan sebesar 7 mm.

Kekurangan:
-

Metode digunakan adalah komputasi 2D dari tumorous axisymmetric payudara dengan 6 lapisan jaringan, epidermis, dermis papiler, dermis reticular, lemak, kelenjar, lapisan otot dan tumor bulat itu untuk menghasilkan distribusi temperatur permukaan. Memperkirakan karakteristik tumor secara iteratif menggunakan algoritma terbalik berdasarkan metode Levenberg-Marquardt. Data temperatur dimodifikasi dan memperluas algoritma terbalik untuk memasukkan data sementara yang dapat ditangkap oleh pencitraan inframerah dinamis. Beberapa kasus uji adalah dipertimbangkan untuk analisis sementara, di mana kedalaman, jari-jari dan perfusi darah tumor berada bervariasi dari 11 hingga 30 mm, 7 hingga 11 mm

PENELITI & JUDUL	FOKUS PENELITIAN	PENERAPAN METODE	KELEBIHAN /KEKURANGAN
<p>Sourav Pramanik, Debotosh Bhattacharjee Mita Nasipuri* Texture Analysis of Breast Thermogram for Differentiation of Malignant and Benign Breast 2016</p> <p>(Pramanik <i>et al.</i>, 2016)</p>	<p>Mengembangkan teknik ekstraksi fitur tekstur lokal baru, yang disebut block variance (BV), untuk analisis tekstur pada gambar payudara termal</p>	<p>Membedakan thermografi payudara ganas dari thermografi payudara jinak berdasarkan ukuran asimetri. Metode yang digunakan satu set empat puluh gambar payudara termal ganas dan enam puluh jinak dari basis data DMR. Sebuah feed-forward neural network (FANN) dengan aturan pelatihan gradien yang layak telah digunakan untuk mengevaluasi kinerja klasifikasi</p>	<p>Kelebihan: Membedakan payudara ganas dengan payudara jinak.</p> <p>Kekurangan: Tidak membahas ukuran</p>



PENELITI & JUDUL	FOKUS PENELITIAN	PENERAPAN METODE	KELEBIHAN /KEKURANGAN
------------------	------------------	------------------	-----------------------

Himanshu Madhu, , Siva Teja Kakileti, , Krithika Venkataramani, Susmija Jabbireddy
Extraction of Medically Interpretable Features for Classification of Malignancy in Breast Thermography
(Madhu *et al.*, 2016)

Makalah ini berfokus pada ekstraksi otomatis fitur termal non-vaskular yang dapat ditafsirkan secara medis. Fitur-fitur untuk membedakan keganasan dari kondisi non-keganasan yang berbeda, termasuk jaringan hormon sensitif dan kondisi jinak tertentu, yang memiliki respons termal yang meningkat.

Menguji kumpulan data dan mengklasifikasikan standar seperti Support Vector Machines (SVM), dan Random Forests (RF). Sistem pengambilan keputusan dengan cara RF secara acak memilih subset dari subjek pelatihan dan subset fitur ke dalam kelompok, dan di dalam setiap kelompok, pohon keputusan dilatih. Untuk subjek uji, mode keputusan pohon-pohon yang dihasilkan secara acak digunakan untuk klasifikasi. Hasil RF berkinerja lebih baik dibandingkan SVM pada dataset, mungkin karena fitur lebih cocok untuk pohon keputusan, dan fusi ensemble lebih baik daripada pengklasifikasi tunggal.

Kelebihan:
Membedakan payudara ganas dan payduara jinak

Kekurangan:
Tidak membahas pengukuran

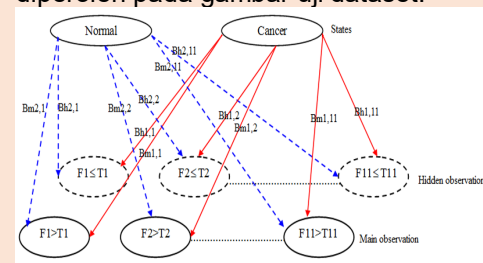
Rastghalam, Rozita Pourghassem, Hossein
Using MRF-based Probable Texture Feature and Decision-level Fusion-based Classification using HMM on Thermography Images 2015
(Rastghalam *et a;*, 2015)

Deteksi kanker payudara dengan algoritma HMM

Algoritma pendeteksian kanker payudara berdasarkan asimetris. Analisis sebagai keputusan primitif dan fusi tingkat keputusan dengan menggunakan Hidden Markov Model (HMM) diusulkan. Algoritma deteksi kanker payudara yang diusulkan dievaluasi pada berbagai dataset termografi gambar dan tingkat negatif palsu sebesar 8,3% dan tingkat positif palsu 5% diperoleh pada gambar uji dataset.

Kelebihan:
Membedakan normal dan cancer

Kekurangan:
Tidak membahas pengukuran



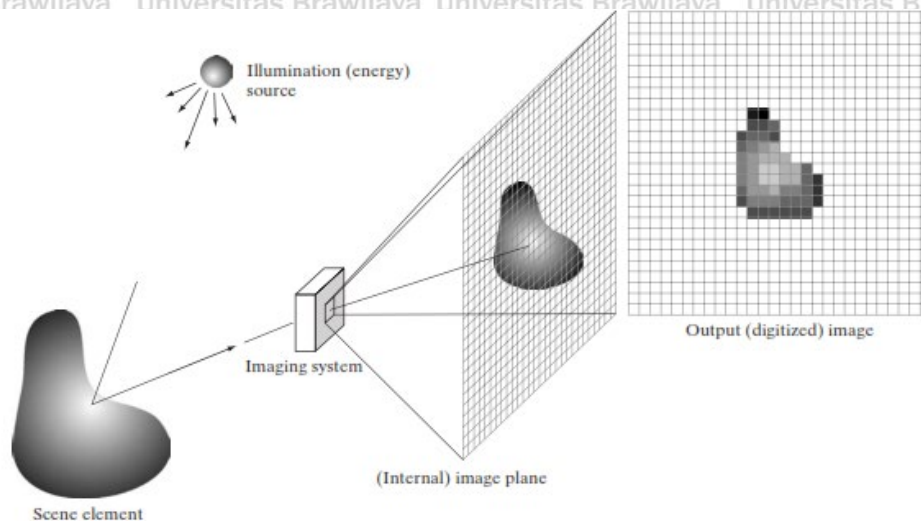


PENELITI & JUDUL	FOKUS PENELITIAN	PENERAPAN METODE	KELEBIHAN /KEKURANGAN
<p>Saniei, Elham Setayeshi, Saeed Esmæil, Mohammad Navid, Mitra Parameter estimation of breast tumour using dynamic neural network from thermal pattern 2016 (Saniei <i>et al.</i>, 2016)</p>	<p>Penelitian membahas tentang estimasi kedalaman, ukuran dan panas metabolisme kanker payudara.</p>	<p>Metode pengukuran menggunakan Dynamic Neural Network (DNN)</p>	<p>Kelebihan: Ukuran lesi terdeteksi 0.4 cm Kekurangan: Analisa berdasarkan dari estimasi. Error koreksi pengukuran sebesar 20 %</p>

2.7. Sistem Pencitraan Panas

2.7.1. Pengolahan Citra Digital

Sebuah data atau informasi tidak hanya disajikan dalam bentuk teks, tetapi juga dapat berupa gambar, audio dan video. Secara harafiah citra (*image*) adalah gambar pada bidang dua dimensi (gambar 2.19).



Gambar 2.19. Ilustrasi citra digital (Woods, 2001).

Visualisasi pencitraan manual ke dalam bentuk digital. Sensor berbentuk 2 dimensi. Sensor akan menangkap setiap eluminasi yang dipantulkan oleh objek dan akan diproyeksikan ke dalam bidang citra. Secara bersamaan sensor akan menghasilkan keluaran yang setara dengan integral dari cahaya yang diterima setiap sensor

Teknologi citra telah merambah kemana-mana tidak hanya sekedar untuk mendokumentasikan gambar saja. Penerapan teknologi yang semakin strategis salah satunya di bidang medis. Sistem visual mata manusia sangat terbatas.

Seringkali citra yang dimiliki mengalami penurunan mutu (*degradasi*), misalnya mengandung cacat atau derau (*noise*), warnanya kontras, kurang tajam, kabur (*blurring*) dan sebagainya. Sehingga lebih sulit untuk diinterpretasikan karena informasi yang disampaikan oleh citra tersebut menjadi berkurang.

Studi yang mempelajari pencitraan adalah pengolahan citra (*Image Processing*). Pengolahan citra merupakan suatu sistem dimana proses dilakukan dengan masukan berupa citra dan hasilnya citra juga. Pada awalnya pengolahan

citra dilakukan untuk memperbaiki kualitas citra. Perkembangan dunia komputasi semakin meningkatkan kapasitas dan kecepatan proses komputer. Munculnya ilmu-ilmu komputasi yang memungkinkan manusia dapat mengambil informasi dari suatu citra menjadikan *image processing* tidak dapat dilepaskan dengan bidang *computer vision*.

Dalam perkembangan *image processing* dan *computer vision* digunakan sebagai pengganti mata manusi. Perangkat *input image capture*, misalnya kamera atau scanner dijadikan sebagai mata dan mesin komputer sebagai otak yang mengolah informasi. Sehingga muncul beberapa bidang penting dalam *computer vision*, yaitu *pattern recognition*, *biometric*, *content based image* dan *video retrieval*, serta video editing dan lain sebagainya.

Saat ini perkembangan pengolahan citra bidang biometrik, yaitu bidang yang mempelajari bagaimana dapat mengidentifikasi seseorang dengan ciri yang unik, misal pengenalan sidik jari, *face recognition*, identifikasi penyakit, *thermal imaging* dan lain sebagainya.

Dalam pengambilan sebuah gambar ada beberapa teknik pengolahan citra yang digunakan didalamnya. Teknik pengolahan data yang digunakan akan disesuaikan dengan cara pengambilan gambar. Pengolahan citra sangat dipengaruhi oleh teknik pengambilan gambar. Ada beberapa cara atau teknik pengambilan gambar seperti tabel 2.6.

Tabel 2.6. Teknik Pengambilan Gambar

Teknik Pengambilan gambar

Hasil capture

Gamma Ray Imaging



X-Ray Imaging

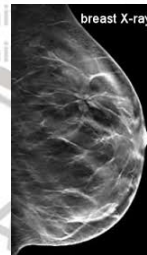


Image Ultraviolet

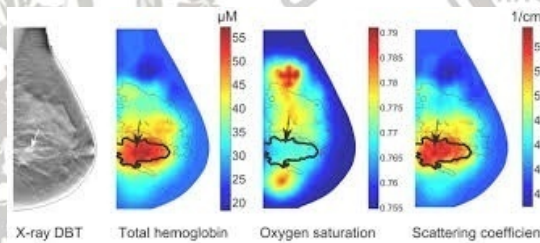
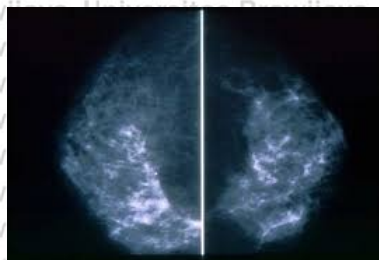


Image Infrared



Image Ultrasound



Perbedaan teknik pengambilan gambar dilakukan pengolahan citran yang berbeda. Secara umum teknik pengolahan citra digital dibagi menjadi 3 tahap pengolahan yaitu :

1. Tahap awal (*Low Level Processing* atau *Pre-processing*)

Tahap awal ini merupakan tahap pengolahan citra paling mendasar, seperti mengurangi noise (*noise reduction*), perbaikan citra (*image enhancement*) dan restorasi citra (*image retoration*). Tujuan pada tahapan ini adalah membuat citra *input* lebih baik atau meningkatkan kualitas citra baik kontras maupun kecerahan.

2. Tahap menengah (*Mid-Level* atau *Processing*)

Pengolahan citra pada tahap ini meliputi : segmentasi pada citra, deskripsi obyek dan klasifikasi obyek secara terpisah. Tujuan pada tahapan ini adalah untuk membedakan atau memisahkan obyek-obyek yang ada dalam suatu citra, seperti memisahkan obyek dengan latar belakangnya.

3. Tahap Akhir (*High-Level Processing* atau *Post-processing*)

Pada tahap ini dilakukan analisa pencitraan. Sehingga akan didapatkan informasi dari gambar yang lebih berkualitas

2.7.2. Citra Panas (*Thermal Imaging*)

Citra panas merupakan citra multiresolusi. Citra panas digunakan untuk mendeteksi radiasi inframerah atau panas benda dan menciptakan sebuah gambar berdasarkan informasi tersebut. Penjelasan singkat bagaimana citra panas bekerja. Semua benda memancarkan energi panas (dalam bentuk inframerah) sebagai fungsi temperatur. Energi panas yang dipancarkan oleh sebuah obyek dikenal sebagai signature panas. Secara umum semakin tinggi temperatur panas sebuah obyek semakin besar radiasi yang dipancarkan. Kamera inframerah adalah sebuah sensor panas yang mampu mendeteksi

perbedaan kecil temperatur. Perangkat ini mengumpulkan radiasi inframerah dari obyek dan akan menciptakan sebuah gambar elektronik berdasarkan informasi tentang perbedaan temperatur (Ring *et al.*, 2015).

Hukum Stefan Blotzman menyatakan hubungan antara energi yang diradiasikan dengan temperatur benda. Energi total yang dipancarkan oleh sebuah benda sebanding dengan luas permukaannya dan berbanding lurus dengan pangkat empat temperaturnya (dalam satuan kelvin). Radiasi yang dipancarkan tersebut meliputi spektrum panjang gelombang yang lebar, tetapi intensitas terbesar ada pada panjang gelombang tertentu (hukum pergeseran Wien). Energi panas dalam bentuk radiasi inframerah sangat berhubungan dengan adanya kelainan (kanker), yaitu adanya aktivitas kimia dan aktivitas pembuluh darah di dalam jaringan prakanker dan di daerah sekitar kanker payudara yang sedang tumbuh selalu lebih tinggi daripada aktivitas di dalam jaringan normal.

Pengolahan citra digital mengalami kemajuan dibidang medis. Peran pengolahan citra berbasis Computer-Aided Diagnostic (CAD) dalam pemrosesan gambar inframerah tidak dapat dicapai tanpa model seperti model hemispheric (Mambou *et al.*, 2018). Manfaat dari pengolahan citra banyak sekali salah satunya adalah untuk mengidentifikasi kanker payudara melalui citra panas yang dipancarkan oleh permukaan kulit. Setiap pasien akan memperlihatkan "peta" payudaranya masing-masing. Pemeriksaan secara regular akan menghasilkan serial gambar "peta" payudara yang menunjukkan adanya ketidaknormalan.

Pengukuran pembacaan temperatur panas ini memiliki kelebihan yaitu secara langsung, tidak merusak dan aman untuk diulangi setiap waktu (Cheng *et al.*, 2014).

Pada penelitian suganthi untuk membedakan jaringan normal dan abnormal dari citra panas payudara dilakukan pengambilan gambar mentah baik payudara

kanan dan kiri. Dilakukan perbaikan citra dengan menggunakan metode Gabor Wavelet Transform untuk menghilangkan daerah non payudara. Penerapan metode gabor menunjukkan variasi relatif antara kondisi patologis yang berbeda. Metode ini dapat digunakan secara efisien untuk mengidentifikasi jaringan normal dan abnormal (Suganthi *et al.*, 2014).

Pada pengolahan citra panas dalam mengidentifikasi kanker payudara perlu adanya proses segmentasi. Dengan proses segmentasi citra akan dikelompokkan menggunakan metode level set adaptif non linier. Dengan metode ini menunjukkan perbedaan yang cukup besar antara jaringan normal dan tidak normal pada payudara sebesar 11 % (Spandana *et al.*, 2013)

Penelitian deteksi dini kanker payudara menggunakan inframerah dengan pendekatan membandingkan perbedaan temperatur antara payudara kanan dan kiri dilakukan oleh Mamahit. Dimana peningkatan kualitas citra dilakukan secara signifikan, yaitu penerapan pengolahan citra pada proses segmentasi menggunakan metode deteksi tepi, ekstraksi tresholding dan histogram memberikan informasi perbandingan citra payudara yang normal dan abnormal (Prabha *et al.*, 2015). Segmentasi warna menggunakan model gabungan Gaussian dan algoritma populer iterative expectation-maximization, dimana komponen Gaussian dicocokkan dengan nilai-nilai pixel di ruang warna RGB. Setelah segmentasi dilakukan pengelompokan berdasarkan peningkatan temperatur rata (Kermani *et al.*, 2015)

Penelitian oleh Wa Ode dan Mustarum, pada proses ekstraksi citra payudara menggunakan pendekatan dimensi fraktal dengan algoritma *box counting* memberikan hasil citra panas payudara normal lebih kecil 1,0725 sampai 1,2689 sedangkan pada citra panas kanker payudara sebesar 1,4581 sampai 1,8515 (Ode *et al.* 2014). Penelitian pengembangan pemodelan matematika pada

proses *feature ekstraksi* dengan metode *active contour* dan *lyapunov exponent* dapat memberikan kualitas gambar yang diinginkan (Zadeh *et al.*, 2016).

Penelitian terbaru oleh Lashkari, pengolahan citra panas dalam mengidentifikasi kanker payudara, tidak hanya 3 tahapan (awal, menengah dan akhir), namun proses pengklasifikasian kanker payudara dari *thermal imaging* untuk membedakan jenis kanker TH₁-TH₅ (Lashkari *et al.*, 2016).

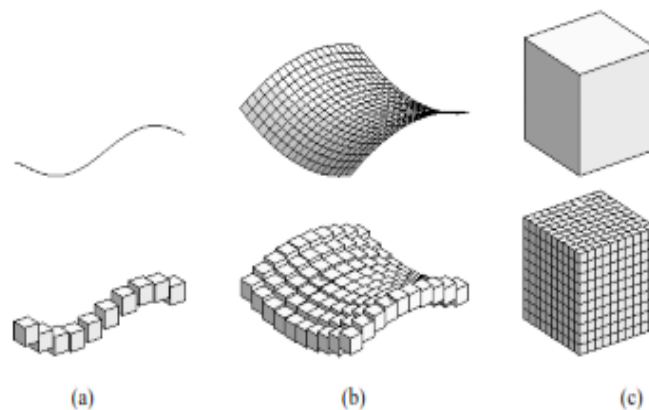
Dari sejumlah penelitian diatas masih perlu ada perbaikan pada inputan citra panas (*pre processing*) untuk menghilangkan *noise* pada citra sebelum citra tersebut diolah, kepresisian obyek pada pixel, kerapatan pixel untuk mengukur obyek kecil.

2.7.3. Fraktal

Salah satu ciri adanya ketidaknormalan payudara adalah pada bagian yang terindikasi neoplasma memiliki temperatur yang lebih tinggi. Hal ini terjadi karena kulit payudara disekitar neoplasma memancarkan panas yang lebih tinggi daripada daerah sekitarnya. Visualisasi dalam membaca hasil scanning inframerah untuk mendeteksi dan mendiagnosa kanker payudara diperlukan parameter untuk menginterpretasikan obyek kanker yang terdapat pada citra. Metode fraktal menyediakan kerangka analisa fenomena alam pada berbagai bidang ilmu pengetahuan seperti bidang biologi dan kedokteran. Beberapa penelitian sebelumnya dengan metode fraktal antara lain analisa citra mamogram menggunakan analisa metode fraktal algoritma *box counting* sebagai pendukung diagnosa kanker (Ode *et al.*, 2014).

Pada pemodelan fraktal gambar dan ekstraksi sub-gambar adalah fokus pada tekstur gambar asli dan mencari antara kedalaman piksel dengan berbagai tingkat skala abu-abu untuk mendeteksi tekstur kompleks. Dengan metode wavelet sub-bands dapat mengklasifikasikan daerah-daerah kanker jinak dan

normal atau ganas (Alireza *et al.*, 2015). Fraktal merupakan cara yang tepat untuk membuat pemodelan fenomena alam (*natural phenomenon*) yang dianggap sebagai alat untuk merepresentasikan obyek-obyek alam. Fraktal memiliki karakteristik utama yaitu kemiripan dengan diri sendiri (*self similarity*). Karakteristik tersebut membuat fraktal memiliki kemampuan memodelkan obyek alam yang rumit dan tidak teratur. Fraktal mampu menentukan dimensi suatu obyek walau dimensi pecahan (gambar 2.20). Hal ini berbeda dengan geometri Euclidean yang hanya mampu menentukan dimensi bulat (integer) suatu obyek. Dimensi fraktal dengan geometri Euclidean memiliki konsep yang sama untuk mencari *self similarity* suatu obyek, yaitu menggunakan algoritma *Box Counting* (Hermann *et al.*, 2015)



Gambar 2.20. Ilustrasi proses box covering pada objek dengan dimensi euclidean (Hermann *et al.*, 2015)

Pencitraan objek secara fraktal dalam bentuk berbagai dimensi euclidean : (a) 1 dimensi, b) 2 dimensi dan (c) 3 dimensi.



Gambar 2.21. Contoh proses box counting pada fraktal (Ode *et al.*, 2014)

Proses box counting pada citra panas, dimana citra warna atau gray scale dibagi menjadi blok-blok besar.

2.7.4. Partitioned Iterated Function System (PIFS)

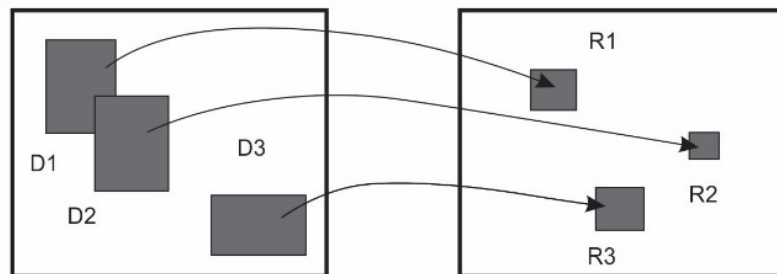
Pengolahan citra digital pada citra panas tidak bisa dilakukan seperti halnya pada citra digital biasa. Penerapan *self similarity* algoritma *Box Counting* hanya dapat untuk obyek-obyek fraktal yang memiliki kemiripan dengan diri sendiri secara beraturan. Citra panas merupakan citra yang tidak teratur (multiresolusi), sehingga untuk mencari *self similarity* diperoleh dengan mencari kemiripan lokal, yaitu mencari bagian-bagian tertentu pada citra yang mirip dengan bagian-bagian lain pada citra tersebut. Metode untuk mencari *self similarity* lokal adalah PIFS (*Partition Iterated Function System*).

PIFS bertujuan mencari kemiripan lokal dengan cara mempartisi atau membagi citra panas ke dalam blok-blok besar yang disebut dengan blok ranah (*domain block*) dan blok-blok lebih kecil yang disebut blok jelajah (*range block*). Dimana blok ranah boleh saling tumpang tindih sedangkan blok jelajah tidak boleh tumpang tindih (gambar 2.22). Proses partisi dilakukan secara berulang-ulang hingga ditemukan atau tidak ditemukan kemiripan lokal tersebut. Tujuan dari mempartisi ke dalam blok kecil untuk menentukan sekecil-kecil lesi bisa terdeteksi, sedangkan blok besar untuk menentukan kepresisian luas area lesi kanker tersebut (Mitra *et al.*, 2000)

Metode partisi digunakan untuk melakukan proses partisi secara rekursif adalah *quadtree*. Pada PIFS proses *quadtree* dilakukan bukan pada citra biner sehingga yang menentukan apakah suatu blok dipartisi lagi atau tidak adalah nilai toleran ϵ , apakah blok tersebut mirip atau tidak. Bila blok ranah dan blok jelajah mirip maka tidak perlu didekomposisi. Sebaliknya bila tidak mirip maka perlu dilakukan dekomposisi pada blok tersebut (Economopoulos *et al.*, 2010):

Penerapan fraktal dalam menganalisa gambar termografi dapat digunakan untuk membedakan jenis payudara berdasarkan dari dimensi payudara. Dimensi payudara normal lebih kecil dibandingkan dengan payudara

abnormal. Pemodelan PIFS terdiri dari transformasi kontraktual sehingga gambar asli adalah titik tetap transformasi. Setiap transformasi melibatkan transformasi spasial kontrak blok persegi, serta transformasi linear dari piksel (Mitra *et al.*, 2000).

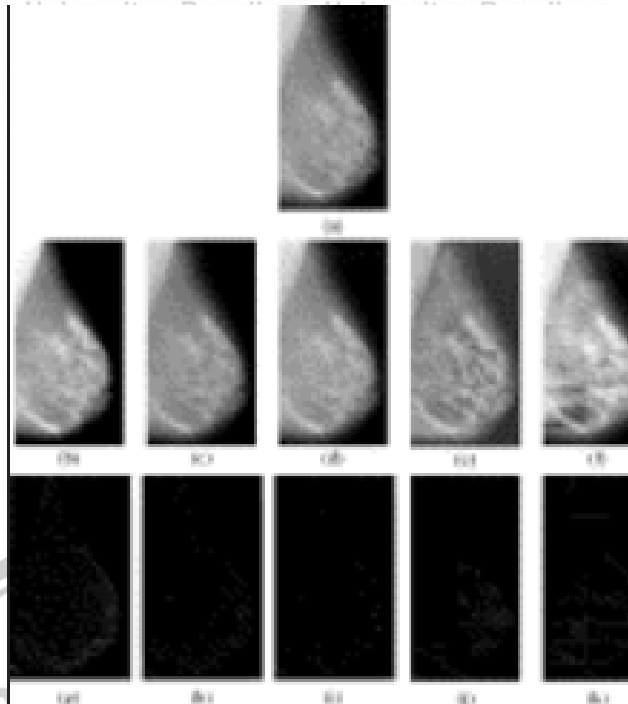


Gambar 2.22. Pemetaan ranah blok besar dan blok kecil dalam PIFS
(Mitra *et al.*, 2000)

Definisi PIFS dalam bentuk gambar, dimana blok besar merupakan gabungan dari blok-blok kecil yang saling tumpang tindih.

Dengan menerapkan konsep fraktal khususnya dengan pendekatan metode PIFS dalam pengolahan citra untuk menganalisa citra panas pada perkembangan neoplasma payudara, dapat memisahkan citra (*feature extraction*) antara daerah yang terdapat energi panas dengan daerah yang memiliki panas lebih rendah.

Penerapan PIFS dalam peningkatan kontras sebuah gambar untuk mendeteksi lesi kanker dimana pemodelan PIFS digunakan untuk membuat versi lowpass dari gambar asli. Gambar yang ditingkatkan kontras diperoleh dengan menambahkan gambar asli yang berbeda dengan versi lowpass ke gambar asli itu sendiri. Versi lowpass dari gambar asli diperoleh dengan menerapkan PIFS ke gambar asli berulang kali sambil menggunakan nilai untuk parameter kontras yang lebih rendah dari yang ditentukan (Economopoulos *et al.*, 2010).



Gambar 2.23. Hasil dari Thermografi *contrast enhancement* PIFS (Economopoulos *et al.*, 2010). Hasil keluaran thermografi dalam bentuk Image of Temperature dan dilakukan pembacaan lesi dengan peningkatkan kontras citra menggunakan PIFS

Gambar 2.23 merupakan penerapan PIFS untuk meningkatkan kontras gambar. Hasil gambar yang kurang jelas dan tidak fokus menunjukkan letak dan ukuran lesi kanker pun tidak jelas. Sehingga menghasilkan temuan palsu baik positif maupun negatif. Diharapkan dengan perbaikan pada saat pengambilan data, peningkatan resolusi gambar, serta penerapan model PIFS dalam pengolahan data. Penelitian ini akan memberikan temuan baru dalam ukuran lesi kanker terkecil yang dapat terdeteksi. Keterbatasan dari kamera IR merk fluke tipe TiS20 dalam meningkatkan resolusi gambar, mendeteksi sebuah obyek kecil dengan presisi serta mengurangi adanya temuan palsu dan subjektivitas.

2.7.5. Algoritma Dalam Pengolahan Citra

2.7.5.1. Transformasi Wavelet

Transformasi merupakan proses pengubahan data menjadi bentuk lain, sehingga mudah untuk dianalisa. Salah satu contoh transformasi adalah transformasi wavelet. Wavelet merupakan sebuah basis. Basis wavelet berasal dari sebuah penskalaan atau dikatakan juga sebuah *scalling function*. Penerapan transformasi wavelet pada bidang pengolahan citra digital antara lain adalah untuk kompresi, filtering, dan analisa tekstur.

Transformasi wavelet dibagi menjadi dua bagian besar, yaitu *transformasi wavelet kontinu* (KWT) dan *transformasi wavelet diskrit* (DWT). Prinsip dasar dari DWT adalah bagaimana cara mendapatkan representasi waktu dan skala dari sebuah sinyal menggunakan teknik pemfilteran digital dan operasi sub-sampling.

Persamaan DWT seperti pada rumus 2.1.

$$DWT(m, n) = \sum (a_0^m)^{-0.5} f(k) [\psi((n - ka_0^m) / (a_0^m))] \quad (2.1)$$

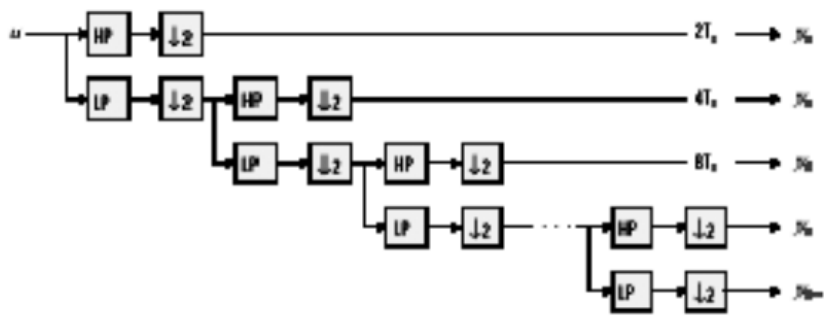
Dimana $\psi(k)$ dan $f(k)$ adalah fungsi wavelet (wavelet induk) dan sinyal asli, a_0^m dan ka_0^m masing-masing adalah konstanta skala dan translasi dan k, m adalah variabel integer.

Wavelet dibentuk menggunakan filter-filter FIR low-pass dan high-pass (lihat gambar 2.24). Pada gambar 2.24 panah-panah menunjukkan down-sampling (sampling-ke bawah). Output dari filter-filter low-pass dan high-pass ini dapat dinyatakan secara pada persamaan 2.2. dan 2.3.

$$y_{HP}[k] = \sum u[m]. g[2k-m] \quad (2.2)$$

$$y_{LP}[k] = \sum u[m]. h[2k-m] \quad (2.3)$$

Dimana u menunjukkan sinyal asli dan g, h masing-masing menunjukkan filter FIR low-pass dan filter FIR high-pass.

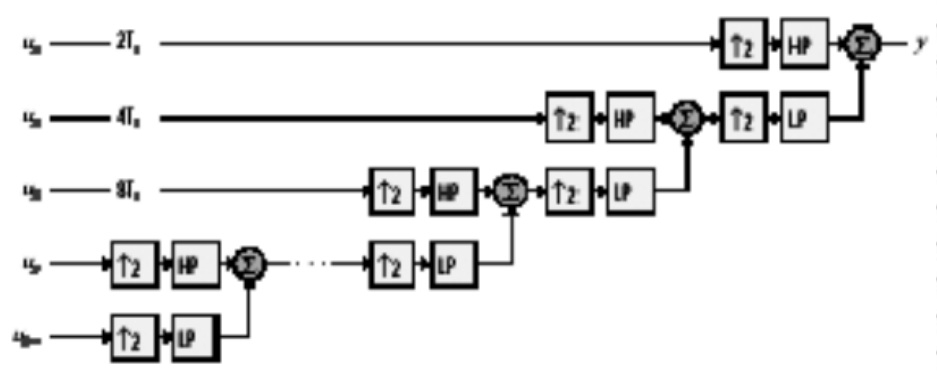


Gambar 2.24. Dekomposisi Diskrit Wavelet Transformasi

DWT memungkinkan penguraian atau dekomposisi ke dalam jumlah elemen aproksimasi (skala-tinggi, komponen frekuensi rendah) dan elemen detail (skala-rendah, komponen frekuensi tinggi). Dengan kata lain, elemen aproksimasi dan elemen detail masing-masing berhubungan dengan filter-filter low-pass dan high-pass (Hossein *et al.*, 2016).

Invers DWT kemudian digunakan untuk membangun kembali sinyal ke sinyal asli dengan tidak kehilangan informasi (lihat gambar 2.5). Pada gambar 2.25, panah panah menunjukkan up-sampling (sampling-ke atas). Output dari filter-filter low-pass dan high-pass dalam tahap rekonstruksi sinyal dapat dinyatakan oleh persamaan 2.4. (Pramanik , 2015).

$$u[m] = \sum \{y_{HP}(k). g[2k-m] + y_{LP}(k).h[2k-m]\} \quad (2.4)$$



Gambar 2.25. Invers Diskrit Wavelet Transformasi

2.7.5.2. Metode *Canny Edge Detection*

Metode *edge detection* (segmentasi) akan mendeteksi semua *edge* atau garis-garis yang membentuk objek citra dan akan memperjelas kembali pada bagian-bagian tersebut. Tujuan pendeteksian ini adalah bagaimana agar objek di dalam citra dapat dikenali dan disederhanakan bentuknya dari bentuk sebelumnya (Oliveir et al., 2015). Metode *Canny edge detection* merupakan pengembangan dari metode dasar *edge detection*. Perancangan sebuah prosedur dengan menerapkan langkah-langkah metode *Canny edge detection* akan menghasilkan sebuah tampilan citra yang berbeda dengan menampilkan efek relief didalamnya.

Kelebihan dari metode Canny ini adalah kemampuan untuk mengurangi noise sebelum melakukan perhitungan deteksi tepi sehingga tepi-tepi yang dihasilkan lebih banyak.

Tepi (*edge*) adalah perubahan nilai intensitas derajat keabuan yang cepat atau tiba-tiba (besar) dalam jarak yang singkat. Tujuan mendeteksi tepi sendiri adalah untuk mengelompokkan objek-objek dalam citra, dan juga digunakan untuk menganalisis citra lebih lanjut. Ada banyak algoritma yang digunakan untuk mendeteksi tepi, salah satu diantaranya adalah deteksi tepi Canny (*Canny Edge detection*).

Algoritma *canny edge detection* secara umum (detilnya tidak baku atau bisa divariasikan) beroperasi sebagai berikut:

1. Penghalusan untuk mengurangi dampak *noise* terhadap pendeteksian *edge*
2. Menghitung potensi gradien citra
3. Menghitung arah tepi.
4. non-maximal supression dari gradien citra untuk melokalisasi *edge* secara presisi
5. *hysteresis thresholding* untuk melakukan klasifikasi akhir

Penghalusan citra

Biasanya teknik yang digunakan pada tahap ini adalah *Gaussian Filter*. Proses *Gaussian Filter* dapat dilakukan terhadap citra secara keseluruhan atau dilakukan terpisah. Hasil dari *gaussian filter* akan digunakan dalam langkah selanjutnya yaitu menentukan potensi gradien citra. Inti dari *Gaussian filter* adalah matriks dengan standar deviasi $\sigma = 1.4$, seperti pada persamaan 2.5

$$\frac{1}{159} \begin{bmatrix} 2 & 5 & 4 & 5 & 2 \\ 4 & 9 & 12 & 9 & 4 \\ 5 & 12 & 15 & 12 & 5 \\ 1 & 9 & 12 & 9 & 4 \\ 2 & 4 & 5 & 4 & 2 \end{bmatrix} \quad (2.5)$$

Persamaan Gaussian Filter seperti pada persamaan 2.6

$$G(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} * e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \quad (2.6)$$

Menghitung potensi gradien citra

Gradien merupakan operator yang paling mendekati definisi dari sebuah *edge*.

Ada dua buah operator, yaitu operator Sobel dan Kirsch. Kedua operator ini mewakili dua buah pendekatan yang memiliki landasan ide yang berbeda dalam menghitung gradien.

Pada langkah menghitung potensi gradien citra ada dua buah informasi yang dibutuhkan yaitu kekuatan *edge* (*edge strength* atau *magnitude*), dan arah *edge* (*edge direction* atau *orientation*). Operator sobel memanfaatkan dua buah *template edge* pada dua arah tegak lurus (*horizontal* dan *vertikal*) dan menghitung arah *edge* dari *arctangent* kedua nilai tersebut.

Gradien pada setiap piksel citra yang telah diperhalus ditentukan dengan menerapkan operator Sobel. Operator Sobel adalah magnitude dari gradien yang dihitung berdasarkan matriks pada persamaan 2.7.

$$S_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 2 \end{bmatrix} \quad S_y = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix} \quad (2.7)$$

Setelah itu dilakukan proses untuk mendapatkan kekuatan tepi. Hal ini dilakukan dengan menggunakan operator Gaussian. Selanjutnya gradien citra dihitung melalui persamaan 2.8.

$$M = \sqrt{S_x^2 + S_y^2} \quad (2.8)$$

Menghitung arah tepi

Untuk menentukan tepian yang sebenarnya dilakukan penghitungan arah tepian yang ditentukan dan disimpan seperti ditunjukkan dalam persamaan: 2.9.

$$\theta \arctan = G_y / G_x \quad (2.9)$$

Setelah arah tepi diperoleh, penghilangan non-maksimum dilakukan.

Penghilangan non-maksimum dilakukan disepanjang tepi pada arah tepi dan menghilangkan piksel-piksel (piksel diatur menjadi 0) yang tidak dianggap sebagai tepi. Dengan cara tersebut akan diperoleh tepi yang tipis.

Hysteresis thresholding

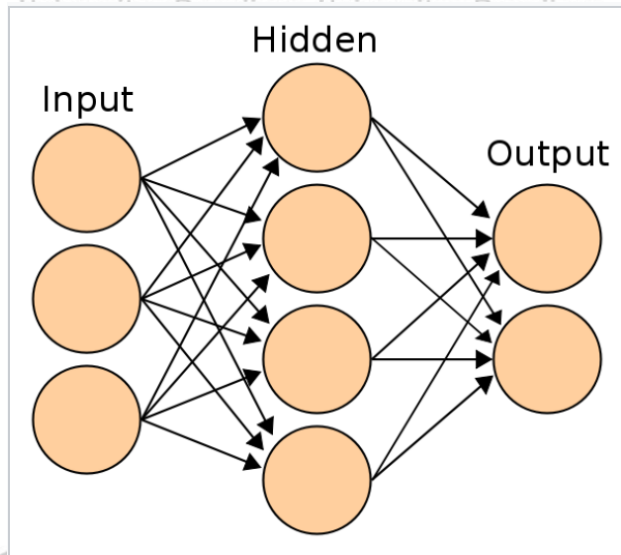
Hasil dari langkah non-maximal suppression adalah citra yang berisi kandidat *edge* serta intensitas dari kekuatan *edge* di posisi piksel tersebut. Langkah terakhir adalah thresholding atau klasifikasi tiap piksel apakah termasuk dalam kategori piksel *edge* atau tidak. Pada tahap ini bisa saja menggunakan threshold yang berdasarkan pada satu nilai tertentu. Namun pemilihan threshold yang hanya menggunakan satu nilai memiliki keterbatasan yaitu adanya kemungkinan piksel yang hilang padahal sebetulnya merupakan piksel *edge* (*false-negative*) ataupun dimasukkannya piksel yang sebetulnya merupakan noise sebagai piksel *edge* (*false-positive*).

Penghilangan non-maksimum dilakukan dengan mula-mula menyalin isi larik Grad (yang berisi besaran gradien) ke Non_max. Selanjutnya, penghilangan non-maksimum dilaksanakan dengan memperhatikan dua titik tetangga yang terletak pada arah tepi (yang tersimpan dalam Theta). Misalnya, arah tepi adalah 0. Apabila titik yang menjadi perhatian mempunyai koordinat (r, c), dua titik tetangga berupa (r, c-1) dan (r, c+1). Apabila gradien titik lebih besar dari pada gradien kedua tetangga, nilainya akan dipertahankan. Sebaliknya, jika nilai titik perhatian lebih kecil daripada nilai salah satu atau kedua gradien tetangga, nilainya akan diabaikan (diubah menjadi nol). Pengambangan histeresis dilakukan dengan melibatkan dua ambang T1 (ambang bawah) dan ambang T2 (ambang atas). Nilai yang kurang dari T1 akan diubah menjadi hitam (nilai 0) dan nilai yang lebih dari T2 diubah menjadi putih (nilai 255). Sedangkan nilai yang lebih dari atau sama dengan T1 tetapi kurang dari T2 untuk sementara nilai pada posisi seperti itu diberi nilai 128, yang menyatakan nilai abu-abu atau belum jelas, akan dijadikan 0 atau 255.

2.7.2.6. Artificial Neural Network (ANN)

Artificial Neural Network (ANN) atau dalam Bahasa Indonesia berarti Jaringan Saraf Tiruan (JST) merupakan sistem adaptif yang dapat mengubah strukturnya untuk memecahkan masalah berdasarkan informasi eksternal maupun internal yang mengalir melalui jaringan tersebut. Oleh karena sifatnya yang adaptif, ANN juga sering disebut dengan jaringan adaptif.

Secara sederhana, ANN adalah sebuah alat pemodelan data statistik non-linier. ANN dapat digunakan untuk memodelkan hubungan yang kompleks antara *input* dan *output* untuk menemukan pola-pola pada data. ANN meminimalkan sebuah lapisan tersembunyi dengan fungsi aktivasi non-linear dapat memodelkan seluruh fungsi terukur dari suatu dimensi ke dimensi lainnya (dilihat gambar 2.26)



Gambar 2.6. ANN merupakan jaringan dari unit pemroses kecil yang saling terhubung, yang dimodelkan berdasar jaringan saraf (neuron)

Model ANN pada dasarnya merupakan fungsi model matematika yang mendefinisikan fungsi $f : X \rightarrow Y$. Istilah "jaringan" pada ANN merujuk pada interkoneksi dari beberapa *neuron* yang diletakkan pada lapisan yang berbeda.

Secara umum, lapisan pada ANN dibagi menjadi tiga bagian:

- Lapis masukan (*input layer*) terdiri dari *neuron* yang menerima data masukan dari variabel X. Semua *neuron* pada lapis ini dapat terhubung ke *neuron* pada lapisan tersembunyi atau langsung ke lapisan luaran jika jaringan tidak menggunakan lapisan tersembunyi.
- Lapisan tersembunyi (*hidden layer*) terdiri dari *neuron* yang menerima data dari lapisan masukan.
- Lapisan luaran (*output layer*) terdiri dari *neuron* yang menerima data dari lapisan tersembunyi atau langsung dari lapisan masukan yang nilai luarannya melambangkan hasil kalkulasi dari X menjadi nilai Y.

Secara matematis, *neuron* merupakan sebuah fungsi yang menerima masukan dari lapisan sebelumnya $g_i(x)$ (lapisan ke- i). Fungsi ini pada umumnya mengolah



sebuah vektor untuk kemudian diubah ke nilai skalar melalui komposisi *nonlinear weighted sum* (dilihat persamaan 2.10),

$$f(x) = K \left(\sum (w_i g_i(x)) \right) \quad (2.10)$$

dimana , K merupakan fungsi khusus yang sering disebut dengan fungsi aktivasi dan w merupakan beban atau *weight*.

Permasalahan yang harus diselesaikan saat menerapkan ANN ke masalah yang diteliti adalah menentukan prosedur pelatihan mana yang harus diadopsi dan diaplikasikan. Algoritma *backpropagation* merupakan metode yang cocok pada penelitian ini. Algoritma *backpropagation* ini telah terbukti secara teoritis dan berkinerja baik dalam memodelkan fungsi nonlinier, serta mudah untuk dikodekan (Kesturi, 2012)

Penambahan fungsi alogaritma untuk aturan aktivasi yang mengatur penyesuaian bobot di antara *neuron*, yaitu fungsi *hyperbolic tangent* yang digunakan dalam tahap pemodelan. Pengaturan aturan dasar jaringan lainnya adalah terkait fungsi pembelajaran atau pelatihan. Semua model pelatihan *trial* yang diujicoba dalam penelitian ini dilatih dalam mode yang dilandasi dengan algoritma pembelajaran *backpropagation*. Dengan demikian, bobot dimodifikasi terus menerus sampai terjadi kesalahan antara *output* yang diinginkan dan *output* model diminimalkan.

Algoritma *backpropagation* melibatkan pengurangan kesalahan secara bertahap antara *output* model dan *output* target. Oleh karena itu, perlu pengembangan *input* ke pemetaan *output* dengan meminimalkan fungsi kesalahan biaya kuadrat rata-rata yang diukur dari serangkaian contoh tahap pelatihan. Nilai *Mean Square Error* (MSE) dinyatakan sebagai berikut (Persamaan 2.11)

$$MSE = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - E(i))^2}{n} \quad (2.11)$$

Keterangan:

MSE : Mean Square Error

n : jumlah data tahap pelatihan

x_i : parameter input

$E(i)$: target output

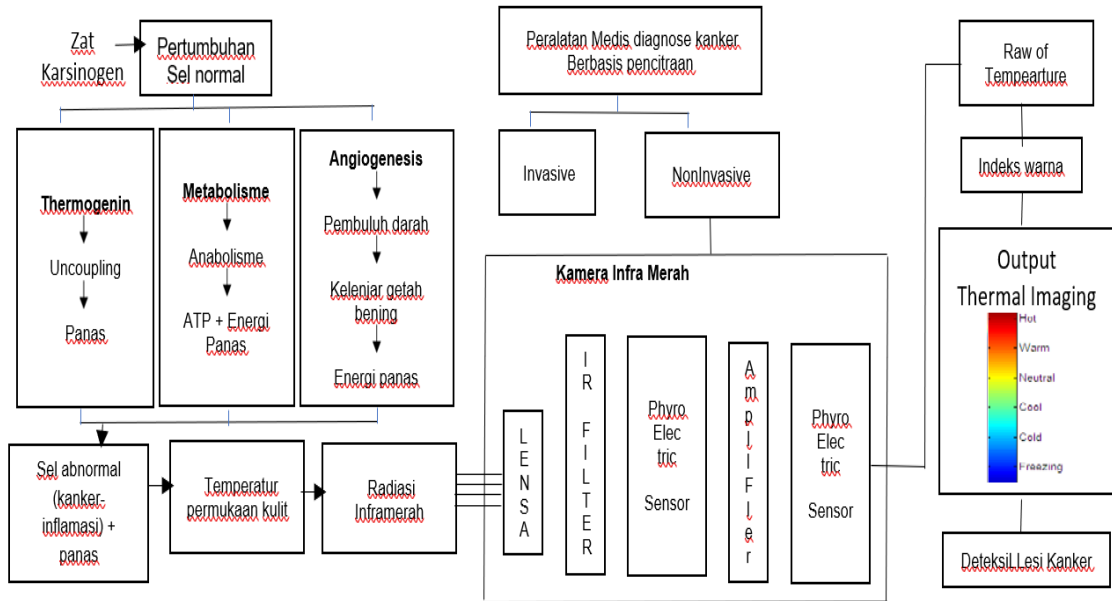
MSE adalah indikator ukuran secara keseluruhan untuk melihat hasil *running* dari pelatihan telah berhasil atau tidak.



BAB III

KERANGKA KONSEP PENELITIAN

3.1. Kerangka Konsep



Gambar 3.1. Kerangka Konsep Pencitraan Lesi Kanker

3.2 Deskripsi Kerangka Konsep

Sel sehat selalu berkembang dan tumbuh. Apabila dipengaruhi zat karsinogen, maka pertumbuhan dan perkembangan sel menjadi abnormal atau menjadi sebuah neoplasma. Dalam metabolisme tubuh, energi panas diproduksi oleh proses thermogenesis. Thermogenesis berkaitan langsung dengan tingkat metabolisme. Peningkatan thermogenesis dalam tubuh akan diikuti peningkatan metabolisme dan sel-sel lemak akan terbentuk. Sel lemak selanjutnya digunakan sebagai energi untuk mendukung peningkatan metabolik.

Pertumbuhan dan perkembangan neoplasma semakin meningkat berpengaruh pada sistem metabolisme pada sel. Bahan dan energi pada proses metabolisme sel neoplasma diperoleh dari lingkungan sel yaitu darah.

Pertumbuhan sel neoplasma lebih mengutamakan pembiakan, sehingga susunan enzim katabolisme menjadi bukan hal penting. Proses katabolisme meningkatkan karbohidrat dan selanjutnya jumlah *glucose* dan protein meningkat. Dengan meningkatnya *glucose* dan *gluconeogenesis* akan menghasilkan *oxidative phosphorylation*. *Oxidative phosphorylation* akan menghasilkan ATP + energi. Salah satu bentuk energi yang dihasilkan adalah energi panas.

Pertumbuhan dan perkembangan neoplasma yang sangat cepat, energi panas yang dihasilkan dari proses metabolisme sel juga meningkat cepat.

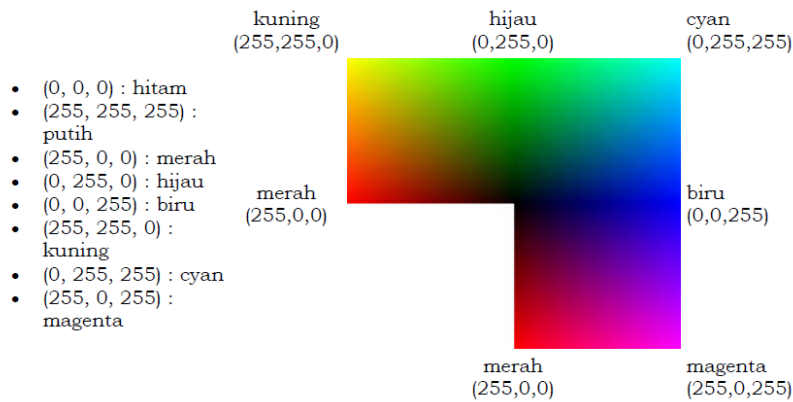
Pertumbuhan neoplasma membutuhkan suplai nutrisi agar tetap survival. Suplai makanan didapat dengan terbentuknya pembuluh darah baru, dimana pada proses ini terjadi pelepasan bahan kimia ke daerah sekitarnya atau yang dikenal dengan proses "angiogenesis." Terbentuknya jaringan pembuluh darah baru menyebabkan peningkatan jumlah cairan getah bening dan darah. Pada saat terbentuk jaringan pembuluh darah baru juga dihasilkan energi panas. Secara konduktif energi panas yang dihasilkan tersebut akan muncul dipermukaan kulit. Energi panas yang muncul dipermukaan kulit selanjutnya akan memancarkan radiasi inframerah.

Radiasi inframerah sangat berhubungan dengan kanker, yaitu aktivitas kimia dan pembuluh darah di dalam jaringan prakanker. Daerah sekitar kanker payudara yang sedang tumbuh selalu lebih tinggi daripada aktivitas jaringan normal. Pertumbuhan dan perkembangan neoplasma yang semakin besar energi panas yang dihasilkan dari proses metabolisme sel dan pembentukan pembuluh darah baru juga akan meningkat. Sehingga energi panas dipermukaan kulit sekitar neoplasma lebih tinggi dibanding daerah sekitarnya. Dengan demikian besar radiasi infra merah yang dihasilkan juga akan meningkat.

Kamera inframerah atau *thermal camera* akan menangkap radiasi infra merah yang dipancarkan permukaan kulit. Perbedaan radiasi inframerah yang

dipancarkan permukaan kulit oleh kamera inframerah divisualisasikan dalam bentuk citra panas (*thermal imaging*). Karena panas disetiap benda berbeda dengan yang lainnya, maka kamera inframerah dapat mendeteksi panas dan menghasilkan gambar yang berbeda.

Warna pada *thermal imaging* merupakan representasi derajat temperatur dari radiasi panas. Warna tersebut merupakan kombinasi dari tiga warna dasar, yaitu merah hijau biru, atau dikenal dengan citra RGB (*Red Green Blue*). Setiap warna dasar mempunyai intensitas sendiri dengan nilai maksimum 255 (8 bit) seperti gambar 3.2.



Gambar 3.2. Konfigurasi warna RGB

Warna dasar terdiri dari 3, yaitu *Red* merupakan warna minimal putih, warna maksimal merah, *Green* merupakan warna minimal putih, warna maksimal hijau, dan *Blue* merupakan warna minimal putih, warna maksimal biru. Gabungan dari 3 warna dasar menghasilkan warna sekunder, yaitu kuning, cyan, magenta dan violet.

3.3. Hipotesa

Hipotesa penelitian dapat disusun sebagai berikut :

1. Lokasi pertumbuhan dan perkembangan neoplasma payudara dapat ditunjukkan melalui analisa intensitas temperatur di sekitar payudara.
2. Melalui analisa intensitas temperatur dapat mengukur besar lesi neoplasma yang kecil (di bawah 7 mm)
3. Payudara dapat dibedakan dalam 3 jenis, yaitu payudara normal, kanker payudara dan payudara yang terjadi inflamasi melalui analisa intensitas temperatur dan pola panas yang terbentuk.



BAB IV

METODE PENELITIAN

4.1. Rancangan Penelitian

Penelitian ini merupakan penelitian kohort dengan *invivo* pada hewan model kanker tikus betina jenis Sprague Dawley. Penelitian ini menganalisa intensitas temperature dan pola panas inframerah pada pertumbuhan dan perkembangan neoplasma. Metode analisa intensitas temperatur dan pola panas menggunakan pendekatan atau model *Partitioned Iterated Function System* (PIFS). Tujuan penelitian adalah meningkatkan konsistensi dan kepresisian pembacaan intensitas temperatur pada citra panas dalam mengidentifikasi pertumbuhan neoplasma dan mengukur besaran lesi neoplasma. Terdapat 3 metode pengujian dalam penelitian ini, yaitu :

1. Pengujian *Patologis Anatomi* (PA) dengan pewarnaan HE sebagai *gold standar*. Pengujian PA bertujuan untuk melihat morfologis sel dan mengetahui tingkat keganasan dari sel neoplasma.
2. Pengujian *Imunohistokimia* (IHK) dengan antibody UCP-2 juga sebagai *gold standar*. Pengujian IHK bertujuan untuk mengetahui tingkat energi panas yang dihasilkan.
3. Pengujian citra panas dengan perangkat lunak, bertujuan untuk mengidentifikasi intensitas temperatur dan pola panas pada jaringan payudara.

4.2. Tempat dan waktu penelitian

Penelitian dilaksanakan di laboratorium komputer STIKI dalam mengembangkan perangkat lunak. Laboratorium Fisika Universitas Brawijaya dalam mengembangkan perangkat keras. Laboratorium Faal sebagai laboratorium

animal care untuk membuat hewan model kanker tikus. Laboratorium PA untuk melakukan pengujian histopatologis sel.

Waktu pelaksanaan disesuaikan dengan tahapan – tahapan dalam penelitian, yaitu seperti pada tabel 4.1.

Tabel 4.1. Jadwal Penelitian

No	Tahap	Bulan														
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12			
1	Pembuatan perangkat keras dan lunak	√	√	√	√	√										
2	Membuat hewan model, tikus terserang kanker sebagai obyek penelitian.						√	√	√	√						
3	Melakukan pengambilan citra panas disekitar payudara dengan kamera inframerah							√	√	√	√					
4	Melakukan pengujian histopatologis anatomi dan Immonohistokimia											√	√	√	√	
5	Melakukan analisa terhadap citra panas yang dihasilkan dengan aplikasi yang telah dibangun							√	√	√	√	√	√	√	√	√

4.3. Variabel Penelitian

Variabel bebas : lama inkubasi DMBA

Variabel terikat : intensitas temperatur , besar lesi neoplasma.

4.3. Bahan Penelitian

- 24 jaringan payudara tikus jenis Sprague Dawley berkelamin betina umur sekitar 1.5 bulan

2. DMBA (*Dimetilbenz-[a] antracene*) sebanyak 200 ml/kgBB sebagai penginduksi karsinogen untuk setiap tikusnya dan diberikan dalam 10x induksi.
3. Bahan pendukung minyak jagung (*corn oil*) sebagai pelarut DMBA.
4. Pelarut ekstrak, buffer formalin 10 % sebagai pelarut fiksasi organ, paralin, pewarna Hematoksilin dan Eosin.

4.4. Peralatan Penelitian :

1. Kamera *Thermal Imaging* merk Fluke tipe Ti S20 (dilihat gambar 4.1) dengan spesifik :

- Kecepatan memindai area dengan kemudahan mengarahkan dan mengambil gambar
- Gambar berkualitas – resolusi 320x240
- Sensitivitas Termal : $\leq 0,10$ °C pada temperatur target 30 °C (100 mK)
- Rentang pengukuran temperatur -20 °C s/d +350 °C (-4 °F s/d 662 °F)
- Pita spektrum inframerah 7,5 μ m s,d 14 μ m
- LCD 320x240 3,5 inci
- Kamera digital 5 megapiksel
- Sistem baterai pintar - baterai pintar lithium ion dengan tampilan tingkat pengisian daya LED lima segmen
- Dapat simpan ribuan gambar - memori internal 4GB dan kartu mikro SD 4 GB opsional



Gambar 4.1. Kamera Inframerah Tipe TI-S20

2. Alat pembuat aplikasi : seperangkat komputer dengan spesifikasi Intel(R) Core™ 2 Duo, CPU T5750 @ @.00 GHz. 997 GB of RAM, HDD 160 GB, OS Microsoft Window XP Profesional SP 2, printer Epson TX 111 dan printer Epson Stylus P230 dan Bahasa Pemrograman Java dan Insidelr 3.11.
3. Meja presisi “XY Linier”, mikrokontroler dan aplikasi untuk menggerakkan meja secara konsisten.

4.5. Definisi Operasional

a) Neoplasma merupakan sekumpulan sel abnormal yang berada dalam tubuh manusia, dimana sel-sel tersebut terus mengalami pembelahan secara aktif atau terus menerus tumbuh secara tidak terbatas, tidak terorganisasi dengan jaringan sekitarnya dan sifatnya parasit. Sehingga apabila pertumbuhannya tidak dihentikan, maka akan mengakibatkan penyakit-penyakit seperti kanker.

b) *Dimethylbenz [a] anthracene* (DMBA) merupakan *imunopresor* dan karsinogen yang berfungsi sebagai inisiator neoplasma.

c) Temperatur tubuh adalah ukuran panas-dinginnya dari suatu benda. Panas-dinginnya suatu benda berkaitan dengan energi termis yang terkandung dalam benda tersebut. Makin besar energi termisnya, makin besar temperaturnya. Temperatur disebut juga suhu. Suhu menunjukkan derajat panas benda. Mudah-mudahan, semakin tinggi suhu suatu benda, semakin panas benda tersebut. Secara mikroskopis, suhu menunjukkan energi yang dimiliki oleh suatu benda.

d) Radiasi panas merupakan radiasi yang dipancarkan oleh sebuah benda sebagai akibat peningkatan temperature pada permukaan benda. Setiap benda memancarkan radiasi panas.

e) Kamera inframerah merupakan kamera yang secara spesifik dapat menangkap radiasi panas obyek dengan kecepatan scanning yang tinggi.

f) Pencitraan merupakan kegiatan mengubah informasi dari citra non digital menjadi citra digital.

g) Citra (Bahasa Inggris: image) adalah kombinasi antara titik, garis, bidang, dan warna untuk menciptakan suatu imitasi dari suatu objek—biasanya objek fisik atau manusia. Citra bisa berwujud gambar (picture) dua dimensi, seperti lukisan, foto, dan berwujud tiga dimensi, seperti patung.

h) Citra panas (*thermal imaging*) adalah salah satu metode pendeteksian yang meningkatkan visibilitas objek dalam gelap dengan mendeteksi radiasi inframerah dari benda dan menciptakan gambar berdasarkan informasi tersebut

i) Pengolahan citra merupakan kegiatan memperbaiki kualitas citra agar mudah diinterpretasikan oleh manusia atau komputer. Hasil dari proses pengolahan citra memiliki kualitas lebih baik daripada citra masukan.

j) Analisa citra merupakan kegiatan menganalisis citra untuk menghasilkan informasi sebagai penunjang keputusan. Dalam menganalisa citra digital dapat dilakukan dengan menggunakan metode pengenalan pola (*recognition pattern*), misal metode Canny, jaringan syaraf tiruan (*Artificial Neural Network- ANN*) dan *Partitioned Iterated Function System (PIFS)*.

k) Intensitas panas merupakan jumlah energi yang dipancarkan per satuan permukaan sebuah benda dalam satuan waktu, yang dinyatakan dengan persamaan 4.1.

$$I_{total} = \sigma \cdot T^4 \tag{4.1}$$

dengan I menyatakan intensitas radiasi pada permukaan benda hitam pada semua frekuensi, T adalah temperatur mutlak benda, dan σ adalah tetapan Stefan-Boltzman, yang bernilai $5,67 \times 10^{-8} \text{ Wm}^{-2} \text{ K}^{-4}$.

l) Pixel merupakan unsur gambar atau representasi sebuah titik terkecil dalam sebuah gambar grafis yang dihitung per inci. Piksel sendiri berasal dari akronim bahasa Inggris *Picture Element* yang disingkat menjadi Pixel.

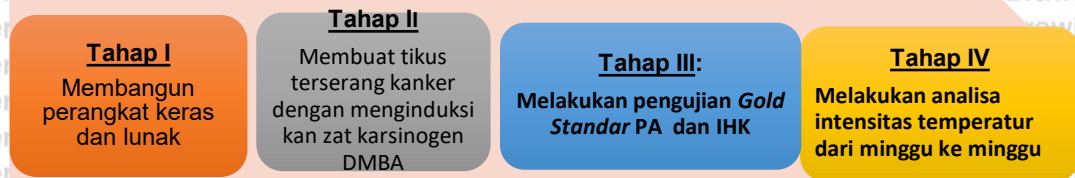
m) Subpixel merupakan model pemecahan pixel pada citra menjadi beberapa pixel, namun informasi yang tersimpan dalam pixel tersebut tetap sama.

n) *Thresholding* merupakan nilai ambang batas untuk melakukan proses pemisahan pixel-pixel berdasarkan derajat keabu-abuan.

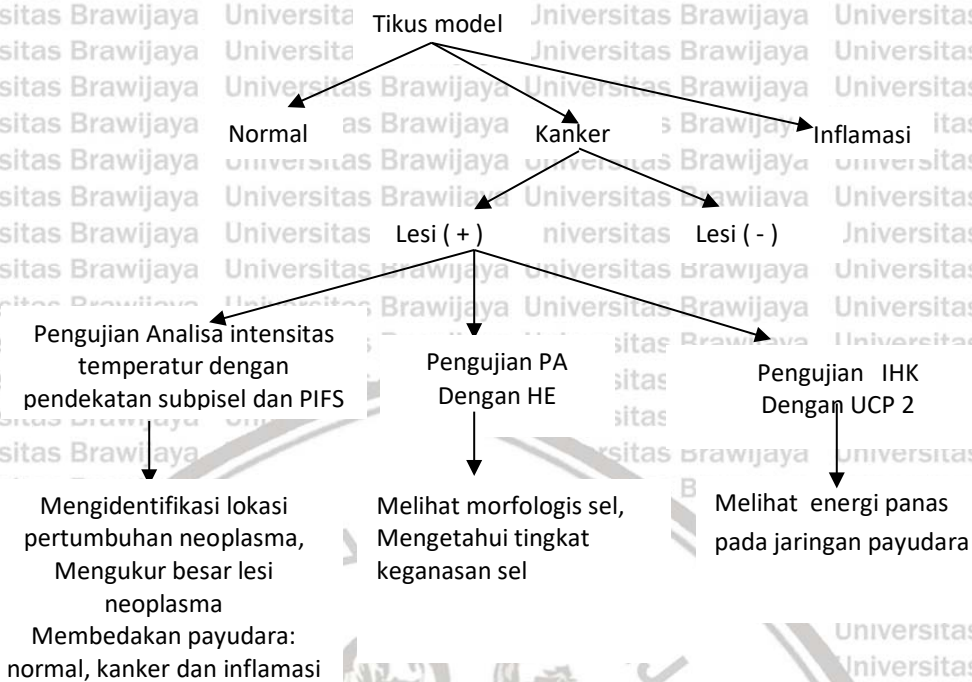
- o) *Partitioned Iterated Function System (PIFS)* suatu pendekatan dalam analisa citra, yang merupakan bagian dari fraktal dalam penentuan *self similar*.
- p) *Pre-Processing* merupakan tahapan awal dalam mengolah data input sebelum memasuki proses tahapan utama. Tujuan dari pre-processing adalah mengurangi noise dan perbaikan citra.
- q) *Image Processing* merupakan metode untuk melakukan beberapa operasi pada citra, untuk mendapatkan citra yang disempurnakan atau untuk mengekstrak beberapa informasi yang berguna darinya.
- r) Pola panas merupakan pola segmentasi yang terbentuk dari sebaran intensitas temperatur.
- s) Artificial Neural Network merupakan sebuah metode yang mencoba meniru cara kerja dari jaringan saraf manusia.

4.7. Alur dan Tahapan Penelitian

Penelitian ini disusun dalam beberapa tahapan(dilihat gambar 4.2). Sedangkan pada tahap pengujian dilakukan 3 pengujian (dilihat gambar 4.3) yaitu pengujian PA, IHK dan analisa citra panas.



Gambar 4.2. Tahapan Penelitian



Gambar 4.3. Tahap Pengujian Jaringan Payudara Tikus

4.8. Prosedur penelitian

4.8.1. Penelitian Tahap I : Membangun perangkat keras dan lunak

4.8.1.1. Perangkat Keras

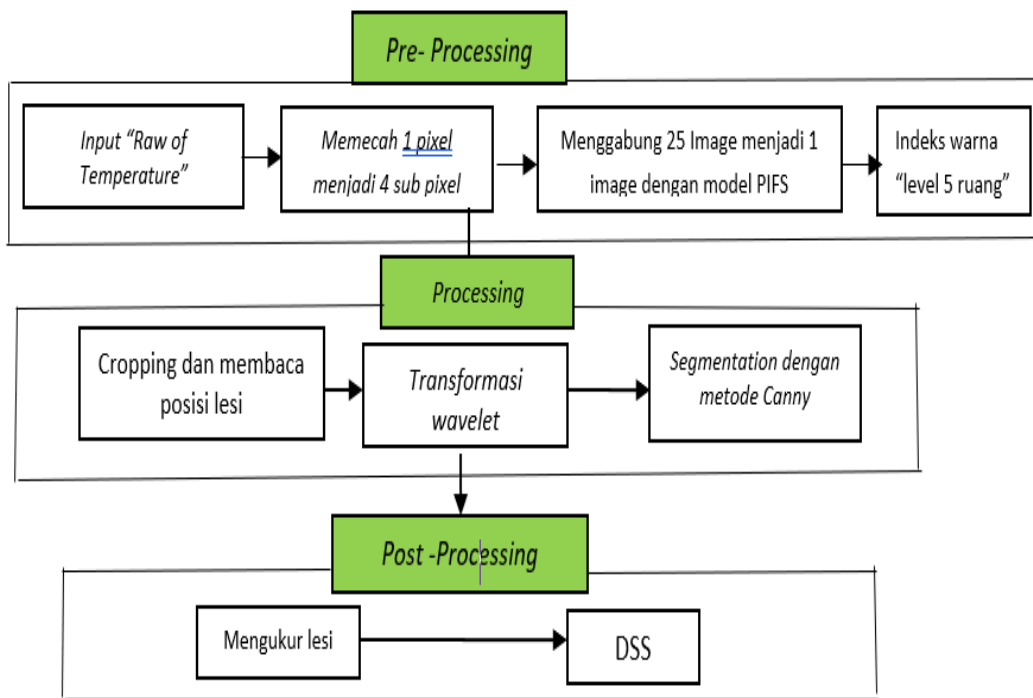
Pada penelitian ini dibangun beberapa perangkat keras, yaitu meja presisi “XY Linier” dan penyanggah kamera. Meja presisi adalah meja yang dapat digerakkan dalam 2 arah sumbu X dan Y. Gerak pergeseran sangat kecil (dalam ukuran mikro). Agar pergeseran meja presisi tetap konsisten dikendalikan dengan sebuah mikrokontroler. Tujuan dibuatnya meja presisi adalah memudahkan dalam mendeteksi obyek kecil dengan presisi untuk perlu didapatkan citra lebih dari satu (*multi image*) dengan posisi yang berbeda.

Perangkat keras lainnya adalah alat penyanggah kamera. Penyanggah kamera juga berfungsi sebagai sumbu Z, yaitu mengatur jarak pengambilan dari

kamera dengan obyek penelitian. Posisi sumbu “Z” ditentukan terlebih dahulu dengan melakukan eksperimen awal. Penentuan sumbu “Z” akan mempengaruhi lebar dari sebuah pixel. Semakin pendek atau dekat jarak antara obyek dengan kamera, maka kerapatan pixel semakin optimal. Tujuan pengaturan jarak pengambilan obyek, selain untuk mendapatkan kerapatan pixel adalah meningkatkan resolusi obyek.

4.8.1.2. Perangkat Lunak

Pada penelitian terbangun 3 perangkat lunak, yaitu otomatisasi meja presisi “XY Linier, sistem pemecah pixel dan penggabungan 25 *image*, dan sistem analisa citra panas inframerah. Data *inputan* perangkat lunak berupa “*Raw of Temperature*”, sedangkan luaran akhir dari sistem ini adalah pola panas yang digunakan sebagai dasar untuk menentukan lokasi pertumbuhan neoplasma, mengukur besar lesi, dan *Decision Support System* (DSS) terkait dengan jenis jaringan payudara. Perangkat lunak dibangun dalam beberapa tahap: *pre-processing*, *processing* dan *post-processing*. Detail tahapan dari keseluruhan dalam membantu perangkat lunak adalah sebagai berikut pada gambar 4.4.



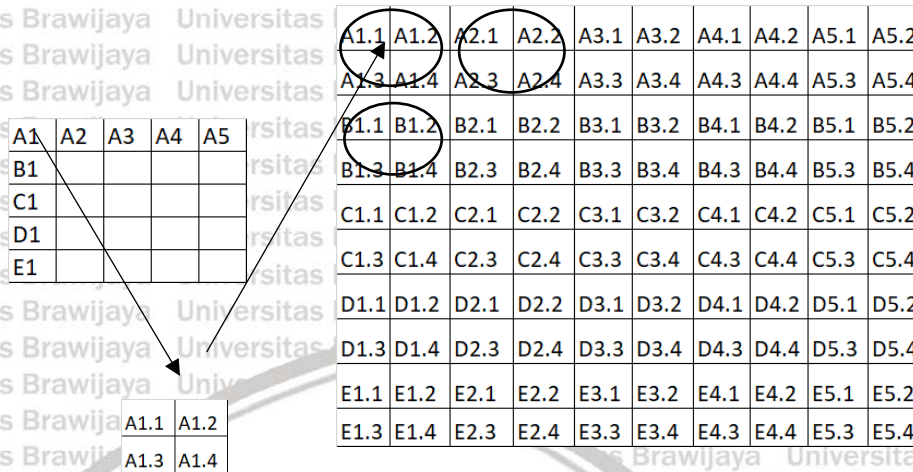
Gambar 4.4. Prosedur pada penelitian tahap 1 dalam membangun perangkat lunak

4.8.1.2.1. Tahap Pre-processing

Tahap awal merupakan tahap pengolahan citra paling mendasar, seperti mengurangi noise dan perbaikan citra. Tujuan pada tahapan ini adalah meningkatkan kualitas citra baik kontras maupun kecerahan. Pada tahap *pre-processing* dilakukan beberapa tahap, yaitu:

1. *Output* kamera inframerah diambil dalam bentuk *Raw of Temperature*.
Output dari kamera infra merah ada 2 bentuk, yaitu *raw of temperature* dan *image of temperature*. *Image of temperature* adalah temperatur dari obyek langsung di ekspor ke dalam bentuk citra dengan berbagai ekstensi. Pada penelitian ini sebagai *input* data digunakan dalam bentuk *Raw of Temperature*, yang merupakan data temperatur pada setiap titik dari obyek.
2. Pixel citra dari 1 pixel dipecah menjadi 4 sub pixel akan merubah resolusi citra 320 x240 menjadi 640x480 (gambar 4.5). Pemecahan pixel menjadi sub-pixel

bertujuan untuk mendapatkan kerapatan ukuran pixel yang lebih kecil. Sehingga dapat mendeteksi ukuran obyek menjadi lebih kecil.



Gambar 4.5. Memecah pixel menjadi subpixel, dimana 1 pixel dipecah menjadi 4 subpixel dengan nilai intensitas temperature sama.

3. Penggabungan 25 citra menjadi 1 citra dengan pemodelan PIFS.

PIFS merupakan sebuah pemodelan pada citra digital, yang memisahkan obyek dalam blok ranah besar dan blok kecil. Antara blok-blok besar terpisah satu dengan yang lain, namun antara blok kecil dengan blok kecil lainnya saling tumpang tindih. Dalam penelitian ini, blok besar diwakili oleh 25 citra.

Sedangkan blok kecil merupakan hasil tumpang-tindih antar 25 citra (gambar

4.6). Nilai akhir dari sebuah pixel merupakan rata-rata dari nilai temperatur pada pixel yang saling tumpang tindih (Mitra *et al.*, 2000). Hasil penggabungan tumpang tindih 25 citra akan didapat 1 citra. Tujuan dari penggabungan 25 *multi image* menjadi *single image* adalah untuk mendapatkan kepresisian ukuran obyek.

Image -1

A1.1	A1.2	A2.1	A2.2	A3.1	A3.2	A4.1	A4.2	A5.1	A5.2
A1.3	A1.4	A2.3	A2.4	A3.3	A3.4	A4.3	A4.4	A5.3	A5.4
B1.1	B1.2	B2.1	B2.2	B3.1	B3.2	B4.1	B4.2	B5.1	B5.2
B1.3	B1.4	B2.3	B2.4	B3.3	B3.4	B4.3	B4.4	B5.3	B5.4
C1.1	C1.2	C2.1	C2.2	C3.1	C3.2	C4.1	C4.2	C5.1	C5.2
C1.3	C1.4	C2.3	C2.4	C3.3	C3.4	C4.3	C4.4	C5.3	C5.4
D1.1	D1.2	D2.1	D2.2	D3.1	D3.2	D4.1	D4.2	D5.1	D5.2
D1.3	D1.4	D2.3	D2.4	D3.3	D3.4	D4.3	D4.4	D5.3	D5.4
E1.1	E1.2	E2.1	E2.2	E3.1	E3.2	E4.1	E4.2	E5.1	E5.2
E1.3	E1.4	E2.3	E2.4	E3.3	E3.4	E4.3	E4.4	E5.3	E5.4

640 x 480

Image -2

A1.1	A1.2	A2.1	A2.2	A3.1	A3.2	A4.1	A4.2	A5.1	A5.2
A1.3	A1.4	A2.3	A2.4	A3.3	A3.4	A4.3	A4.4	A5.3	A5.4
B1.1	B1.2	B2.1	B2.2	B3.1	B3.2	B4.1	B4.2	B5.1	B5.2
B1.3	B1.4	B2.3	B2.4	B3.3	B3.4	B4.3	B4.4	B5.3	B5.4
C1.1	C1.2	C2.1	C2.2	C3.1	C3.2	C4.1	C4.2	C5.1	C5.2
C1.3	C1.4	C2.3	C2.4	C3.3	C3.4	C4.3	C4.4	C5.3	C5.4
D1.1	D1.2	D2.1	D2.2	D3.1	D3.2	D4.1	D4.2	D5.1	D5.2
D1.3	D1.4	D2.3	D2.4	D3.3	D3.4	D4.3	D4.4	D5.3	D5.4
E1.1	E1.2	E2.1	E2.2	E3.1	E3.2	E4.1	E4.2	E5.1	E5.2
E1.3	E1.4	E2.3	E2.4	E3.3	E3.4	E4.3	E4.4	E5.3	E5.4

640 x 480

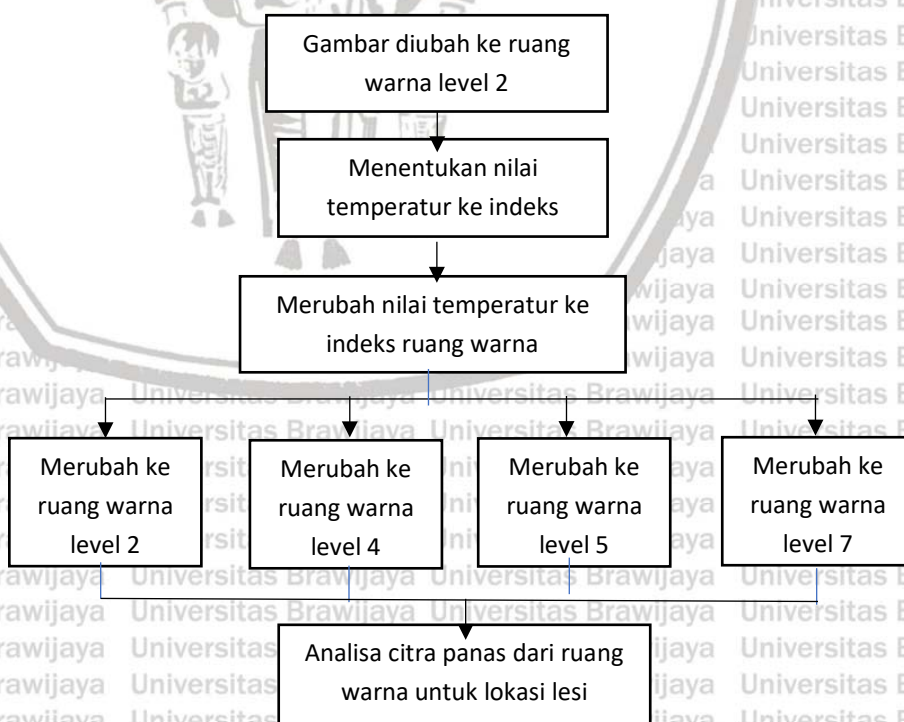
Merging 25 images

A1.1	A1.1	A1.1	A1.2	A2.1	A2.2	A3.1	A3.2	A4.1	A4.2	A5.1	A5.2
A1.3	A1.3	A1.3	A1.4	A2.3	A2.4	A3.3	A3.4	A4.3	A4.4	A5.3	A5.4
B1.1	B1.1	B1.1	B1.2	B2.1	B2.2	B3.1	B3.2	B4.1	B4.2	B5.1	B5.2
B1.3	B1.3	B1.3	B1.4	B2.3	B2.4	B3.3	B3.4	B4.3	B4.4	B5.3	B5.4
C1.1	C1.1	C1.1	C1.2	C2.1	C2.2	C3.1	C3.2	C4.1	C4.2	C5.1	C5.2
C1.3	C1.3	C1.3	C1.4	C2.3	C2.4	C3.3	C3.4	C4.3	C4.4	C5.3	C5.4
D1.1	D1.1	D1.1	D1.2	D2.1	D2.2	D3.1	D3.2	D4.1	D4.2	D5.1	D5.2
D1.3	D1.3	D1.3	D1.4	D2.3	D2.4	D3.3	D3.4	D4.3	D4.4	D5.3	D5.4
E1.1	E1.1	E1.1	E1.2	E2.1	E2.2	E3.1	E3.2	E4.1	E4.2	E5.1	E5.2
E1.3	E1.3	E1.3	E1.4	E2.3	E2.4	E3.3	E3.4	E4.3	E4.4	E5.3	E5.4

640 x 480

Gambar 4.6. Menggabungkan 25 image menjadi 1 image dengan pendekatan PIFS.

4. Pengindeksan pada nilai temperatur, yaitu merubah *raw of temperature* menjadi sebuah citra dengan ruang warna level 5 (gambar 4.7 dan tabel 4.2) (Poerbaningtyas, 2018). Tujuan merubah nilai temperatur ke dalam ruang warna adalah untuk mendapatkan visualisasi dari obyek. Sehingga secara visual memudahkan untuk menentukan lokasi pertumbuhan dan perkembangan neoplasma (gambar 4.8).



Gambar 4.7. Procedur Penentuan Lokasi Pertumbuhan dan Perkembangan neoplasma

Tabel 4.2. Pengaturan Pengindeksan Ruang Warna

No	Color Space	Composition	RGB (Red, Green, Blue)
1	2 space	(0, 0, 0)	Black
		(1, 1, 1)	White
2	4 space	(0, 0, 0)	Black
		(0, 0, 1)	Blue
		(1, 0, 0)	Red
		(1, 1, 1)	White
		(0, 0, 0)	Black
3	5 space	(0, 0, 0)	Black
		(0, 0, 1)	Blue
		(0, 1, 0)	Green
		(1, 0, 0)	Red
		(1, 1, 1)	White
		(0, 0, 0)	Black
		(0, 0, 1)	Blue
4	7 space	(0, 0, 0)	Black
		(0, 0, 1)	Blue
		(0, 1, 1)	Yellow
		(0, 1, 0)	Green
		(1, 1, 0)	Violet
		(1, 0, 0)	Red
		(1, 1, 1)	White



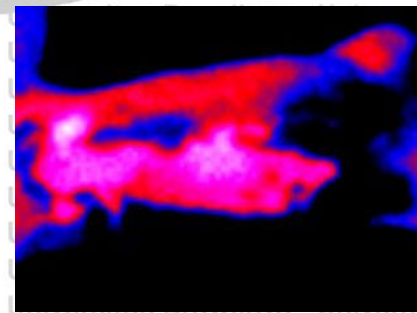
26.7	26.8	26.8	26.9	26.9	27	27	27.2	27.3	27.4
26.7	26.7	26.7	26.7	26.7	26.8	26.9	27.1	27.2	27.4
26.7	26.6	26.6	26.6	26.6	26.6	26.8	27	27.2	27.4
26.7	26.5	26.5	26.5	26.4	26.4	26.6	26.9	27.2	27.4
26.6	26.4	26.4	26.4	26.4	26.4	26.6	26.8	27	27.3
26.5	26.3	26.3	26.4	26.4	26.4	26.5	26.7	26.9	27.1
26.4	26.2	26.3	26.3	26.3	26.4	26.5	26.7	26.8	27
26.3	26.1	26.2	26.2	26.3	26.3	26.4	26.6	26.7	26.8
26.4	26.3	26.3	26.3	26.3	26.4	26.4	26.6	26.6	26.7
26.6	26.5	26.4	26.4	26.4	26.4	26.5	26.6	26.6	26.7
26.7	26.7	26.6	26.5	26.5	26.4	26.5	26.5	26.6	26.7

(a)

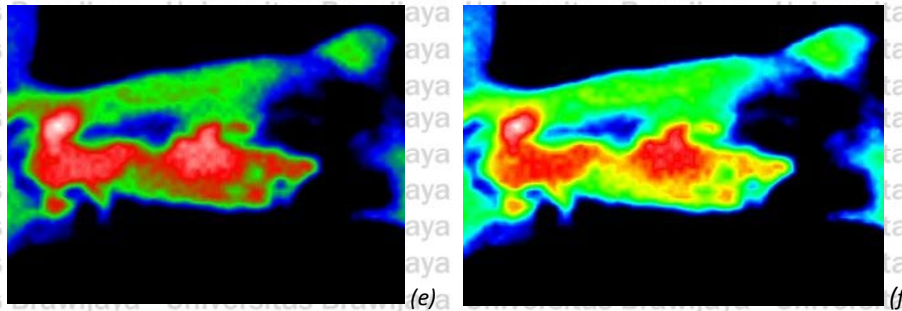
(b)



(c)



(d)



Gambar 4.8 Proses pengindeksan temperatur menjadi ruang warna

(a) Gambar asli tikus (b) Raw of temperature tikus (c) pengindeksan ke ruang warna level 2 (d) pengindeksan ke ruang warna level 4 (e) pengindeksan ke ruang warna level 5 (f) pengindeksan ke ruang warna level 7 (Poerbaningtyas, 2018)

4.8.1.2.2. Tahap Processing

1. Crop Citra

Sebuah citra ada kalanya memiliki bagian yang tidak perlu untuk diproses. Bagian yang diperlukan untuk diproses dilakukan cropping dengan cara mengambil titik-titik tertentu dari citra asli kemudian dimasukkan ke dalam citra baru.

Formula dari crop citra adalah:

$$I_c(x, y) = I(x + x_1, y + y_1) \tag{4.1}$$

Di mana: I_c = citra hasil crop
 x, y = titik dari citra baru
 x_1, y_1 = titik dari citra asli

2. Tranformasi Wavelet

Pada penelitian ini, citra payudara akan dibedakan dalam 3 kondisi, yakni tidak terdeteksi, terdeteksi temperatur diatas normal dan terdeteksi terjadi kanker.

Sebelum tahap penerapan *Artificial Neural Network* (ANN) dalam Sistem Penunjang Keputusan, perlu adanya tahap transformasi wavelet. Transformasi wavelet dapat meningkatkan intensitas energi dengan cara membuang frekuensi rendah.

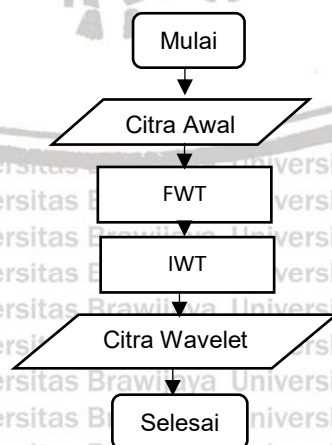
Pada tahapan ini, citra hasil dari pre-processing diberikan fungsi transformasi wavelet dengan matriks Haar ukuran 16 x 16, yang merupakan pengembangan dari matriks Haar berukuran 2x2 sebagai berikut :

$$H_2 = \frac{1}{\sqrt{2}} \begin{pmatrix} 1 & 1 \\ 1 & -1 \end{pmatrix} \quad (4.2)$$

Cara kerja transformasi wavelet pada sebuah citra digital dapat dibagi menjadi 2, yaitu *Forward Wavelet Transformation* (FWT) dan *Invers Wavelet Transformation* (IWT).

FWT melakukan dekomposisi citra sehingga energi pada citra berkonsentrasi pada pixel-pixel tertentu, yang disebut *blurred image*. Sementara IWT melakukan rekontruksi kembali citra yang telah dihasilkan oleh FWT. Mula-mula citra akan dikenakan transformasi wavelet maju. Setelah itu citra akan diberikan transformasi wavelet mundur, agar didapatkan citra dengan ukuran semula namun dengan intensitas energi yang lebih tinggi. (Hossein *et al.*, 2016)

Dalam melakukan *forward wavelet transformation* (FWT), sebuah citra akan dikerjakan baris dulu kemudian kolom. Proses *inverse wavelet transform* (IWT) merupakan proses komposisi ulang citra hasil FWT. Proses IWT ini akan memberikan output berupa citra dengan resolusi sama dengan citra asli namun dengan tingkat energi tiap pixel lebih tinggi daripada citra awal (gambar 4.9) (Pramanik , 2015)



Gambar 4.9. Procedur Penerapan Transformasi Wavelet pada Tahap Processing

3. Segmentasi atau deteksi tepi

Deteksi lesi kanker payudara berbasis energi panas merupakan salah satu modalitas skrining. Rasio citra yang memiliki *noise* masih tergolong tinggi menyebabkan proses segmentasi sel menjadi sulit (Gopakumar *et al.*, 2018). Segmentasi merupakan teknik deteksi tepi obyek pada suatu citra yang menghasilkan tepi dari obyek citra. Tujuannya adalah untuk menandai bagian yang menjadi detail citra, memperbaiki detail dari citra yang *blur* karena adanya efek dari proses akuisisi citra (Oliveir *et al.*, 2015).

Deteksi tepi dan ekstraksi warna merupakan aspek penting yang harus dipertimbangkan dalam *processing*. Proses awal ini memungkinkan peneliti mendapatkan lebih banyak informasi dari citra. Informasi ini digunakan dalam ekstraksi fitur dan klasifikasi citra (Lanisa *et al.*, 2014). Suatu titik (x, y) dikatakan sebagai tepi (*edge*) dari suatu citra bila titik tersebut mempunyai perbedaan yang tinggi dengan tetangganya. Terdapat berbagai macam metode deteksi tepi (*edge detection methods*) seperti Sobel, Prewitt, Laplace, Robert, SUSAN dan Canny (Spandana *et al.*, 2013).

Proses segmentasi citra multiresolusi menyebabkan terjadinya "*corner effect*". Sehingga hasil deteksi tepi sering tidak tepat (Dabbagh, 2016). Algoritma Canny merupakan deteksi tepi yang optimal. Operator Canny menggunakan *Gaussian Derivative Kernel* untuk menyaring *noise* dari citra awal untuk mendapatkan hasil deteksi tepi yang halus. Sehingga hasil deteksi tepinya lebih jelas dan noisenya lebih sedikit. (Spandana *et al.*, 2013 ; Yodha *et al.*, 2014).

Proses deteksi tepi pada algoritma *canny edge* dapat dipisahkan menjadi 5 langkah, yaitu sebagai berikut:

1. Terapkan filter Gaussian untuk menghaluskan dan menghilangkan *noise*
2. Temukan gradien intensitas pada citra

3. Terapkan penindasan non-maksimal untuk menghilangkan respon palsu terhadap deteksi tepi
4. Terapkan ambang ganda untuk menentukan tepi potensial
5. *Track edge by hysteresis* : Finalisasi deteksi tepi dengan menekan semua tepi lainnya yang lemah dan tidak terhubung ke tepi yang kuat.

4.8.1.2.3. Tahap *Post-processing*:

1. Pengukuran besar lesi

Hasil proses segmentasi akan didapatkan area atau pola panas, yang menggambarkan luasan atau besar neoplasma. Dari pola panas yang terbentuk dapat dihitung lebar dan panjang lesi neoplasma yang terdeteksi.

2. Sistem Penunjang Keputusan (SPK)

SPK merupakan sebuah *procedure* yang dapat memberikan informasi terkait kondisi payudara berdasarkan intensitas temperatur. Tujuan dibangun SPK dalam penelitian ini adalah untuk mendeteksi apakah energi panas tersebut merupakan sebuah lesi neoplasma. Algoritma ANN merupakan algoritma yang mencoba untuk meniru cara kerja jaringan saraf pada manusia. Penggunaan metode ANN sangat membantu dalam pengklasifikasian jaringan payudara dalam perkembangan dan pertumbuhan neoplasma pada payudara.

Backpropagation merupakan salah satu metode ANN yang sangat baik dalam menangani masalah pengenalan pola. Backpropagation terdiri dari banyak lapisan (*multilayer*). Proses pelatihan pada backpropagation ada 3 tahap, yaitu (Koay et al., 2004):

1. Tahap pertama adalah fase maju (*feedforward*). Pola masukkan dihitung maju mulai dari input layer, hidden layer, hingga output layer.

2. Tahap kedua adalah fase mundur (*backpropagation*). Perbandingan antara output dengan target yang diinginkan adalah kesalahan yang terjadi. Kesalahan tersebut dipropagasikan mundur.

3. Tahap ketiga adalah modifikasi bobot untuk menurunkan kesalahan yang terjadi.

Output dari ANN berupa matrik yang menggambarkan klasifikasi. Dalam penelitian ini dibedakan dalam 3, yaitu:

1. **Matrik [0 0 1] untuk payudara normal**, disini menggambarkan bahwa pada payudara tersebut tidak terdapat pertumbuhan dan perkembangan neoplasma.
2. **Matrik [0 1 0] untuk payudara inflamasi**, disini menggambarkan dari hasil Analisa menunjukan bahwa terdeteksi ada Temperatur tinggi di atas rata-rata temperatur pada payudara namun bukan pertumbuhan neoplasma.
3. **Matrik [1 0 0] untuk payudara kanker**, hasil dari analisa intensitas panas menunjukan terdeteksi adanya Temperatur tinggi yang sangat signifikan di atas temperatur rata-rata, yang menggambarkan terdapat pertumbuhan neoplasma pada payudara.

4.8.2. Penelitian Tahap II : Pembuatan hewan model tikus terserang kanker

Pada penelitian tahap 2 membuat hewan model dengan cara menginduksi karsinogenesis (DMBA) pada tikus. Bertujuan membuat tikus terserang kanker payudara. Tikus yang digunakan adalah tikus jenis Sprague Dawley berkelamin betina dengan umur sekitar 1.5 bulan. Tahapan membuat hewan model tikus terserang kanker payudara adalah (Wongso *et al.*,2013) :

1. Dibuatkan larutan karsinogen:
Larutkan sejumlah tertentu serbuk DMBA (gambar 4.10) ke dalam larutan minyak jagung sesuai dengan volume tertentu, sehingga diperoleh

konsentrasi yang dibutuhkan. Selanjutnya dilakukan proses homogenasi diaduk dengan pengaduk vortex selama lebih kurang 15 menit sampai larutan terlihat homogen.



Gambar 4.10. Larutan DMBA yang digunakan dalam penelitian

2. Lakukan penginduksian karsinogen pada tikus

Hewan model tikus dengan sejumlah sampel 24 jaringan payudara dibagi menjadi 3 kelompok, yaitu kelompok normal, kelompok kanker dan kelompok terjadi inflamasi atau pemuahan. Kelompok tikus yang terjadi pemuahan bertujuan untuk mendapatkan payudara terjadi inflamasi. Kelompok kanker terdapat sebanyak 8 jaringan payudara tikus yang diberi induksi DMBA. Induksi DBMA sebanyak 20 mg/kgBB dalam 10 kali pemberian dengan interval pemberian sekitar 48 jam. Pemberian dilakukan secara subkutan (dilihat gambar 4.11). Perhitungan pemberian dosis

DMBA sebagai berikut pada persamaan 4.3. (Astikasanti *et al.*, 2016):

$$2 \text{ mg/kg BB} = \frac{2 \text{ mg/kg} \times \text{BB (g)}}{1000 \text{ mg/ml}} = 0,002 \times \text{BB mg/gr/ml} \quad (4.3)$$

Kelompok normal dan inflamasi hanya mendapat induksi dengan larutan minyak jagung saja yang berfungsi sebagai kontrol.



Gambar 4.11. Teknik induksi DMBA ke payudara tikus

3. Perawatan dan pemeliharaan tikus.

Tikus dipelihara dalam kandang dan dipisah sesuai dengan kelompok.

- KN sebagai kelompok normal
- KK sebagai kelompok kanker
- KI sebagai kelompok Inflamasi

Selama kurang lebih 2 bulan atau 8 minggu, semua tikus dipelihara dengan perlakuan sama, yaitu mendapatkan nutrisi dengan kualitas sama pula.

Kandungan ransum yang diberikan minimal 16 %, dengan kadar protein 20 -25 %, kadar lemak 10 -12 %, kadar pati 44-45 %, kadar serat kasar maksimal 4 % dan kadar abu 5-6 %. Serta pemenuhan air minum setiap ekor tikus untuk sehari berkisar antara 4-8 ml. Pemberian air minum ini untuk menekan stress pada tikus (gambar 4.12).



Gambar 4.12. Kandang peliharaan yang dipisahkan sesuai dengan kelompok.

4.8.3 Penelitian Tahap III : Pengujian histopatologis jaringan payudara

Pengujian histopatologis jaringan payudara bertujuan untuk mengetahui *pathologis anatomi* (PA). Pengujian PA untuk mengetahui keganasan sel neoplasma menggunakan pengujian pewarnaan HE, sedangkan untuk mengetahui energi panas digunakan pengujian IHC dengan antibodi UCP-2.

Sebelum dilakukan pengujian PA tikus dikondisikan mati. Prosedure mematikan tikus adalah tikus dikondisikan terbius dahulu, kemudian penekanan pada daerah pembuluh darah. Setelah tikus mati dilakukan pembedahan pada jaringan payudara.

Prosedur dalam melakukan uji histopatologis jaringan dengan pewarnaan *Hematoxylin Eosin* (HE) dan *Immuno Histo Chemistry* (IHC) adalah :

a. Cara pengambilan jaringan dan fiksasi

1. Diambil jaringan sesegera mungkin setelah tikus diterminasi dengan cara dislokasi dengan ukuran 1 cm^3
2. Kemudian dimasukkan ke dalam larutan fiksasi dengan urutan sebagai berikut:
 - a. Dilakukan fiksasi dalam larutan formalin 10%

- b. Dilakukan Dehidrasi dengan alkohol 30% selama 20 menit I, 20 menit II, dan 20 menit III.
- Lalu dilanjutkan dengan alkohol 40% 1 jam
 - alkohol 50% 1 jam
 - alkohol 60% 1 jam
 - alkohol 70% 1 jam
 - alkohol 80% 1 jam
 - alkohol 90% 1 jam (alkohol 70%-80% dapat ditunda sampai keesokan harinya)
- c. Dilarutkan xylol alkohol 1:1 dengan waktu kurang lebih 24 jam.
- d. Dilakukan *Clearing* dengan larutan xylol 1, 2, 3 dengan waktu masing-masing 20 menit, sehingga jaringan terlihat tembus pandang.
- e. Xylol parafin 1:1 selama 20 menit/24 jam dengan dipanaskan dalam oven 60°C.
- f. Dilakukan *embedding* dan *blocking*: parafin 1, 2, 3 selama 20 menit, lalu jaringan dicetak blok paraffin kemudian didinginkan, sehingga cetakan dapat dibuka.
- g. Dilakukan *trimming*: memotong balok-balok paraffin sehingga jaringan mudah dipotong dengan mikrotom.

B. Cara pemotongan blok (sectioning)

1. Disiapkan kaca objek bersih.
2. Kaca objek diberi albumin ditengahnya dan direkatkan.
3. Blok yang sudah disiapkan dipotong dengan ketebalan 5 mikron lalu dimasukkan dalam air panas kurang lebih 60°C. Setelah jaringan mengembang, jaringan diambil dengan kaca objek yang sudah diberi albumin.

4. Kemudian dikeringkan.

5. Parafin yang ada pada kaca objek atau jaringan dihilangkan dengan dipanaskan dalam oven 60°C atau dengan tungku.

C. Pengujian menggunakan Pewarnaan HE

Slide jaringan dimasukkan kedalam:

1. Xylo 1, 2, 3 masing-masing 10 menit.
2. Diulang dengan alkohol xylo selama 5 menit.
3. Dibilas dengan alkohol 30-96% masing-masing kurang lebih 30 menit.
4. Dibilas dengan aquades 1x kurang lebih 10 menit.
5. Direndam dalam hematosiklin kurang lebih 10 menit.
6. Dibilas dengan air mengalir sampai bersih.
7. Dibilas aquades, lalu acid alcohol (alkohol+NaCl 0,9%).
8. Dibilas alkohol 50-96%.
9. Dibilas Eosin kurang lebih 2-5%.
10. Dibilas alkohol 96% sebanyak 2x.
11. Dibilas alkohol xylo.
12. Dikeringkan dengan kertas saring, langsung dibersihkan kotoran-kotoran yang ada disekitar jaringan.
13. Xylo 1 (5 menit), xylo 2 (5 menit) tetesi asam canada, langsung ditutup kaca penutup. Preparat sudah siap untuk diamati di atas mikroskop.

Setelah didapatkan 1 *slide* yang terdiri dari 2 atau 3 *slice*, maka dilakukan scan dengan mikroskop digital. Selanjutnya dilakukan pengamatan dan analisa per luas pandang untuk melihat morfologis jaringan payudara. Parameter pengukuran adalah sebagai berikut :

- 0 : komplet negatif (tidak ada yangg terstaining)
- $B1 \leq 10\%$: positif membran staining
- 10% - 50% : positif

- $\geq 50\%$: positif

Pengamatan dan analisa per luas pandang bertujuan untuk melihat tingkat keganasan kanker pada jaringan payudara.

1. Hasil pewarnaan.

Apabila warna menunjukkan merah muda berarti negatif, sedangkan merah keunguan atau kebiru-biruan menunjukkan keganasan.

2. Struktur sel

Melihat struktur dari sel apakah struktur sel masih utuh atau sudah rusak.

3. Bentuk sel,

Melihat terjadi pembesaran pada bentuk sel, semakin membesar dan berkembang

4. Proliferasi atau Kepadatan jumlah sel

Melihat jarak antar sel semakin dekat dan semakin padat menunjukkan tingkat keganasan.

D. Pengujian menggunakan IHK

Imunohistokimia adalah suatu metode kombinasi dari anatomi, imunologi dan biokimia untuk mengidentifikasi komponen jaringan yang memiliki ciri tertentu. IHK menggunakan interaksi antara antigen target dan antibodi spesifik yang diberi label. Imunohistokimia dengan menggunakan antibodi UCP-2. Pengujian bertujuan untuk melihat ekspresi panas pada sel.

Langkah – langkah pengujian IHK adalah :

1. Dilakukan deparafinasi preparat (blok parafin) dengan xylene sebanyak 3 kali masing-masing 3 menit.

2. Dilakukan rehidrasi preparat menggunakan etanol 100%, etanol 95 % dan etanol 70% dua menit, dua menit, satu menit dan terakhir dengan air selama satu menit
3. Direndam dalam *peroxidase blocking* solution pada temperatur kamar selama 10 menit
4. Preparat diinkubasi dalam *prediluted blocking serum* 25°C selama 10 menit.
5. Preparat direndam dalam antibodi monoklonal anti-p53 25°C selama 10 menit
6. Dicuci preparat dengan *Phosphate Buffer Saline* (PBS) selama 5 menit.
7. Preparat diinkubasi dengan antibodi sekunder (*conjugated to horse radish peroxidase*) 25°C selama 10 menit
8. Preparat dicuci dengan PBS selama 5 menit.
9. Preparat diinkubasi dengan peroksidase 25°C selama 10 menit
10. Preparat dicuci dengan PBS selama 5 menit.
11. Preparat diinkubasi dengan kromogen DAB (*Diaminobenzinidine*) 25°C selama 10 menit
12. Preparat diinkubasi dengan *Hematoxylin Eosin* selama 3 menit
13. Preparat dicuci dengan air mengalir
14. Preparat dibersihkan dan ditetesi dengan mounting media
15. Preparat ditutup dengan *coverslip*
16. Diamati ekspresi pada sel (warna coklat) menggunakan mikroskop cahaya

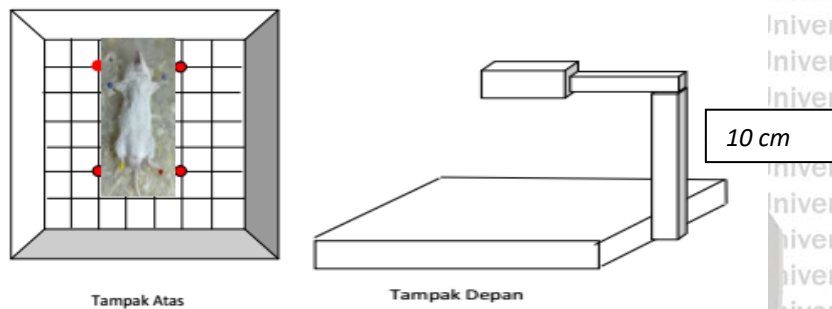
Setelah didapatkan 1 slide yang terdiri dari 2 atau 3 slice dilakukan scan dengan mikroskop digital. Selanjutnya dilakukan pemeriksaan hasil staining, dimana hasil staining menunjukkan warna kebiru-biruan.

4.8.4. Penelitian Tahap IV : Analisa Intensitas Panas dan Pola Panas

Pada penelitian tahap 4 dilakukan setelah tikus diinduksi dengan DMBA sebanyak 10x dan didiamkan selama 1 minggu. Tahapan penelitian ini yang dilakukan 2 proses, yaitu:

1. Tahapan pengambilan data intensitas temperatur

Kepresisian obyek saat pengambilan data temperatur perlu terjaga dengan baik, maka perlu ada media yang permanen. Berikut desain media (gambar 4.11) yang digunakan dalam penelitian.

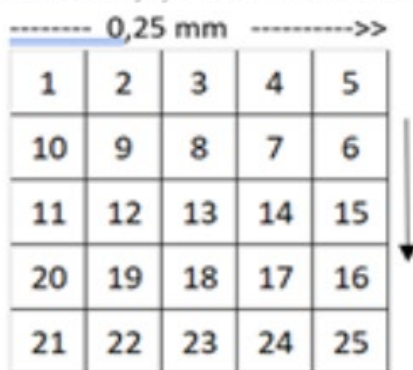


Gambar 4.13. Penampang media pengambilan data

Penampang media pengambilan data terdiri dari meja presisi "XY" linier dan pilar penyanggah kamera dibuat dalam bentuk dinamis.

1. Pilar penyanggah, secara vertikal (sumbu Z) dibuat untuk mengatur jarak pengambilan antara obyek dengan kamera infra merah. Semakin kecil jarak pengambilan akan dihasilkan kerapatan pixel yang kecil. Tujuannya dengan kerapatan pixel yang kecil dapat membaca dan mengukur sebuah obyek yang kecil.
2. Meja presisi "XY" linier, secara horizontal dapat digerakkan pada koordinat XY, dengan pergerakan maju mundur dan kanan kiri. Pergeseran dilakukan sekecil mungkin atau 50% lebih kecil dari lebar pixel. Jumlah variasi pergerakan sebanyak 25 posisi dengan model pergerakan zigzag

(gambar 4.12). Tujuannya untuk mendapatkan gambar yang banyak (*multi image*) dan presisi dari target yang diperiksa.



Gambar 4.14. Model pergeseran obyek

Pada saat pengambilan data, tikus dikondisikan dalam keadaan terbius,

Adapun prosedur dalam pembiusan tikus adalah :

1. Disiapkan larutan anestesi pada tikus dengan campuran:
 - acepromazine : 0,5-2,5 mg/kg BB
 - ketamin : 50-150 mg/kg BB
 di dalam spuit disposable insulin perkiraan volume larutan 0,2 ml
 (jika acepromazine tidak ada maka diberi ketamin sebanyak 0,075 ml gambar 4.13.a)
2. Dilakukan anestesi di daerah paha bagian dalam atau luar secara *intramuscular* (gambar 4.13). Sekitar 5 menit, tikus akan tertidur (± 45 menit)



(a)



(b)

Gambar 4.15. a) Ketamin untuk pembiusan. b) Teknik membius tikus

2. Tahapan analisa temperatur dan pola panas dengan perangkat lunak

Data temperatur dalam bentuk *Raw of Temperature* dari kamera infra merah dianalisa dengan perangkat lunak. Hasil analisa citra, akan memberikan sebuah informasi, yaitu:

- mengidentifikasi lokasi pertumbuhan dan perkembangan neoplasma,
- mengukur besar dari lesi neoplasma
- menentukan kecepatan pertumbuhan dan perkembangan neoplasma sejak dini,
- menentukan jenis payudara normal, kanker atau terjadi inflamasi melalui pola panas yang terbentuk.

4.9. Etik Penelitian

Penelitian ini telah memperoleh kelaikan etik (*Ethical clearance*) dari Komite Etik Penelitian Universitas Brawijaya Malang nomer : 884-KEP-UB pada tanggal 25 Februari 2018 dengan judul penelitian Analisa Citra Panas Inframerah Dengan Metode *Partitioned Iterated Function System* (PIFS) Untuk Memonitoring Perkembangan & Pertumbuhan Neoplasma (lokasi dan besar lesi) Pada Hewan Model Tikus.

4.10. Analisa Statistika

Tujuan dari analisa statistik adalah mencari hubungan keterkaitan antara peningkatan intensitas energi panas pada payudara dengan pertumbuhan dan perkembangan neoplasma selama masa perawatan. Analisa dilakukan dengan uji ANOVA dengan beberapa langkah pengujian, yaitu :

1. Menentukan hipotesa, dimana H_0 : terdapat hubungan antara masa perawatan tikus dalam setiap minggunya dengan peningkatan intensitas panas serta besar pertumbuhan atau perkembangan neoplasma.
2. Pemilihan tingkat kepentingan, yang ditentukan sebesar 0.05
3. Penentuan distribusi pengujian yang digunakan adalah distribusi pengujian menggunakan distribusi uji-t
4. Pendefinisian daerah-daerah penolakan atau kritis
5. Pernyataan aturan keputusan, Tolak H_0 dan terima H_1 , jika tidak demikian maka terima H_0 dan tolak H_1
6. Perhitungan rasio uji (RU), rumus yang digunakan untuk menghitung rasio uji (nilai t) adalah $RU_{uji} = t_{test}$
7. Pengembalian keputusan secara statistik, dimana jika nilai rasio uji berada di daerah penerimaan, maka hipotesa nol diterima. Sedangkan jika berada di daerah penolakan maka hipotesa nol ditolak.

4.11. Perhitungan *Confusion Matrix*

Confusion matrix adalah suatu metode yang biasanya digunakan untuk melakukan perhitungan akurasi pada konsep data mining atau Sistem Pendukung Keputusan. Pada pengukuran kinerja menggunakan *confusion matrix*, terdapat 4 (empat) istilah sebagai representasi hasil proses klasifikasi (dilihat tabel 4.2). Keempat istilah tersebut adalah *True Positive* (TP), *True Negative* (TN), *False Positive* (FP) dan *False Negative* (FN). *True Positive* (TP) merupakan data positif yang terdeteksi benar (persamaan 4.4), sementara *False Positive* (FP) merupakan data negatif namun terdeteksi sebagai data positif persamaan 4.5). Nilai *True Negative* (TN) merupakan jumlah data negatif yang terdeteksi dengan benar (persamaan 4.6). *False Negative* (FN)

merupakan kebalikan dari *True Positive*, sehingga data positif, namun terdeteksi sebagai data negatif (persamaan 4.7) (Visa, et.al; 2011)

Tabel 4.3. Confusion Matrix

		Predicted	
		Negative	Positive
Actual	Negative	A	B
	Positive	C	D

$$TP = d / (c + d) \tag{4.4}$$

$$FP = b / (a + b) \tag{4.5}$$

$$TN = a / (a + b) \tag{4.6}$$

$$FN = c / (c + d) \tag{4.7}$$

Sensitifitas merupakan rasio prediksi benar positif dibandingkan dengan keseluruhan data yang benar positif (dilihat persamaan 4.8).

$$\text{Sensitifitas} = (TP) / (TP + FN) \tag{4.8}$$

Spesifikasi merupakan kebenaran memprediksi negatif dibandingkan dengan keseluruhan data negative (dilihat persamaan 4.9)

$$\text{Spesifikasi} = (TN) / (TN + FP) \tag{4.9}$$

Akurasi adalah persentase dari total data yang diidentifikasi dan dinilai. Berikut ini adalah aturan akurasi (persamaan 4.10).

$$\text{Akurasi} = (TP+TN) / (TP+TN+FP+FN) * 100\% \tag{4.10}$$

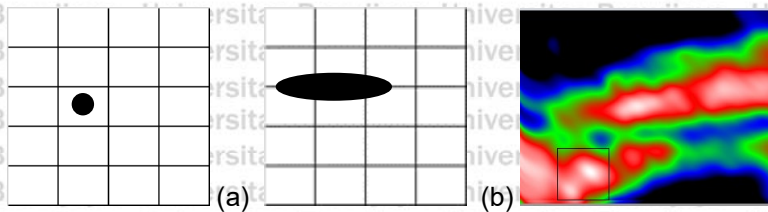
BAB V

HASIL PENELITIAN

Deteksi obyek kecil diperlukan sebuah kamera dengan resolusi yang tinggi dan dengan kerapatan pixel yang kecil (gambar 5.1.a). Kamera inframerah merk fluke dengan tipe TiS20 memiliki resolusi 320x240 dan dengan jarak pengambilan 40 cm memiliki kerapatan pixel yang cukup lebar. Sehingga keterbatasan resolusi kamera ini tidak dapat mendeteksi atau menangkap obyek berukuran sangat kecil. Lesi neoplasma pada payudara tikus merupakan sebuah obyek yang sangat kecil. Mendeteksi kanker payudara tikus perlu adanya peningkatan resolusi kamera dengan cara mengatur jarak pengambilan obyek untuk mendapatkan kerapatan pixel yang lebih kecil.

Posisi sebuah obyek kadangkala ada dipersimpangan antar pixel, sehingga untuk mengukur luasan obyek tersebut akan tidak presisi (gambar 5.1.b). Apabila pengambilan obyek hanya 1 kali atau 1 citra, maka mendeteksi besar obyek tersebut juga tidak akan tepat. Sehingga untuk mendeteksi obyek secara presisi diperlukan jumlah citra lebih dari satu (*multi image*) dengan posisi antar obyek berbeda.

Output kamera inframerah merupakan sebuah citra panas multiresolusi, yaitu citra dengan batas tepi yang tidak jelas (gambar 5.1c). Proses segmentasi pola panas multiresolusi akan mengalami kesulitan, sehingga menyebabkan akan muncul "*Corner Effect*" dan dapat memunculkan temuan-temuan palsu (gambar 5.1.c).



Gambar 5.1. Permasalahan yang muncul dalam mendeteksi sebuah obyek

- a) apabila ukuran obyek yang sangat kecil
- b) apabila posisi obyek dipersimpangan pixel
- c) citra multiresolusi, yaitu informasi temperatur dalam bentuk *Image of Temperature*

Permasalahan diatas perlu diselesaikan dengan membangun sebuah perangkat keras, yaitu meja presisi yang dilengkapi dengan mikrokontroler. Meja presisi ini untuk menghasilkan citra dalam jumlah banyak. Tujuannya adalah untuk membaca dan mengukur obyek berukuran sangat kecil yang terletak dipersimpangan pixel secara tepat dan presisi. Selain perangkat keras diatas juga dibutuhkan sebuah perangkat lunak yang dapat memberikan informasi tentang deteksi obyek atau lesi tersebut.

Deteksi lesi neoplasma pada payudara tikus memiliki beberapa karakteristik, yaitu obyek kecil dan multiresolusi. Sehingga untuk mendeteksi keberadaan lesi tersebut diperlukan pendekatan atau pemodelan analisa intensitas temperatur dan pola panas. Tujuan dibangun perangkat lunak adalah agar dapat mengenali obyek berukuran kecil, mengukur besar obyek lesi tersebut, dan mendiagnosa jenis payudara tersebut.

Pemanfaatan kamera inframerah untuk mengidentifikasi sebuah obyek kecil (studi kasus neoplasma pada payudara tikus) dapat digunakan sebagai modalitas baru dalam pencitraan kanker payudara berbasis "*Thermal Imaging*".

Khususnya dalam proses skrining atau memonitor pertumbuhan dan perkembangan neoplasma tanpa menimbulkan efek panas.

5.1. Penelitian Tahap I

Penelitian tahap I merupakan penelitian terapan (*applied research*) berkenaan dengan kenyataan-kenyataan praktis, penerapan, dan pengembangan pengetahuan. Penelitian terapan adalah penyelidikan yang sistematis dan terus-menerus terhadap suatu masalah. Hasil penelitian tidak perlu merupakan suatu penemuan yang baru, tetapi merupakan aplikasi baru dari penelitian yang telah ada.

Materi penelitian yang dibutuhkan adalah seperangkat keras yang dapat digunakan untuk mendeteksi obyek kecil mutiresolusi dengan tingkat kepresisian yang tinggi, serta pemodelan untuk mengukur besaran obyek tersebut dan menentukan jenis obyek tersebut (gambar 5.2).



Gambar 5.2. Perangkat keras material penelitian dan perangkat lunak

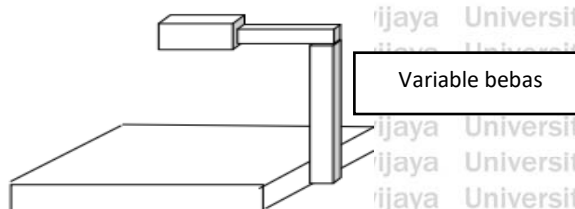
Perangkat keras: Kamera IR, Penyanggah kamera, meja presisi "XY Linier", mikrokontroler. PC sebagai pengatur pergeseran dan analisa sistem dengan pemodelan subpixel dan PIFS.

5.1.1. Mendeteksi obyek berukuran kecil dengan kamera IR TiS20

Lesi neoplasma pada payudara tikus merupakan sebuah obyek yang sangat kecil (gambar 5.1.a). Mendeteksi lesi tersebut diperlukan kamera dengan resolusi

tinggi, sedangkan kamera IR merk Fluke tipe TiS20 memiliki resolusi 320 x 240 dengan jarak pengambilan 40 cm dan lebar pixel sebesar 0,1875 mm.

Resolusi kamera berpengaruh terhadap kerapatan pixel dan untuk meningkatkan kerapatan pixel perlu dilakukan dengan cara mengatur jarak pengambilan obyek (sumbu z). Berikut hasil percobaan pengaturan jarak pengambilan obyek dengan kamera inframerah (gambar 5.3).



Gambar 5.3. Penyanggah kamera IR

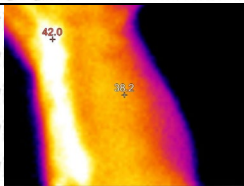
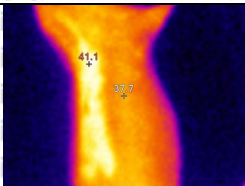
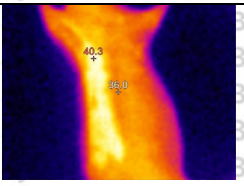
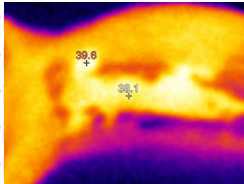
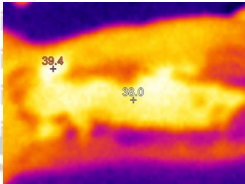
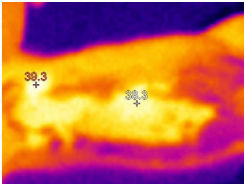
Penyanggah digunakan untuk mengatur jarak pengambilan antara obyek dengan kamera.

Percobaan dilakukan beberapa variasi jarak, diukur lebar penampang, kemudian dibagi dengan resolusi kamera, sehingga akan didapatkan kerapatan pixel atau lebar perpixelnya (tabel 5.1 dan 5.2).

Tabel 5.1. Percobaan pengaturan jarak pengambilan obyek

Jarak pengambilan (cm)	Panjang area pandang (mm)	Lebar pixel (mm)
40	60	0,185
30	45	0,1406
25	40	0,125
20	30	0,937
15	25	0,781
10	15	0,468
5	10	0,312

Tabel 5.2. Visual obyek dari hasil pengukur jarak pengambilan

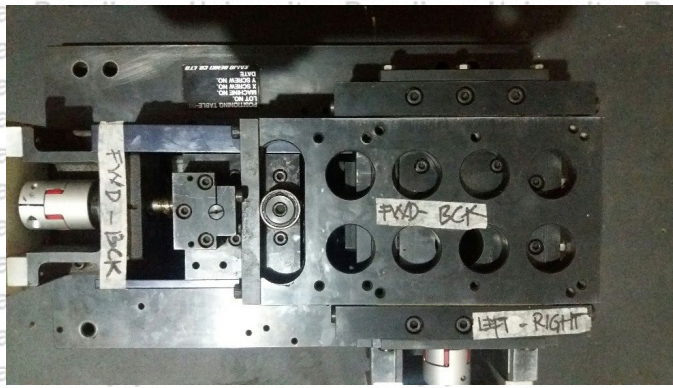
Nomer Tikus	Jarak pengambilan 10 cm	Jarak pengambilan 20 cm	Pengambilan 25 cm
Tikus -1			
Tikus -2			

Dari kedua obyek tabel 5.1 dan 5.2 dapat disimpulkan bahwa semakin dekat jarak pengambilan obyek dengan kamera IR, maka kerapatan pixel semakin kecil (tabel 5.1) dan secara visual gambar obyek semakin lebih tampak dibanding dengan area luar tubuh obyek (tabel 5.2)

5.1.2. Menentukan kepresisian obyek

Pada saat mengamati sebuah obyek pada citra, posisi obyek kadangkala terletak dipersimpangan beberapa pixel (gambar 5.1.b). Sehingga untuk mengukur besar dari obyek tersebut pasti tidak bisa presisi. Presisi obyek diperoleh dengan pengamatan tidak dari 1 citra (*single image*) namun beberapa citra (*multi image*) dengan cara melakukan pergeseran obyek baik pada sumbu x maupun sumbu y.

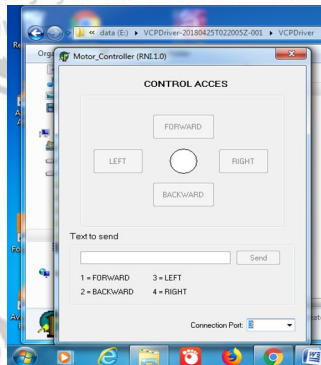
Meja presisi "XY Linier" merupakan sebuah meja yang didesain dapat digerakan kanan kiri atau maju mundur untuk menghasilkan banyak citra. Agar pergeseran meja presisi tetap konsisten, maka dikendalikan oleh sebuah mikrokontroler (gambar 5.4). Sehingga informasi temperatur antar obyek tidak terjadi gap yang jauh berbeda.



a)



b)

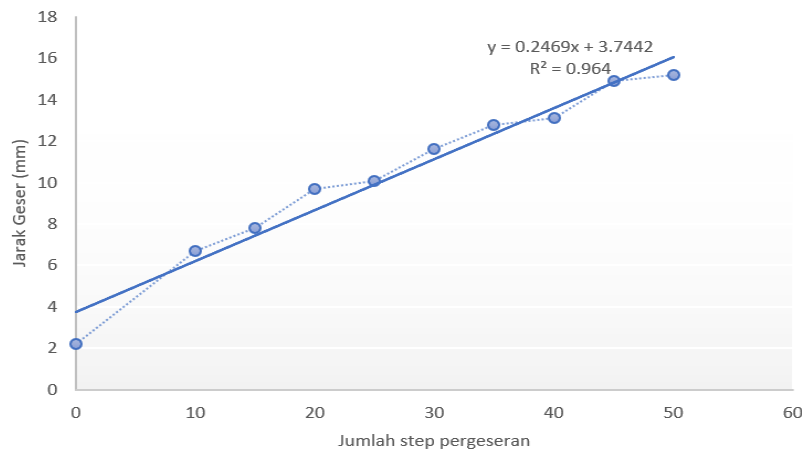


c)

Gambar 5.4 Seperangkat pengatur pergeseran obyek

(a) Meja Presisi “XY linier “(b) Mikrokontroler (c) aplikasi pengendali pergeseran

Dalam percobaan eksperimen ini, dilakukan pengukuran jarak pergeseran per step nya. Berikut hasil eksperimen pengukuran pergeseran meja presisi “XY” linier gambar 5.5.



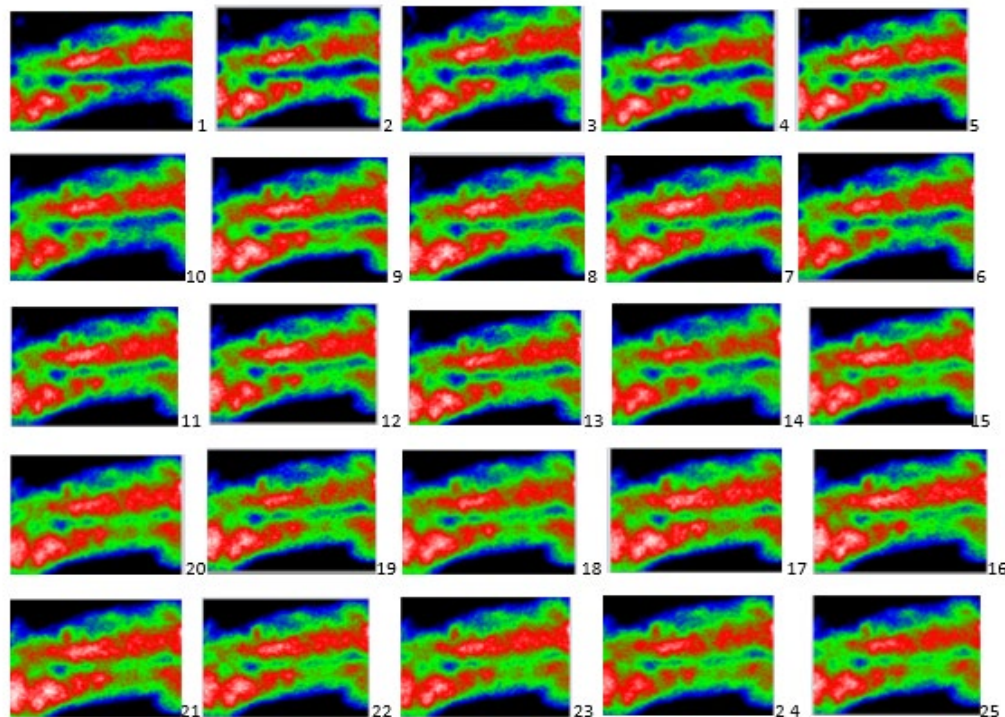
Gambar 5.5. Step pergeseran meja presisi

Gambar grafik 5.5: menunjukkan rata-rata setiap step pergeseran adalah 0.24 mm. Gerak pergeseran meja dibuat zig zag agar informasi yang didapatkan tidak berbeda jauh antar satu citra dengan citra lainnya.

1	2	3	4	5
10	9	8	7	6
11	12	13	14	15
20	19	18	17	16
21	22	23	24	25

Gambar 5.6. Model pergeseran zig-zag sejauh 0,24 mm per step pergeseran pada meja presisi “XY Linier”

Model pergeseran meja dibuat arah zigzag (gambar 5.6). Berikut gambar 5.7 hasil visualisasi 25 obyek dari setiap step pergeseran, dimana antar citra menunjukkan perbedaan yang sangat kecil:



Gambar 5.7. Hasil visualisasi 25 obyek intensitas temperatur pada seekor tikus

5.1.3. Membangun Perangkat Lunak “Analisa Intensitas Temperatur dan Pola Panas”

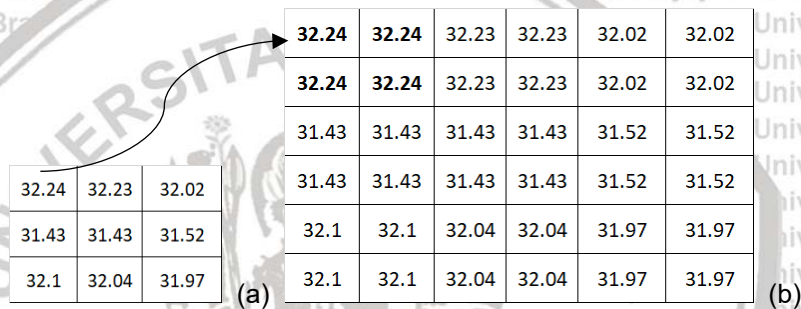
Identifikasi sebuah obyek kecil perlu dibangun sebuah perangkat lunak yang terdiri dari 4 prosedur, yaitu:

1. Subpixel.

Meningkatkan resolusi dengan memecah pixel dari 320x240 menjadi 640x480.

Pemodelan memecah pixel pada citra obyek menjadi subpixel seperti yang dibahas pada bab 4, yaitu setiap pixel akan dibagi menjadi 4 sub pixel dengan informasi temperatur yang sama atau 1pixel menjadi 2x2 pixel (gambar 5.8).

Sehingga pixel citra obyek semula 320 akan menjadi 640, sedang lebar citra obyek semula 240 akan menjadi 480.

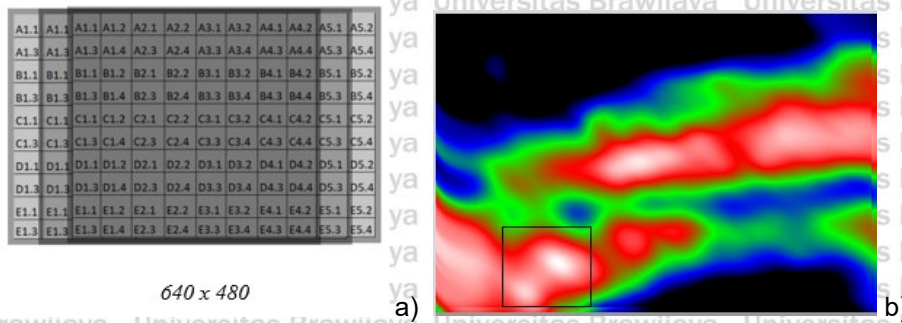


Gambar 5.8. Proses sub pixel pada obyek dimana resolusi kamera 320x240 diubah menjadi 640x480

Setelah setiap citra obyek ditingkatkan resolusinya maka lebar pixel menjadi lebih sempit lagi. Pada ujicoba sebelumnya dari jarak pengambilan obyek adalah 10 cm di dapat lebar pixel 0,468 cm. Apabila citra dipecah menjadi subpixel, maka lebar per pixel menjadi 0,23 mm.

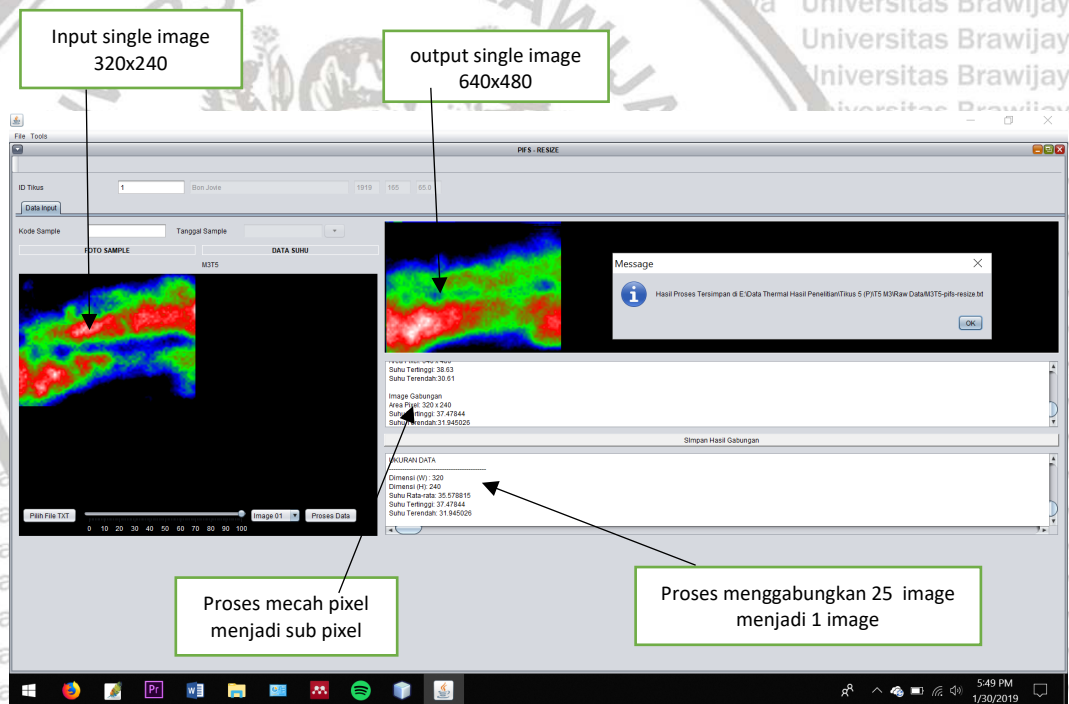
2. PIFS.

Meningkatkan presisi obyek dengan menggabungkan 25 citra dengan model PIFS. Setelah setiap obyek memiliki resolusi 640x 480, selanjutnya dilakukan penggabungan 25 citra menjadi 1 citra. Berikut visualisasi hasil penggabungan 25 obyek dengan resolusi 640x480 (gambar 5.9 dan 5.10) menjadi 1 citra obyek dengan resolusi 640x480.



Gambar 5.9. Hasil visualisasi penggabungan 25 citra resolusi 640x 480 dengan model PIFS a) Bentuk *Raw of Temperature* b) Bentuk ruang warna

Pada tahap ini semua data tidak diproses melalui *image of temperature* melainkan melalui *raw of temperature*. Sehingga tidak ada informasi sedikitpun yang hilang karena mengalami pengolah data.

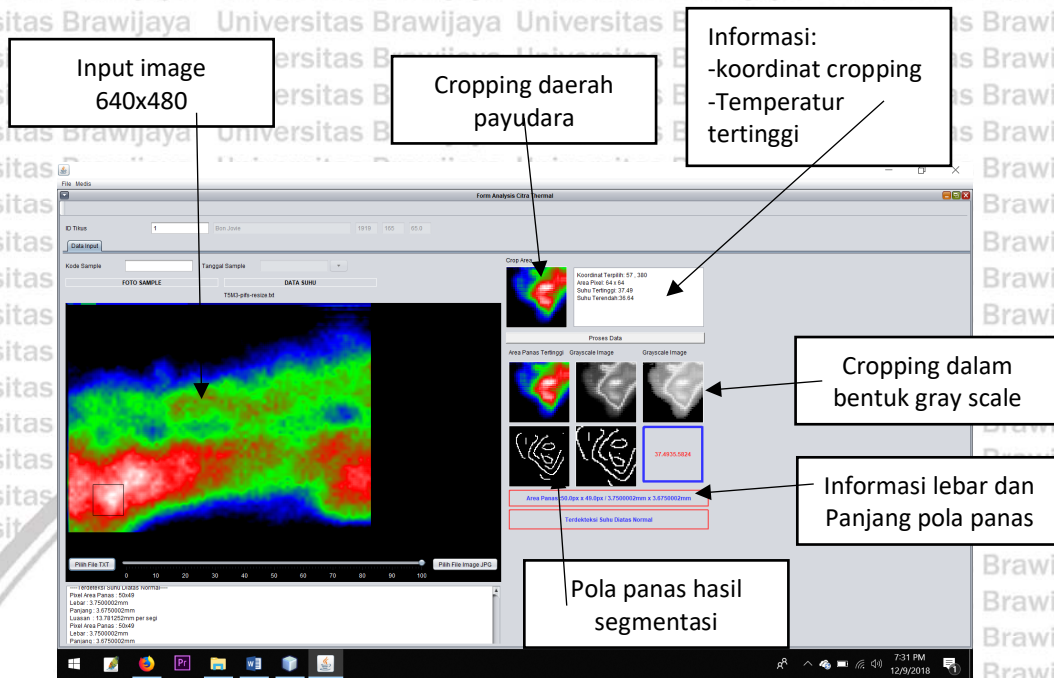


Gambar 5.10. Lay out aplikasi memecah pixel menjadi subpixel pada citra panas dan menggabungkan 25 citra panas menjadi 1 citra panas

3. Segmentasi deteksi tepi citra panas.

Segmentasi tepi citra panas dengan algoritma *Canny Edge* dapat membantu menampilkan pola panas yang muncul. Intensitas temperatur yang terbentuk

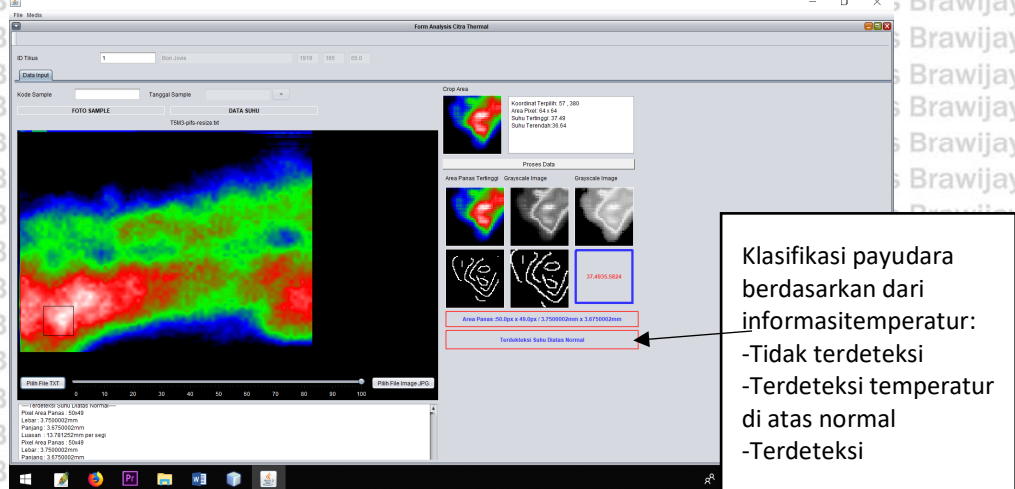
akan diketahui bentuk pola panas, sehingga dapat diketahui berapa lebar dan berapa panjang dari ukuran lesi (gambar 5.11).



Gambar 5. 11. Layout aplikasi Analisa *Thermal Imaging*

4. Membangun Perangkat untuk membaca intensitas temperature.

Pada sistem dilengkapi dengan informasi berapa temperatur tertinggi dan temperatur rata-rata pada daerah payudara. Informasi ini membantu untuk menentukan apakah lesi tersebut sebuah neoplasma, sehingga dapat mengidentifikasi payudara normal atau kanker (gambar 5.12).



Gambar 5. 12. Layout aplikasi Analisa Thermal Imaging

Pada penelitian dilakukan pengukuran lesi neoplasma dengan 3 pendekatan atau pemodelan, baik dalam penelitian dengan menggunakan data intensitas temperatur maupun pola panas (tabel 5.3).

1. Pendekatan 1: analisa dilakukan pada 1 citra (*single image*)
2. Pendekatan 2: analisa dilakukan dengan banyak citra (*multi image*) digabung menjadi 1 citra (320 x 240) dengan metode PIFS
3. Pendekatan 3: analisa dilakukan dengan banyak citra (*multi image*) namun citra dipecah menjadi subpixel (640x480) dan digabung menjadi 1 citra dengan metode PIFS.




Visualisasi hasil pengujian citra panas pada tikus seperti pada gambar 5.13.



26.7	26.8	26.8	26.9	26.9	27	27	27.2	27.3	27.4
26.7	26.7	26.7	26.7	26.7	26.8	26.9	27.1	27.2	27.4
26.7	26.6	26.6	26.6	26.6	26.6	26.8	27	27.2	27.4
26.7	26.5	26.5	26.5	26.4	26.4	26.6	26.9	27.2	27.4
26.6	26.4	26.4	26.4	26.4	26.4	26.6	26.8	27	27.3
26.5	26.3	26.3	26.4	26.4	26.4	26.5	26.7	26.9	27.1
26.4	26.2	26.3	26.3	26.3	26.4	26.5	26.7	26.8	27
26.3	26.1	26.2	26.2	26.3	26.3	26.4	26.6	26.7	26.8
26.4	26.3	26.3	26.3	26.3	26.4	26.4	26.6	26.6	26.7
26.6	26.5	26.4	26.4	26.4	26.4	26.5	26.6	26.6	26.7
26.7	26.7	26.6	26.5	26.5	26.4	26.5	26.5	26.6	26.7

Gambar 5.13. a) Citra tikus b) Intensitas temperatur tikus per bagian tubuh

Tabel 5.3. Perbandingan hasil pengolahan citra panas neoplasma payudara tikus pada kelompok perlakuan dengan 3 pendekatan berbeda.

Parameter Pengukuran	Pendekatan 1	Pendekatan 2	Pendekatan 3
Temperatur tertinggi pada area lesi (°C)	37.83	37.39	37.73
Temperatur rata-rata pada area lesi (°C)	34.83	34.7	35.96
Lebar lesi (mm)	5.4	5.4	3.75
Panjang lesi (mm)	6.9	6.15	3.75
Pola Panas yang terbentuk			

5.1.4. Pembahasan Penelitian Tahap I

Tabel 5.3 menunjukkan bahwa dengan pendekatan pengolahan citra yang berbeda dapat menghasilkan informasi yang berbeda pula, yaitu:

1. Perangkat keras yang dibangun menghasilkan citra dengan kerapatan pixel yang lebih kecil. Pengatur jarak pengambilan obyek sejauh 10 cm dari kamera inframerah menghasilkan lebar pixel 0.468 mm
2. Perangkat keras meja presisi "XY linier" dapat menghasilkan 25 citra, dimana step pergeseran meja sangat kecil sebesar 0,25 mm, sehingga perbedaan informasi temperatur antar pixel tidak berbeda jauh.
3. Pada kelompok kanker deteksi intensitas temperatur tertinggi baik pengolahan citra baik pendekatan 1,2 maupun 3 hampir sama sebesar 37 °C dan menunjukkan pada minggu tersebut tikus sudah terdeteksi terdapat pertumbuhan lesi neoplasma.
4. Besar ukuran lesi pada masing-masing pendekatan berbeda:

- a. Pendekatan 1 menunjukkan lesi terkecil yang terdeteksi panjang 5.4 mm dan lebar 6.9 mm. Didapatkan luas area pola panas seluas $5.4 \times 6.9 = 37.26 \text{ mm}^2$, dengan diagonal 8.76 mm. Apabila digambarkan sebagai lingkaran, maka luas lingkaran tersebut 60.23 mm^2 atau 0.6 cm^2 .
- b. Pendekatan 2, menunjukkan hasil pengukuran lesi terkecil dengan panjang 5.4 mm dan lebar 6.1 mm. Didapatkan luas area pola panas adalah: $5.4 \times 6.1 = 32.94 \text{ mm}^2$, dengan diagonal 8.14 mm. Apabila digambarkan sebagai sebuah lingkaran, maka luas lingkaran tersebut adalah 50.24 mm^2 atau 0.5 cm^2 . Dibandingkan dengan pendekatan 1 terjadi efisiensi sebesar 11 %.
- c. Pendekatan 3 dimana analisa pada multi image dengan resize subpixel dan pemodelan PIFS menunjukkan optimalisasi hingga 46 %, yaitu lesi terkecil yang terdeteksi dengan panjang 3.75 mm, dan lebar 3.75 mm, Didapatkan luas area pola panas adalah $3.75 \times 3.75 = 14.06 \text{ mm}^2$, dengan diagonal sebesar 5.3 mm. Apabila ini digambarkan sebagai sebuah lingkaran, maka luas lingkaran area panas adalah 15.89 mm^2 atau 0.15 cm^2 .

5.2. Penelitian Tahap II: Membuat hewan model tikus terserang kanker

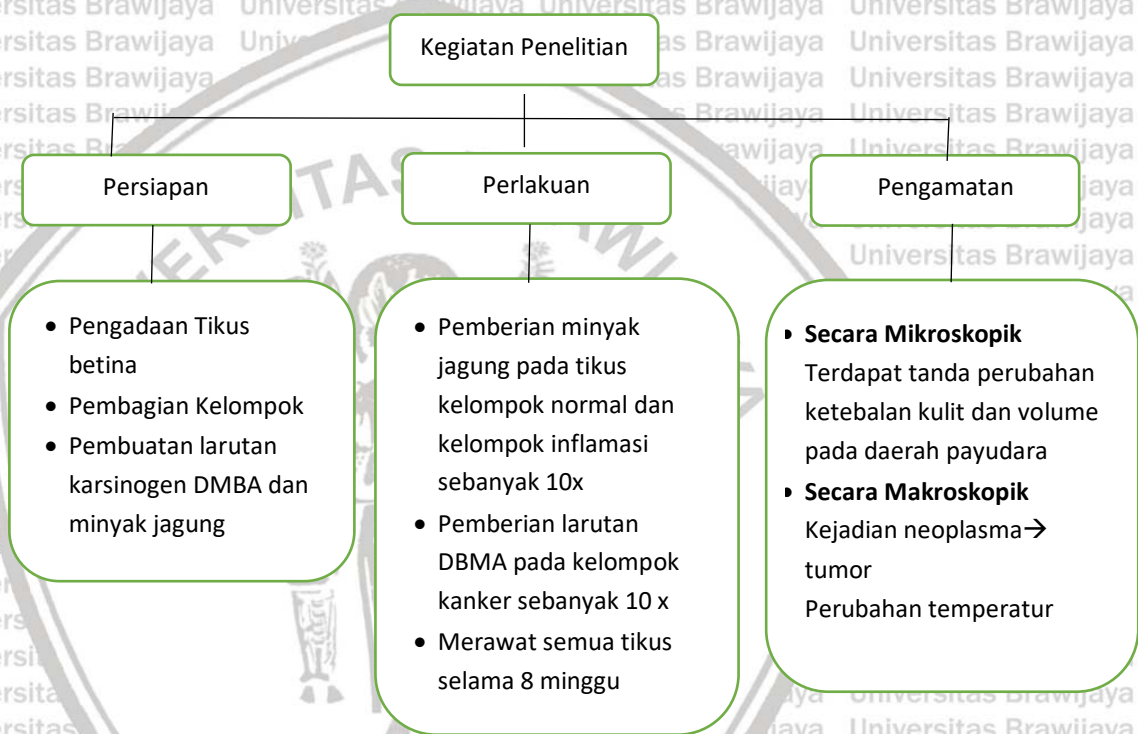
Penelitian I pada disertasi bertujuan mendeteksi obyek kecil multiresolusi dengan presisi yang tepat. Obyek penelitian yang diangkat dalam penelitian ini adalah mendeteksi lesi neoplasma payudara pada hewan model. Obyek yang menjadi target adalah obyek berukuran kecil, yaitu hewan model seekor tikus.

Tikus yang dipilih adalah tikus berkelamin betina jenis Sprague Dawley. Alasannya adalah karena tikus betina memiliki payudara yang memungkinkan terjadi inflamasi (pertumbuhan kelenjar susu akibat dari pembuahan) dibanding jenis jantan.

Penelitian ini juga bertujuan untuk mengetahui perubahan temperatur dan pola panas dalam pertumbuhan dan perkembangan neoplasma pada tikus untuk proses skrining, sehingga perlu adanya pemeliharaan tikus dalam kurun waktu tertentu.

5.2.1. Metode Eksperimen

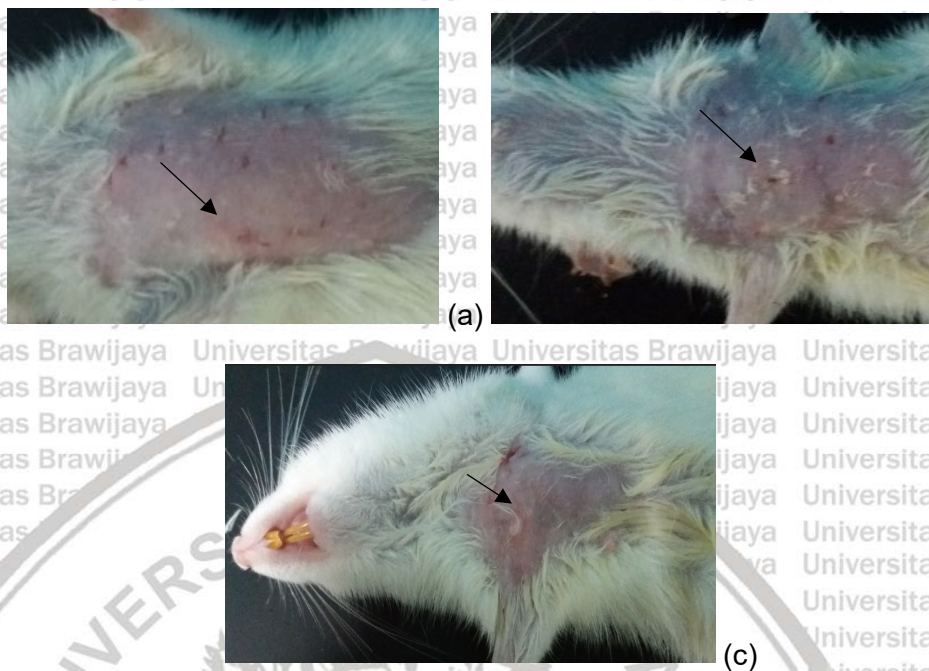
Kegiatan yang dilakukan dalam penelitian ini meliputi persiapan, perlakuan serta pengamatan. Secara umum dapat disajikan melalui diagram gambar 5.14.



Gambar 5.14. Kerangka Penelitian Tahap II

Data sampel sebanyak 24 jaringan payudara tikus yang terbagi menjadi 3 kelompok dan setelah diinduksi selanjutnya dipelihara kurang lebih 2 bulan atau 8 minggu. Tujuannya untuk melihat perkembangan dan pertumbuhan neoplasma payudara tikus. Pengujian awal untuk melihat kondisi target adalah dengan melakukan palpasi. Palpasi adalah proses pengujian secara langsung dengan cara meraba, apakah terdapat benjolan atau tidak (gambar 5.15). Apabila terdapat

benjolan, menandakan munculnya sebuah lesi neoplasma. Benjolan yang semakin membesar menunjukkan tingkat keganasan neoplasma.



Gambar 5.15. Hasil Palpasi (a) Kelompok normal (b) Kelompok kanker (c) Kelompok inflamasi

(a) Setelah pemberian minyak jagung dan dirawat selama 8 minggu, hasil pengamatan menunjukkan bahwa memar pada payudara semua tikus semakin lama semakin menghilang. (b) Setelah pemberian larutan DBMA pada tikus dan dipelihara selama 8 minggu, hasil pengamatan menunjukkan bahwa semakin lama muncul benjolan pada payudara dan semakin membesar seiring dengan waktu pemeliharaan. (c) Setelah dirawat selama 8 minggu muncul benjolan semakin membesar dan padat.

5.2.2. Pembahasan Penelitian Tahap II

Dari sampel masing-masing kelompok menunjukkan bahwa kelompok normal, diminggu awal pasca induksi masih terdapat benjolan dikarenakan efek dari induksi dan benjolan tersebut semakin lama semakin kecil. Pada minggu ke-3 rata-rata benjolan itu menghilang dan pada minggu ke-8 tidak terdeteksi adanya benjolan.

Eksperimen kelompok kanker, hewan model tikus memiliki tingkat keberhasilan 100 %, yang dibuktikan dengan pengujian secara palpasi. Pada minggu pertama sudah terdapat benjolan, dan semakin lama benjolan tersebut semakin membesar. Benjolan yang terjadi disebabkan 2 kemungkinan, karena

efek dari induksi dan karena memang terjadi perkembangan atau pertumbuhan neoplasma.

Pada kelompok inflamasi merupakan jaringan payudara yang terjadi inflamasi atau pertumbuhan kelenjar susu, dimana semakin lama terdapat benjolan yang cukup besar dan agak padat.

5.3. Penelitian Tahap III: Pengujian *Gold Standar*

Patologi anatomi (PA) merupakan diagnosis penyakit untuk memperoleh informasi secara klinis melalui pemeriksaan jaringan payudara. Pemeriksaan PA melibatkan pemeriksaan visual kasar dan mikroskopik pada jaringan dengan pengecatan. Empat aspek yang dipelajari dalam patologi antara lain adalah: Etiologi (penyebab), Patogenesis (mekanisme perkembangan penyakit), perubahan molekuler dan morfologi, perubahan fungsional dan manifestasi klinis.

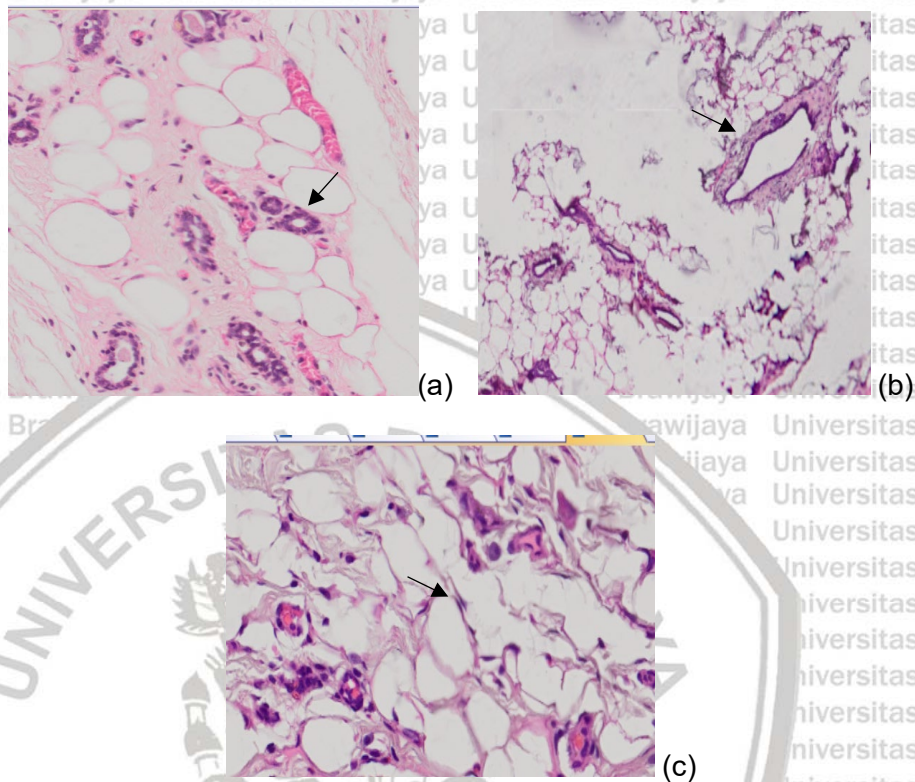
Imunohistokimia (IHK) adalah metode kombinasi dari anatomi, imunologi dan biokimia untuk mengidentifikasi komponen jaringan yang memiliki ciri tertentu.

IHK menggunakan interaksi antara antigen target dan antibodi spesifik yang diberi label. IHK merupakan suatu cara pemeriksaan untuk mengukur derajat imunitas atau kadar antibodi atau antigen dalam jaringan.

Pada penelitian menggunakan tikus sebagai hewan model yang terbagi menjadi 3 kelompok. Kelompok normal, tikus hanya diinduksi dengan minyak jagung. Kelompok kanker merupakan kelompok dengan perlakuan, dimana tikus diinduksi dengan senyawa karsinogen DMBA agar tikus terserang kanker. Sedangkan kelompok inflamasi merupakan kelompok yang terjadi pertumbuhan kelenjar susu akibat dari proses pembuahan. Pengujian PA sebagai *gold standar* bertujuan untuk mengetahui apakah ketiga kelompok menghasilkan target seperti yang dimaksudkan (gambar 5.16). Pengujian IHK untuk mengetahui seberapa besar energi panas pada jaringan payudara tersebut (gambar 5.17).

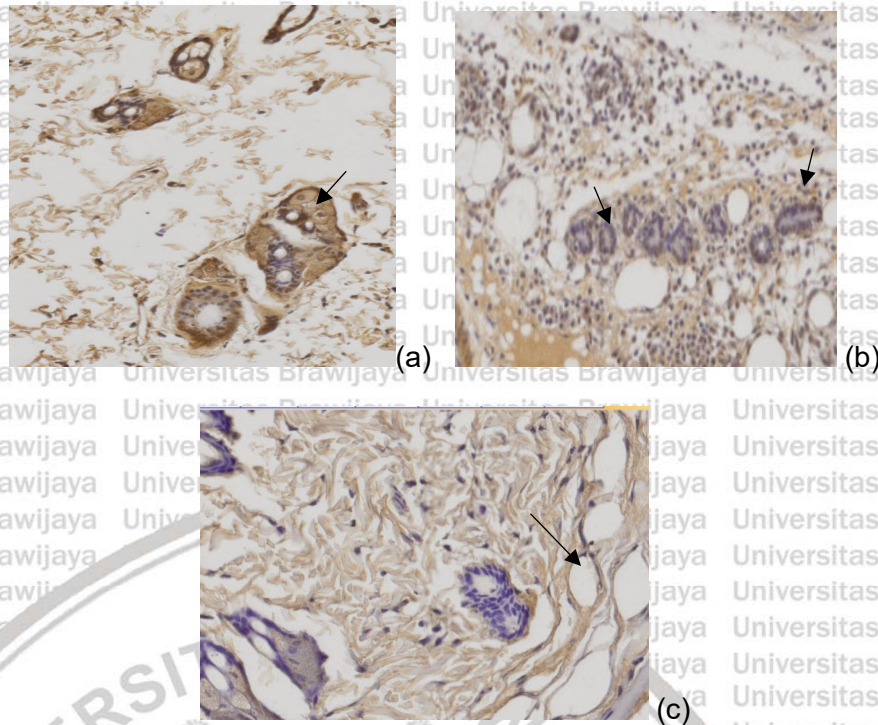
5.3.1. Hasil Penelitian Tahap III

Hasil penelitian tahap pengujian *gold standar* dengan PA dan IHK ditunjukkan pada gambar 5.16 dan gambar 5.17.



Gambar 5.16. Hasil pengujian PA (a) Kelompok normal (b) Kelompok kanker (c) Kelompok inflamasi

Perbedaan dapat ditunjukkan melalui perubahan pewarnaan dan morfologis, (a) hasil pewarnaan menunjukkan merah muda dan secara morfologis struktur sel masih utuh, dengan detail tampak ductuli dilapisi selapis kubis, di dalam stroma jaringan fibrokolagen, sebagian didalam jaringan lemak. Pada bagian lain tampak sebukan radang menahun. (b) hasil pewarnaan menunjukkan warna keungu-unguan dan secara morfologis terdapat perubahan struktur sel, dengan detail tampak ductuli hiperplasi dan proliferasi, sebagian melebar kistik. Pada beberapa tempat tampak kelompok-kelompok epitel berbentuk bulat lonjong tak teratur, vesikuler, beberapa dengan anak inti prominent. Kelompok epitel ini berbentuk tidak teratur didalam stroma, mencurigakan suatu proses keganasan. (c) Banyak terdapat pertumbuhan laktasi.

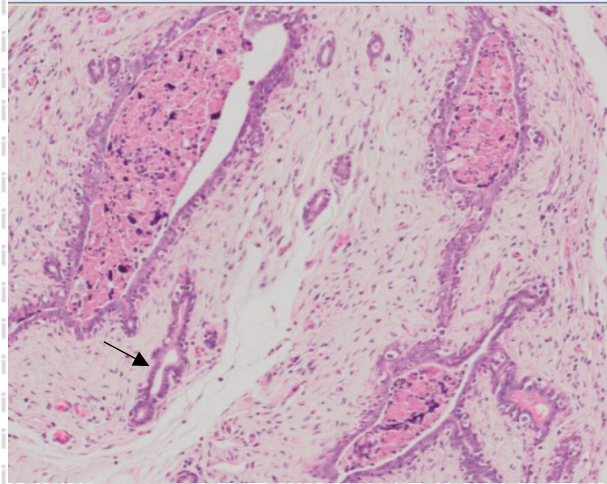


Gambar 5.17. Hasil pengujian IHC (a) Kelompok normal (b) Kelompok Perlakuan (c) Kelompok Inflamasi

Pengujian IHC dengan antibodi UCP-2 untuk menggambarkan besar energi panas yang dihasilkan dari proses thermogenesis di mitokondria. Hasil pengujian menunjukkan (a) kelompok normal warna dasar hasil staining coklat muda, sedangkan (b) kelompok kanker warna staining coklat tua dengan warna disekitar sel kebiru-biruan (c) kelompok inflamasi terdapat hasil pewarnaan coklat tua kebiru-biruan yang menunjukkan terdapat energi panas, namun dari struktur sel tidak ada perubahan morfologis dan terdapat laktasi.

5.3.2. Pembahasan Penelitian Tahap III

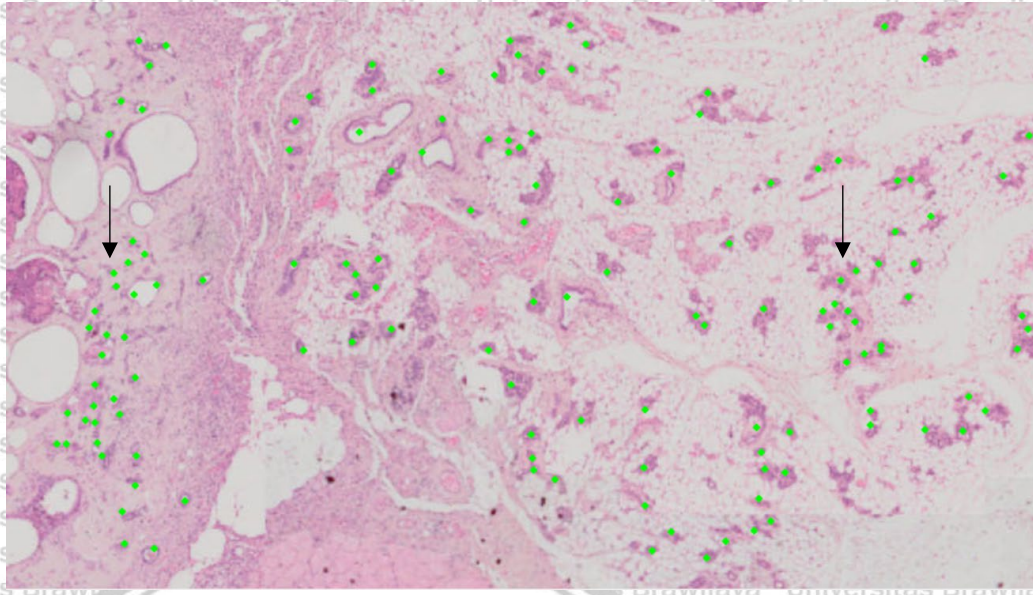
Berdasarkan dari karakteristik morfologis sel dapat ditinjau dari struktur, ukuran, bentuk, dan hasil pewarnaan. Hasil penelitian pengujian PA, pada kelompok normal (gambar 5.16.a) menunjukkan tidak terjadi adanya pertumbuhan dan perkembangan neoplasma. Namun terdapat kerusakan dikarenakan adanya radang menahun. Radang menahun ini muncul disebabkan efek dari induksi yang dilakukan berulang-ulang. Pada gambar 5.18 terdapat gambaran seperti *fibrocystic Disease*, yaitu muncul benjolan (bukan kanker) yang muncul.



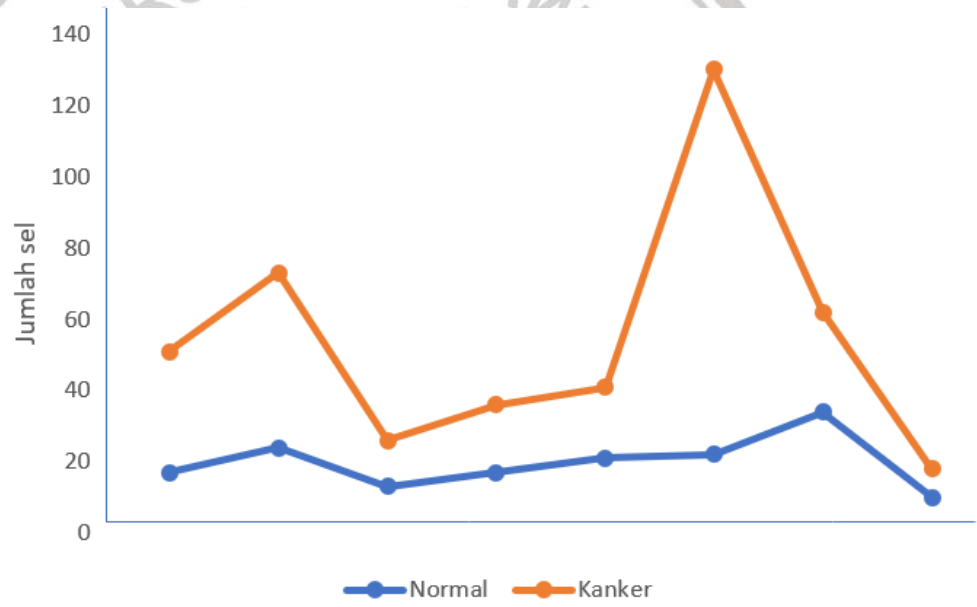
Gambar 5.18. Hasil Pengujian PA pada tikus 2 yang terjadi fibrocystis Disease

Hal ini menyebabkan pembentukan jaringan kista payudara, yaitu kantong atau benjolan yang berisi cairan. Payudara fibrokistik tidak berbahaya, namun juga bisa menyebar ke seluruh payudara. Hasil pengujian pewarnaan HE sebagai *gold standar* menunjukkan warnanya merah muda cerah, menandakan bahwa slide preparat tersebut adalah normal.

Hasil pengujian pewarnaan HE sebagai *gold standar* pada kelompok kanker (gambar 5.16.b) menunjukkan terdapat tanda-tanda adanya pertumbuhan dan perkembangan neoplasma. Hal ini dilihat dari adanya perubahan struktur sel dan terjadi proliferasi (gambar 5.19). Perbandingan jumlah sel pada kelompok normal dengan kelompok kanker (gambar 5.20).



Gambar 5.19. Terjadi proliferasi (warna hijau) pada jaringan payudara 11 yang mengarah ke tingkat keganasan.



Gambar 5.20. Grafik perbandingan jumlah sel normal dengan sel kanker

Selain dilakukan pengujian PA dan IHK, perkembangan sel kanker dibandingkan dengan sel normal menunjukkan peningkatan jumlah sel pada jaringan payudara. Hal menggambarkan terjadi proses proliferasi pada sel kanker.

Hasil pewarnaan HE secara keseluruhan pada kelompok kanker menunjukkan warna keunggu-ungguan, serta pada pewarnaan IHK menunjukkan warna coklat

pekat dan kebiru-biruan. Hal ini menggambarkan bahwa ketidaknormalan jaringan.

Hasil penelitian pengujian *gold standar* menunjukkan pada kelompok normal terdapat 8 jaringan payudara, 100 % menunjukkan hasil normal. Pada kelompok kanker dari 8 jaringan payudara, dinyatakan 100 % terdapat pertumbuhan dan perkembangan neoplasma. Sedangkan kelompok inflamasi merupakan kelompok dengan terjadi pertumbuhan kelenjar susu menunjukkan adanya pertumbuhan laktasi.

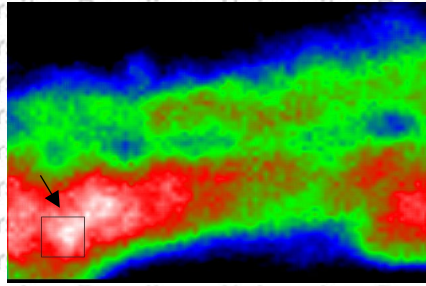
5.4. Penelitian Tahap IV: Analisa Citra Panas (Thermal Imaging) Untuk Memonitoring Pertumbuhan & Perkembangan Neoplasma

Teknik pencitraan payudara telah dikembangkan sebagai metode klinis. Teknologi pencitraan sangat membantu dokter dalam pencegahan dini, penentuan diagnosis, dan pemberian terapi lanjutan kepada pasien. Salah satu jenis pencitraan medis adalah termografi payudara, yang menggunakan kamera inframerah untuk mendeteksi temperatur permukaan payudara.

Tujuan penelitian tahap IV adalah memonitor (skrining) pertumbuhan dan perkembangan neoplasma pada payudara melalui pencitraan panas dipermukaan kulit menggunakan kamera inframerah.

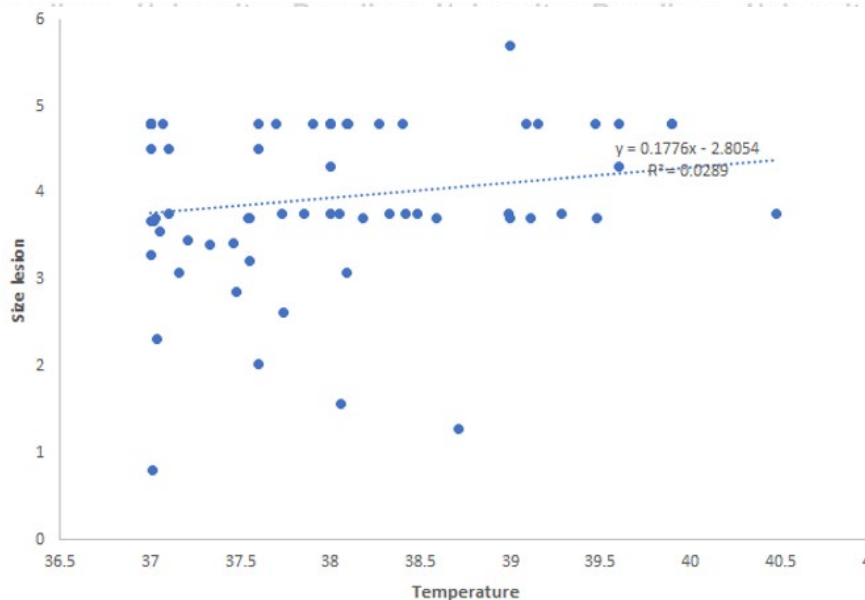
5.4.1. Analisa intensitas temperatur menunjukkan lokasi pertumbuhan dan perkembangan neoplasma payudara.

Pencitraan payudara berbasis termografi dalam skrining pertumbuhan dan perkembangan neoplasma, ditunjukkan dengan parameter temperatur tertinggi atau dalam visualisasi disimbolkan dengan warna putih. Lokasi temperatur tertinggi atau warna putih pada citra menunjukkan lokasi pusat pertumbuhan neoplasma (gambar 5.21).



Gambar 5.21. Warna putih menunjukkan pusat lokasi pertumbuhan dan perkembangan neoplasma pada payudara.

Sesuai dengan kerangka penelitian disertasi adalah memonitor pertumbuhan dan perkembangan neoplasma melalui parameter intensitas temperatur. Pada kelompok normal selama 8 minggu intensitas temperatur semakin turun, sedangkan pada kelompok kanker semakin naik. Intensitas temperatur kelompok kanker dan kelompok inflamasi selama pemantauan 8 minggu menunjukkan semakin naik. Pada kelompok kanker selain semakin tinggi temperatur juga semakin membesar ukuran benjolan yang menunjukkan pertumbuhan lesi neoplasma. Sehingga terdapat hubungan antara kenaikan temperatur dengan besar ukuran lesi. Gambar 5.22 menunjukkan kenaikan temperatur berbanding lurus dengan ukuran lesi. Intensitas temperatur semakin meningkat, ukuran lesi neoplasma semakin besar dengan nilai sebesar 0.7761.

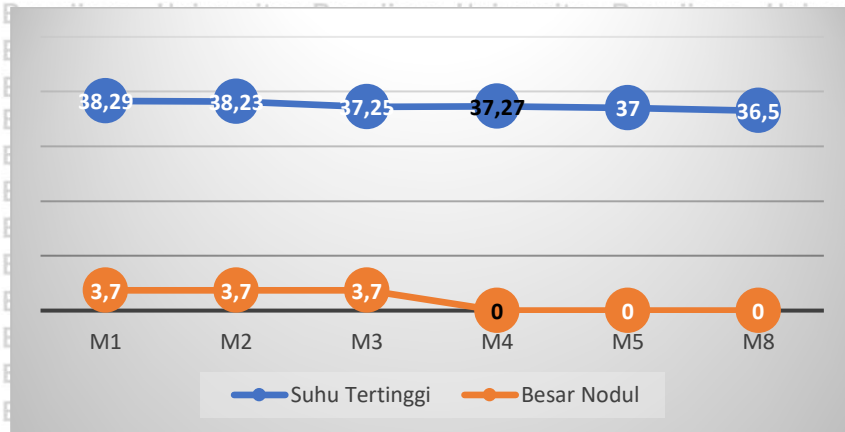


Gambar 5.22. Grafik hubungan temperatur panas dengan ukuran lesi neoplasma pada kelompok kanker

Gambar 5.22. menunjukkan hubungan antara tinggi temperatur sebanding dengan besar ukuran lesi neoplasma, dimana semakin tinggi temperatur maka semakin besar ukuran lesi yang terbentuk

Pertumbuhan dan perkembangan pada kelompok normal memberikan gambaran sebelum diinduksi dengan minyak jagung, hasil pembacaan temperatur awal rata-rata pada 37⁰ C. Namun setelah diinduksi 10x temperatur pada daerah payudara tinggi hingga mencapai di atas 38⁰ C dan terdapat benjolan bekas luka.

Seiring dengan masa perawatan selama 8 minggu temperatur tersebut mengalami penurunan hingga kembali ke temperatur rata-rata atau normal. Berikut gambar 5.23 perubahan temperatur dari minggu ke minggu selama 8 minggu serta dengan besar inflamasi pada jaringan payudara 1A.



(a)

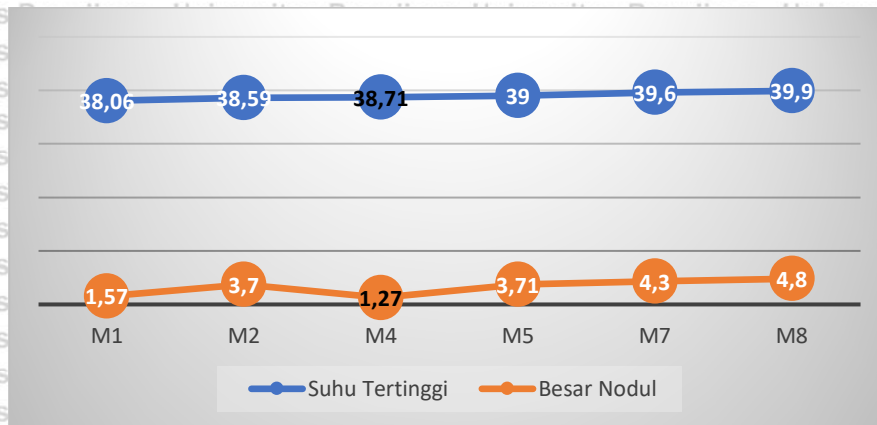


(b)

Gambar 5.23. Perubahan temperatur dan besar inflamasi pada kelompok normal
 Pada gambar grafik menunjukkan semakin lama perawatan, maka temperatur semakin turun berikut dengan besar inflamasi. Kondisi normal terjadi mulai minggu ke-4.

Pada kelompok kanker menunjukkan bahwa 100 % terdeteksi terjadi pertumbuhan dan perkembangan neoplasma. Setelah obyek diinduksi dengan senyawa karsinogen DMBA sebanyak 10x dan selanjutnya dirawat selama 8 minggu menunjukkan intensitas temperatur obyek perminggu meningkat dan mengikuti pertumbuhan dan perkembangan neoplasma yang ditunjukkan pada gambar 5.24.

Pertumbuhan dan perkembangan neoplasma diamati melalui perubahan intensitas temperature. Besar lesi neoplasma serta kecepatan pertumbuhan neoplasma dapat disampaikan melalui grafik pada pertumbuhan dan perkembangan neoplasma.



(a)

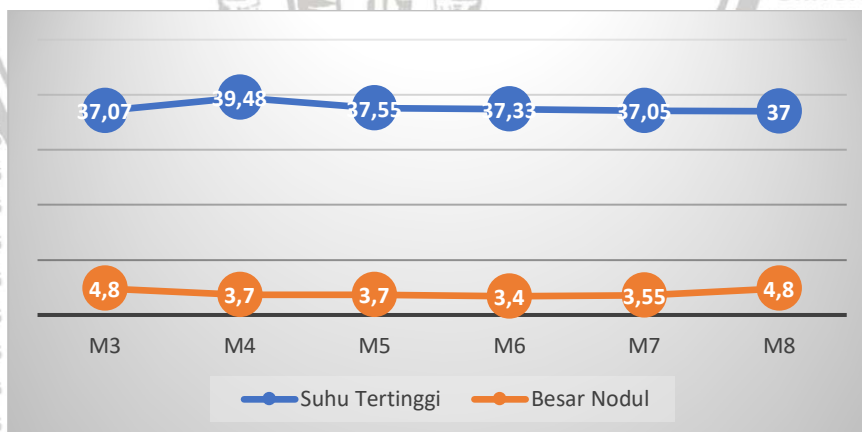


(b)

Gambar 5.24. Pertumbuhan dan perkembangan neoplasma melalui monitor intensitas temperatur dan besar lesi yang terbaca

(a) Informasi temperatur dan besar ukuran lesi (b) Perkembangan dan pertumbuhan neoplasma dari hasil deteksi tepi. Pada gambar grafik menunjukkan semakin lama perawatan, maka temperatur semakin tinggi berikut dengan besar lesi semakin lama semakin membesar. Kecepatan pertumbuhan dan perkembangan neoplasma pada jaringan tikus 3 terjadi mulai minggu ke-4 sebesar 1,27 mm dan semakin lama semakin membesar.

Pada kelompok inflamasi, terdapat pertumbuhan kelenjar susu yang menunjukkan semakin lama temperatur semakin meningkat. Berikut gambar 5.25 perkembangan pertumbuhan laktasi juga semakin membesar.



(a)



(b)

Gambar 5.25. Perubahan temperatur dan besar inflamasi pada kelompok inflamasi

Pada gambar grafik menunjukkan semakin lama perawatan, maka temperatur semakin naik dan inflamasi semakin membesar.

Dengan mengetahui intensitas temperatur dan pola panas pada masing-masing kelompok, penelitian ini nantinya dapat digunakan sebagai referensi tambahan dalam mendeteksi kesehatan atau kanker payudara lebih dini dan tanpa efek samping.

5.4.2. Analisa pola panas infra merah dengan metode subpixel dan PIFS dapat menunjukan besar dari lesi neoplasma.

Monitor pertumbuhan dan perkembangan neoplasma melalui pola panas selama 8 minggu pengamatan. Hasil pengukuran besar lesi neoplasma dilakukan dengan 3 pendekatan dan memberi informasi yang berbeda seperti tabel 5.5.

Tabel 5.5. Hasil pengukuran lesi terkecil neoplasma yang terdeteksi melalui analisa pola panas dengan 3 pendekatan.

Kode Tikus	Pendekatan 1 (mm)	Pendekatan 2 (mm)	Pendekatan 3 (mm)
Tikus - 3	NA	4.8	1.27
Tikus - 5	5.4	5.1	2.85
Tikus - 7	7.5	3.9	2.02
Tikus - 8	6.6	4.9	3.7
Tikus - 9	7.5	7.5	4.5
Tikus - 11	9.6	5.5	3.28
Tikus - 12	6.45	2.7	2.32
Tikus - 16	NA	3.61	3.42

Pada pendekatan 1, pengolahan pola panas berasal dari *single image* dengan lebar per pixel sebesar 0.475 mm. Ukuran terkecil lesi yang terdeteksi sebesar 5.4 mm. Pada pendekatan 2, pengolahan pola panas berasal dari 25 pola (*multi image*) yang digabung menjadi 1 pola dengan PIFS dengan lebar

perpixelnya tetap 0.475 mm. Pendekatan 2 dapat mengukur lesi neoplasma terkecil 2.7 mm. Pada pendekatan 3, pengolahan pola panas berasal dari 25 pola (*multi image*), sebelum digabung menjadi 1 pola dilakukan prosedur sub pixel untuk memperkecil ukuran lebar pixel. Sehingga ukuran perpixelnya menjadi 0.24 mm. Ukuran lesi neoplasma terkecil yang terdeteksi sebesar 1.27 mm.

Pada jaringan payudara tikus 3 dan 16 dengan model pendekatan 1 tidak ditemukan pertumbuhan lesi neoplasma, namun dengan pendekatan 2 dan 3 ditemukan lesi neoplasma.

Tabel 5.6. *Confusion Matric* Pengukuran Lesi Neoplasma dengan 3 Pendekatan:

Perhitungan	Pendekatan 1	Pendekatan 2	Pendekatan 3
TN	46 %	62 %	75 %
FN	54 %	38 %	25 %
TP	40 %	62 %	83 %
FP	60 %	38 %	17 %
Sensitivity	58 %	67 %	93 %
Spesificity	33 %	57 %	77 %
Accuracy	43 %	62 %	80 %

Berdasarkan analisa pola panas (tabel 5.6) dapat diukur besar lesi dari minggu ke minggu. Dengan pendekatan yang berbeda menunjukkan obyek terkecil (lesi neoplasma) yang terukur pada kelompok kanker berbeda. Pada tabel 5.5 dan 5.6 menunjukkan model pendekatan 3 dapat menghasilkan pembacaan obyek dimensi kecil dengan optimal, sebesar 1.27 mm, sensitifitas 93 %, spesifikasi 77 % dan akurasi 80%.

5.4.3. Analisa intensitas temperatur dan pola panas untuk membedakan payudara normal, kanker dan inflamasi.

Pada hasil penelitian tahap III, menunjukkan pada kelompok inflamasi yaitu jaringan pada tikus 17 dan 20 terjadi pertumbuhan kelenjar susu. Sehingga dari analisa intensitas temperatur pada penelitian ini dapat dibedakan 3 jenis payudara, yaitu jenis jaringan payudara normal, jenis jaringan payudara kanker dan payudara tikus yang mengalami inflamasi atau sedang terjadi pertumbuhan kelenjar susu.

Masa perawatan tikus selama 8 minggu memberikan pengaruh berbeda pada masing-masing kelompok. Analisis statistik SPSS 25 pada tabel 5.7 dengan hipotesis pengaruh lama perawatan tikus dengan peningkatan temperatur pada masing-masing kelompok dengan pemilihan tingkat kepentingan sebesar $p < 0.05$.

Tabel 5.7 Analisis Coefficients

Nilai	Tikus Normal	Tikus Kanker	Tikus dengan pertumbuhan kelenjar susu
<i>Standardized coefficients Beta</i>	-0.639	+0.673	-0.851
<i>t-count</i>	-2.034	+2.232	-3.976
<i>Sig.</i>	0.088	0.067	0.007

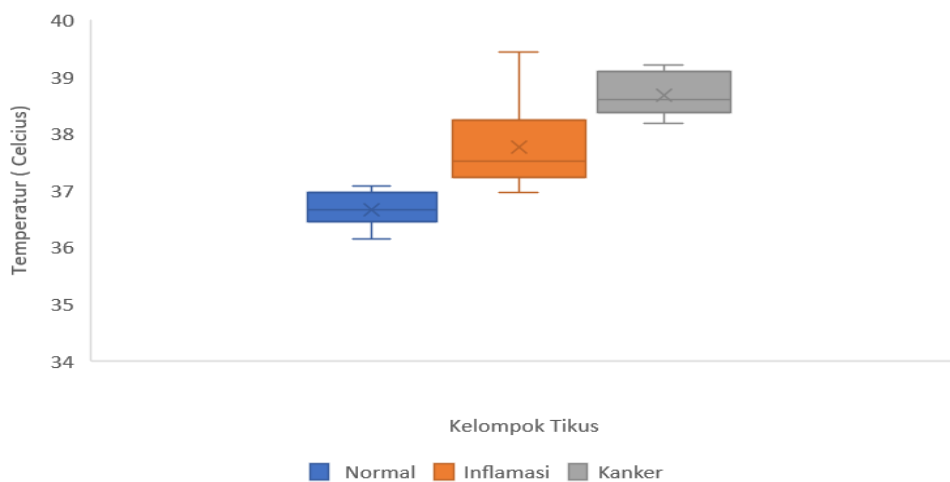
Masa perawatan atau inkubasi tikus dibandingkan dengan peningkatan temperatur pada kelompok normal memiliki nilai negatif 0,639 dan t-hitung negative 2.034. Hasil pengujian hipotesis dengan nilai sig. 0,088 menunjukkan hipotesa diterima. Artinya terdapat korelasi atau hubungan negatif signifikan, yaitu semakin lama masa inkubasi tikus temperatur menurun dan akan menyebabkan kondisi tikus menjadi normal.

Masa perawatan tikus dibandingkan dengan panas pada kelompok kanker memiliki nilai positif 0,632 dan t-hitung positif 2.232 dengan sig 0,067 menunjukkan hipotesa diterima. Artinya terdapat korelasi positif dan sangat signifikan semakin

lama masa inkubasi senyawa karsinogen pada tikus membuat semakin tinggi temperatur di jaringan payudara tikus.

Masa inkubasi kelompok inflamasi atau pertumbuhan kelenjar susu dibandingkan dengan peningkatan temperatur menunjukkan nilai negatif 0,851 dan t-hitung 3.976 dengan nilai sig. 0,007 dan menunjukkan hipotesa ditolak. Artinya antara masa perawatan memiliki hubungan negatif atau tidak memiliki hubungan yang sangat signifikan. Sehingga temperatur semakin tinggi dan pertumbuhan kelenjar susu tidak dipengaruhi oleh lama masa perawatan.

Pengambilan data temperatur pada payudara tikus dilakukan setiap minggu selama 8 minggu. Hasil pengukuran intensitas temperatur dapat dikelompokkan secara terpisah. Gambar 5.26 menunjukkan distribusi temperatur setiap kelompok berbeda, antara tikus normal, kanker dan inflamasi.



Gambar 5.26. Distribusi temperatur pada payudara tikus sesuai kelompok.

Hasil pengukuran intensitas temperatur pada kelompok normal, menunjukkan temperatur tertinggi disekitar 37 °C dengan sebaran temperatur yang sempit. Nilai *True Negative* (TN) 84% atau *False Negatif* (FN) 16 %. Pada grafik, gambar 5.26

jarak distribusi data antar obyek sangat tipis menunjukkan rata-rata temperatur semua pixel hampir sama.

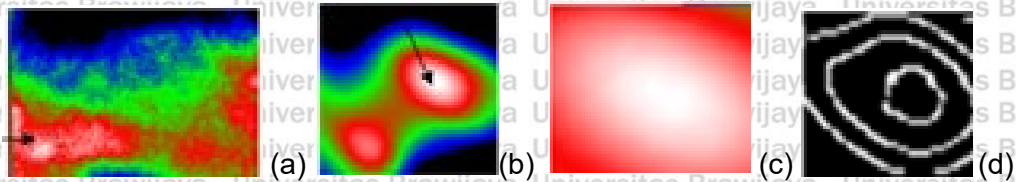
Intensitas temperatur panas pada kelompok inflamasi berkisar antara 37 °C sampai dengan 38 °C dengan sebaran temperatur yang sangat lebar. Nilai *True Positif* (TP) 76% atau *False Positif* (FP) 24%. Hal ini menunjukkan intensitas temperatur pada payudara yang sedang mengalami pertumbuhan kelenjar susu selama 8 minggu memiliki sebaran yang lebar.

Intensitas temperatur tertinggi pada kelompok kanker di atas 38 °C dengan sebaran temperatur cukup lebar. Nilai *True Positive* (TP) 85% atau 15% *Positive False* (FP). Ini menunjukkan sebuah payudara kanker memiliki temperatur sangat tinggi di atas rata-rata temperatur disekitar payudara terjadi ketidaknormalan atau mengarah terjadi keganasan pada payudara tersebut.

Berdasarkan distribusi intensitas temperatur payudara dalam memonitor pertumbuhan dan perkembangan neoplasma menunjukkan *confution matrix* dengan nilai sensitivitas 91%, spesifikasi 70% dan akurasi keseluruhan 83%.

Rendahnya akurasi hasil analisis payudara berdasarkan intensitas temperatur, perlu dilakukan analisa lain sebagai pendukung dalam memonitor pertumbuhan dan perkembangan neoplasma pada payudara, yaitu analisis segmentasi pola panas. Analisis dalam bentuk visualisasi akan menghindari munculnya temuan palsu, baik temuan positif maupun negatif.

Analisa pola panas lesi neoplasma melalui segmentasi dengan pemodelan algoritma *Canny Edge* bisa menjadi lebih jelas. Sehingga besar lesi neoplasma dapat diukur dan dapat membedakan payudara normal, kanker dan inflamasi lebih akurat. Gambar 5.27 menunjukkan proses deteksi lesi neoplasma dalam mendeteksi temperatur tertinggi, yaitu proses cropping, deteksi pola panas, dan mengukur besar lesi.

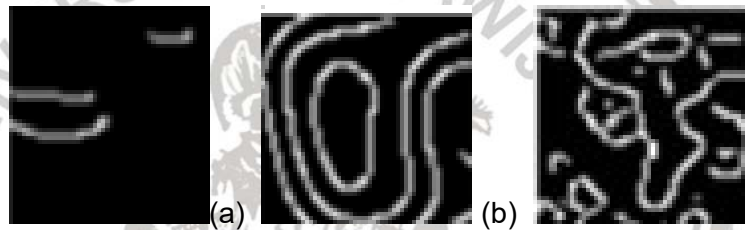


Gambar 5.27. Procedure segmentasi metode Canny Edge pada pola panas

(a) Informasi temperatur seluruh tubuh tikus (b) Cropping area payudara tikus (c) Fokus area temperatur panas tertinggi yang merupakan area pertumbuhan neoplasma (d) Proses segmentasi pola panas

Memonitor pertumbuhan dan perkembangan neoplasma melalui analisa pola panas (*Thermal Imaging Analysis*) dengan pendekatan metode *Canny Edge*,

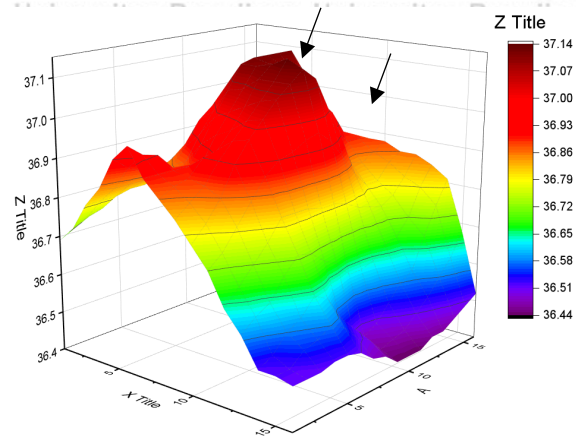
selain dapat mengukur besar lesi, juga memberikan informasi pola panas yang terbentuk (gambar 5.28). Terdapat perbedaan pola panas pada payudara normal, kanker dan inflamasi.



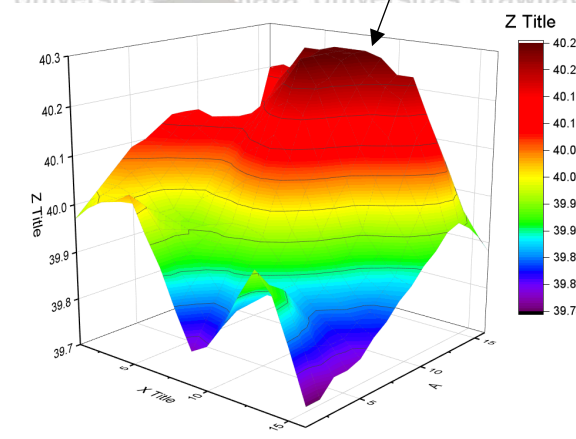
Gambar 5.28. Analisa pola panas untuk masing-masing jenis payudara

(a) Pola panas pada kelompok payudara normal (b) Pola panas pada kelompok payudara kanker (c) Pola panas pada kelompok payudara inflamasi

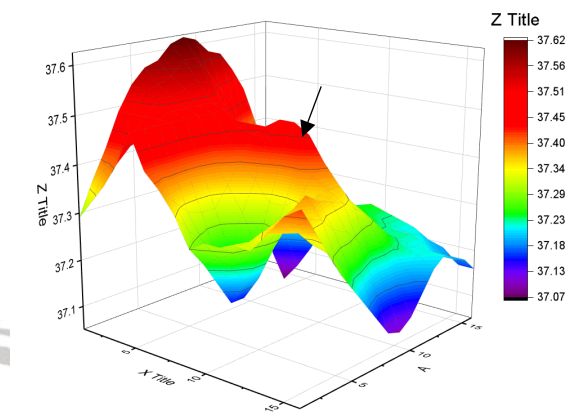
Pada gambar 5.29 grafik 3 dimensi menunjukkan informasi temperatur pada masing-masing kelompok pola panas dalam membedakan payudara. Pada kelompok kanker (gambar 5.29 b) terdapat puncak yang melebar. Ini menunjukkan luasan area lesi neoplasma. Pada gambar 5.29 c menunjukkan terdapat banyak puncak. Ini menunjukkan pola panas tidak terpusat.



(a)



(b)



(c)

Gambar 5.29. Grafik 3 dimensi temperatur payudara: a) Grafik 3D payudara normal, b) Grafik 3D payudara kanker dan c) Grafik 3D payudara inflamasi

Analisa intensitas temperatur dan pola panas payudara dapat disimpulkan seperti pada tabel 5.8

Tabel 5.8. Klasifikasi Payudara berdasarkan dari *Thermal Imaging Analysis*

Kelompok	Temperatur Tubuh Tertinggi (° C)	Rata-rata Temperatur Tubuh (° C)	Hasil Segmentasi Pola Panas
Jenis payudara normal	37.38	36.66	Tidak terbentuk sebuah kurva
Jenis payudara kanker	41.44	38.94	Terbentuk sebuah kurva beraturan (<i>centroid</i>)
Jenis payudara inflamasi	38.27	37.77	Terbentuk sebuah kurva tidak beraturan (<i>irregular</i>)

Berdasarkan analisa intensitas temperatur dengan penerapan ANN dalam sistem penunjang keputusan dapat diketahui kecepatan mendeteksi adanya lesi, nilai sensitifitas, spesifisikasi dan akurasi didapat hasil pengukuran seperti pada tabel 5.9.

Tabel 5.9. Perbandingan Hasil *Thermal Imaging Analysis* dengan 3 Pendekatan:

Pendekatan	Kecepatan ditemukan neoplasma	Ukuran lesi terkecil yang terdeteksi	Overall Accuracy	Sensitiftiy	Spesification
Pendekatan 1 (<i>Single Image Analysis</i>)	Minggu -2	3.9 mm	43 %	58 %	33 %
Pendekatan 2 (<i>Multi Image Analysis</i>)	Minggu -1	2.7 mm	62 %	67 %	57 %
Pendekatan 3 (<i>Multi Image + Subpixel + PIFS Analysis</i>)	Minggu -1	1.27 mm	80 %	93 %	77 %

5.4.4. Pembahasan Penelitian Tahap IV

1. Terdapat hubungan linier antara masa perawatan dengan peningkatan temperatur dan pertumbuhan lesi neoplasma.
2. Pada kelompok normal. Sampai dengan minggu ke-8 semua obyek penelitian kembali pada temperatur tubuh normal dan pola panas yang dihasilkan tidak menunjukkan sebuah kurva.
3. Kecepatan pertumbuhan dan perkembangan neoplasma pada kelompok kanker menggunakan pendekatan 3, yaitu *multi image*, serta pengolahan data dengan model subpixel dan PIFS dapat mendeteksi pertumbuhan neoplasma dengan sentifitas 93 %. Hasil pengukuran lesi neoplasma terkecil yang dapat terdeteksi sebesar 1.27 mm
4. Monitor pertumbuhan dan perkembangan neoplasma berdasarkan dari data temperatur tertinggi, kelompok tikus normal di bawah 37 °C dengan nilai TN 86 %. Temperatur kelompok tikus inflamasi berkisar antara 37 °C sampai dengan 38 °C dengan *True Positif* (TP) 76% atau *False Positif* (FP) 24%. Sedang pada kelompok kanker, temperatur panas tertinggi diatas 38 °C dengan *True Positive* (TP) 85% atau 15% *Positive False* (FP). Dan secara keseluruhan sentifitas 91 %, spesifikasi 70% dengan akurasi keseluruhan 83%.
5. Memonitor pertumbuhan dan perkembangan neoplasma melalui analisa pola panas dapat memberikan hasil visualisasi yang lebih baik, yaitu dengan terbentuknya pola panas yang berbeda antara payudara normal, kanker dan inflamasi.

BAB VI PEMBAHASAN

Gold Standar skrining kanker adalah *mammography* dan apabila terdapat gambar yang mencurigakan atau terjadi keganasan akan dilakukan biopsi untuk mendiagnosis histologis dan imunohistokimia (Yustos *et al.*, 2017). Kinerja *mammography* kurang baik pada skrining wanita berisiko tinggi. Oleh karena itu skrining tambahan dengan MRI atau ultrasonografi direkomendasikan. MRI sangat sensitif dalam mendeteksi adanya lesi. Ultrasonografi (USG) adalah pilihan bagi para wanita berisiko tinggi yang tidak bisa menjalani MRI. Literatur terbaru juga mendukung penggunaan MRI pada beberapa wanita dengan risiko sedang. USG dapat menjadi pilihan bagi wanita berisiko menengah dengan payudara padat. Penggunaan USG sangat tergantung pada penafsiran dari operator. Hal lain yang perlu diperhatikan bahwa penggunaan *mammography*, MRI, USG terdapat efek panas pada pasien pasca tes (Mainiero *et al.*, 2016).

Pada penelitian skrining payudara menggunakan kamera inframerah yang memanfaatkan energi panas permukaan kulit. Peningkatan temperatur pada tubuh menggambarkan kondisi ketidakstabilan. Begitu pula apabila pada payudara tidak normal atau terdapat lesi kanker, maka temperatur pada daerah tersebut lebih tinggi dari daerah sekitarnya. Temperatur tersebut dapat ditangkap oleh kamera inframerah dan diolah menjadi sebuah informasi atau yang dikenal dengan istilah termografi. Termografi merupakan sebuah modalitas tambahan bagi *mammography* atau MRI atau USG dalam menskrining sebuah lesi kanker (Zaden *et al.*, 2016).

Kelebihan fitur analisa citra panas inframerah adalah sensitivitas terhadap temperatur, resolusi spasial, dan tidak ada kontak. Citra panas inframerah dapat disimpan secara digital dan kemudian diproses dengan menggunakan berbagai

perangkat lunak (Zadeh *et al.*, 2015). Citra panas inframerah dapat mendeteksi aktivitas tumor pada saat mulai suplai darah. Hal ini berbeda dengan *mammography*, dimana tumor harus membentuk massa dan ukuran fisik yang cukup untuk dideteksi (Milosevic *et al.*, 2015).

Meskipun analisa citra panas dalam pencitraan termografi memiliki keterbatasan sendiri dalam hal sensitivitas, spesifisitas dan tergantung pada kualifikasi percobaan. Namun akan memberikan informasi penting tentang situasi fisiologis payudara, yaitu tidak konsisten dalam pembacaan atau temuan.

Komunitas riset merespons dengan upaya terus-menerus untuk menemukan solusi dari permasalahan tersebut. Upaya ini dibantu dengan adanya kemajuan dalam teknik pemrosesan citra, yaitu peningkatan sensitivitas dan resolusi spasial sensor panas (Faust *et al.*, 2014). Analisa dan interpretasi skrining *mammography* sangat tergantung pada pemodelan atau pendekatan, atau algoritma analisa yang digunakan (Tan *et al.*, 2007). Kelemahan pada penelitian termografi sebelumnya adalah *inputan* berupa *image*, *single image*, belum mendeteksi obyek berukuran sangat kecil, dan kepresisian ukuran obyek tidak terbahas. Dampak dari penelitian tersebut bisa memunculkan adanya temuan palsu.

Penelitian disertasi ini adalah mengukur sebuah obyek multiresolusi berukuran kecil menggunakan kamera inframerah merk fluke tipe TiS20 melalui analisa intensitas temperatur dan pola panas. Penelitian bertujuan untuk memonitor pertumbuhan dan perkembangan neoplasma pada payudara. Obyek penelitian menggunakan hewan model tikus betina jenis Sprague Dawley. Hewan model dibuat dalam 3 kelompok, yaitu kelompok tikus normal, kelompok kanker, dan kelompok inflamasi. Memonitor pertumbuhan dan perkembangan neoplasma, dilakukan setiap minggu selama 8 minggu setelah proses induksi selesai dilakukan.

Pengaturan jarak antara obyek dengan kamera inframerah dan selanjutnya dilakukan resize citra dengan subpixel akan menaikkan resolusi citra. Sehingga dapat mendeteksi obyek berukuran kecil. Penggabungan beberapa citra dengan pemodelan PIFS dilakukan untuk mendapatkan pengukuran lesi kanker dengan presisi. Pengolahan citra panas dengan metode wavelet serta segmentasi tepi obyek dengan metode *Canny Edge* dapat mendeteksi lesi yang sangat kecil sebesar 1.27 mm.

Pada penelitian tahap III, hasil pengujian *gold standar* PA kelompok inflamasi menunjukkan terdapat pertumbuhan kelenjar susu (laktasi). Terdapat perubahan pada struktur sel, namun pertumbuhan kelenjar susu lebih banyak. Energi panas yang dihasilkan banyak berasal dari pertumbuhan kelenjar susu. Energi panas yang terpancar pada pengujian IHK dengan antibody UCP2 menunjukkan bahwa tikus tidak normal. Hal ini ditunjukkan dengan hasil pengujian IHK berwarna kebiru-biruan pada sel. Energi panas yang dipaparkan oleh jaringan payudara ditangkap oleh kamera inframerah menunjukkan intensitas temperatur yang tinggi yaitu 37.92°C sampai dengan 38.7 °C. Temperatur tersebut diatas temperatur tikus normal 37 °C.

Pada penelitian tahap IV, intensitas temperatur yang dipancarkan tubuh tikus dapat diketahui lokasi pertumbuhan dan perkembangan lesi neoplasma. Besar ukuran lesi neoplasma dari minggu ke minggu semakin membesar. Semakin lama masa perawatan, temperatur pada daerah pertumbuhan neoplasma semakin meningkat dan pertumbuhan lesi neoplasma juga meningkat.

Pola panas dipermukaan payudara berhubungan dengan metabolisme jaringan dan vaskularisasi dalam jaringan di bawahnya. Analisa pola panas menunjukkan lokasi neoplasma ditunjukkan dengan warna putih yang berarti letak temperatur tertinggi. Analisa pola panas dapat memberikan informasi pertumbuhan dan perkembangan neoplasma dari minggu ke minggu. Melalui

analisa citra panas atau *Thermal Imaging Analysis* (TIA) dapat digunakan sebagai modalitas tambahan dalam skrining kanker payudara dengan lebih aman.

Analisa pola panas pada payudara kelompok normal tidak membentuk pola. Hal ini dikarenakan derajat temperatur pada area tersebut sama. Jika ditinjau dengan pengujian PA menunjukkan struktur sel masih utuh dan dari pengujian IHK menunjukkan warna coklat muda yang berarti jaringan payudara normal.

Analisa pola panas pada payudara kelompok kanker membentuk sebuah pola panas dengan jelas, yaitu berbentuk kurva beraturan (*centroid*). Hal ini dikarenakan intensitas temperatur pada area pusat lesi lebih tinggi dibanding dengan area sekitarnya. Luasan kurva tertutup yang terbentuk semakin lama meluas seiring dengan perkembangan sel neoplasma (proses proliferasi). Pertumbuhan dan perkembangan neoplasma yang dimulai dari sel terdekat dan jumlah sel kanker semakin banyak. Melalui pengujian PA juga menunjukkan terjadi perubahan pada struktur sel. Sedang melalui pengujian IHK juga menunjukkan hasil pewarnaan coklat tua dan kebiru-biruan pada sel. Hal ini menggambarkan bahwa terdapat pertumbuhan neoplasma atau kanker pada payudara tersebut.

Hasil segmentasi pola panas pada payudara tikus baik kelompok payudara normal, kanker dan inflamasi menghasilkan pola panas yang berbeda. Analisa pola panas pada payudara dapat membedakan payudara tikus lebih detail. Pada kelompok tikus normal hasil penelitian menunjukkan nilai intensitas temperatur di area payudara hampir sama, perbedaan temperatur antara pixel adalah nol, sehingga nilai diferensial tidak tajam dan tidak mengukur tepi. Hasil segmentasi pola panas pada objek tidak membentuk kurva. Ini menunjukkan bahwa tidak ada lesi neoplasma yang tumbuh dan berkembang pada payudara. Temperatur rata-rata objek tikus normal dalam penelitian menunjukkan sekitar 36.66°C dan tertinggi 37.78°C .

Pada kelompok kanker memiliki pola panas yang sangat jelas. Kurva beraturan yang terbentuk menunjukkan ukuran lesi neoplasma tumbuh. Besar lesi neoplasma pada tikus berbeda, sesuai dengan kondisi masing-masing tikus. 100% dari obyek penelitian kelompok kanker memiliki temperatur pada titik tertentu yang ditunjukkan oleh warna putih. Distribusi intensitas temperatur di area lesi neoplasma menunjukkan degenerasi temperatur yang berbeda dari sekitarnya.

Sehingga perbedaan temperatur dapat membentuk nilai gradien yang tajam dan membentuk kurva yang beraturan. Temperatur panas rata-rata kelompok kanker menunjukkan sekitar 38.94°C dan tertinggi 41.42°C .

Hasil penelitian kelompok inflamasi berbeda dengan kelompok kanker. Perbedaan temperatur pada tikus inflamasi hampir sama, sering menimbulkan "Corner Effect" yang menyebabkan temuan palsu. Hasil segmentasi pola panas dengan metode *Canny Edge* tidak membentuk kurva yang beraturan. Pada area cropping menunjukkan bahwa ada titik tengah yang ditandai dengan warna putih dengan nilai temperatur yang berbeda dengan daerah sekitarnya. Setelah segmentasi, nilai gradien yang salah akan ditemukan. Sehingga pola panas membentuk sebuah kurva tetapi kurva yang terbentuk tidak beraturan. Ini menunjukkan bahwa panas yang ditangkap tersebar tidak terpusat. Pengujian PA menunjukkan adanya laktasi atau pertumbuhan kelenjar susu di payudara. Temperatur rata-rata kelompok inflamasi dalam penelitian ini menunjukkan sekitar 37.77°C dan tertinggi 38.27°C .

Hasil penelitian diatas menjawab dari hipotesa ke-3, yaitu melalui analisa intensitas temperatur dan pola panas dapat menggambarkan pengelompokan payudara, yaitu payudara normal, payudara kanker dan payudara inflamasi.

Dalam penelitian disertasi ini mengukur sebuah obyek berukuran kecil dengan studi kasus lesi kanker payudara pada hewan model tikus dianalisa dengan 3 pendekatan atau pemodelan yang berbeda, yaitu:

- Pendekatan 1: pengambilan dan pengolahan data serta analisa dari 1 citra
- Pendekatan 2: pengambilan dan pengolahan data serta analisa dari banyak citra dan penerapan pemodelan PIFS dalam menggabungkan banyak citra menjadi 1 citra.
- Pendekatan 3: pengambilan dan pengolahan data serta analisa dari banyak citra, dilakukan guna peningkatan resolusi gambar dengan pendekatan subpixel, selanjutnya penggabungan citra dengan menerapkan pemodelan PIFS.

Tiga pendekatan di atas memberikan hasil yang berbeda dalam hal kecepatan ditemukan lesi neoplasma, mendeteksi ukuran lesi terkecil dan *confusion matrix* yang berbeda.

Pada analisa citra panas dengan metode ANN diketahui kecepatan ditemukan adanya neoplasma dengan pendekatan 2 atau 3 lebih baik dibandingkan dengan pendekatan 1. Sedangkan dalam membaca ukuran lesi terkecil sebuah lesi adalah dengan pendekatan 3 lebih baik dibandingkan dengan pendekatan yang lain, yaitu dapat menemukan obyek terkecil dengan ukuran 1.27 x 1.72 mm atau diagonal 2.13 mm. Pada hasil pembacaan *mammagraphy* lesi yang dapat terbaca 2 cm (Yao *et al.*, 2014) dan penerapan termografi dapat membaca lesi ukuran 4 mm (Arena *et al.*, 2003). Sehingga dari penelitian ini dapat ditemukan pembacaan lesi lebih kecil sebesar 1.27 mm dengan menerapkan pendekatan 3, yaitu pengambilan data dengan banyak citra, peningkatan resolusi citra dengan subpixel dan penggabungan gambar dengan pemodelan PIFS.

Berdasarkan perhitungan *confusion matrix*, nilai sensitifitas, spesififikasi dan *overall accuracy*, terdapat peningkatan nilai antara pendekatan 1, pendekatan 2 dan pendekatan 3, yaitu sensitifitas 93 %, spesififikasi 77 % dan *overall accuracy* sebesar 80 %. Sehingga pencitraan inframerah menawarkan prosedur

noninvasive yang aman sebagai tambahan untuk *mammography* dalam proses skrining kanker payudara.

Hasil pengukuran lesi kanker dalam 2 dimensi dan ukuran lesi dihitung pada area terluar. Pada penelitian belum dilakukan pengukuran lesi pada pusat lesi yang membentuk sebuah kurva utuh. Belum ada pengukuran kedalaman lesi, sehingga tampak 3 dimensi.



BAB VII

KESIMPULAN DAN SARAN

7.1. KESIMPULAN

1. Lokasi pertumbuhan dan perkembangan neoplasma ditandai dengan daerah yang mengalami peningkatan temperatur. Semakin lama semakin tinggi atau secara visual ditandai dengan lokasi berwarna putih.

2. Ukuran lesi neoplasma terkecil yang terdeteksi sebesar 1.27 mm.

3. Membedakan payudara melalui analisa intensitas temperatur dan pola panas sebagai berikut:

- Payudara normal menunjukkan temperatur rata-rata dibawah 37°C dan tidak membentuk pola panas.
- Kanker payudara menunjukkan temperatur rata-rata diatas 38°C dan pola panas membentuk kurva beraturan (*centroid*)
- Payudara Inflamasi menunjukkan temperatur rata-rata antara 37°C – 38°C dan pola panas membentuk kurva tidak beraturan (*irreguler*)

7.2. SARAN

Citra panas merupakan sebuah citra multiresolusi, yaitu citra yang tidak memiliki batas tepi yang jelas. Hasil penelitian ini masih terbatas pada visualisasi dan pengukuran dalam 2 dimensi. Penelitian masih dapat dikembangkan ke visualisasi 3 dimensi dan pengukuran kedalaman dari lesi neoplasma. Sehingga dapat menggambarkan stadium kanker dari besar lesi.

DAFTAR PUSTAKA

- Acharya, U. Rajendra, E. Y.K. Ng, Jen Hong Tan, and S. Vinitha Sree. 2012. "Thermography Based Breast Cancer Detection Using Texture Features and Support Vector Machine." *Journal of Medical Systems* 36(3): 1503–10.
- Adventus, S Boy, and H Tinny Endang. 2013. "Ekstrak Metanol Daun Kelor Menurunkan Ekspresi BCL-2 , TRAIL-R1 , Dan Kadar Caspase -3 Jaringan Kolon Tikus Yang Diinduksi DMBA Methanol Extract of Moringa Oleifera Decrease BCL-2 Expression , TRAIL-R1 and Caspase-3 Level of Rat Colon Tissue Induced DMBA." *Jurnal Kedokteran Brawijaya*, Vol. 27, No. 4, Agustus 2013 27(4): 201–6.
- Ahmed, Ammar Abdulrahman. 2019. "Bio-Inspired Based Techniques for Thermogram Breast Cancer Classification." *International Journal of Intenelligent ENgineering & Systems* 12(2): 114–24.
- Alireza Shirazinodeh, Hossein Ahmadi Noubari, Hossein Rabbani, and Alireza Mehri Dehnavi. 2015. "Detection and Classification of Breast Cancer in Wavelet Sub-Bands of Fractal Segmented Cancerous Zones.Pdf." 5(3): 162–170.
- Amir Ehsan Lashkari♦, Mohammad Firouzmand. 2016. "Early Breast Cancer Detection in Thermogram Images Using AdaBoost Classifier and Fuzzy C-Means." *Middle East Journal of Cancer*, 7(July): 113–24.
- Anbar N, Miloscu L, Brown C, et al. 2000. "Diagnosis of Breast Cancer with Infrared Dynamic Area Telethermometry (DAT)." *In Proceedings of the 22^d Annual EMBS International Conference*, Chicago IL., , 1215–18.
- Araújo, Marcus C, Renata M C R Souza, Rita C F Lima, and Telmo M Silva. 2016. "An Interval Prototype Classifier Based on a Parameterized Distance Applied to Breast Thermographic Images." *Medical & Biological Engineering & Computing*.
- Arena, Francis, Clement Barone, and Thomas DiCicco. 2003. "Use of Digital Infrared Imaging in Enhanced Breast Cancer Detection and Monitoring of the Clinical Response to Treatment." *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (IEEE Cat. No.03CH37439): 1129–32. <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=1279447>.
- Arora N, Martins D, Ruggeno D, et al. 2008. "Effectiveness of a Noninvasive Digital Infrared Thermal Imaging System in the Detection of Breast Cancer." *American Journal of Surgery* 196(4): 523–26.
- Astikasanti putri, Oktavianie D A, Rosdiana Anna. 2016. "Pengaruh Induksi DMBA Pada Mamae Tikus Terhadap Kadar VEGF." *Mld (Mld)*.
- Ayyasamy V, Owens K, Desouki M, et al. 2011. "Cellular Model of Warburg Effect Identifies Tumor Promoting Function of UCP2 in Breast Cancer and Its Suppression by Genipin." *PLoS ONE* 6(9).
- Barberis, I., M. Martini, F. Iavarone, and A. Orsi. 2016. "Available Influenza Vaccines: Immunization Strategies, History and New Tools for Fighting the Disease." *Journal of Preventive Medicine and Hygiene* 57(1): E41–46. <http://dx.doi.org/10.1016/j.cell.2011.02.013>.
- Bhuiyan, Amran Hossen, Ibrahim Azad, and Kamal Uddin. 2013. "Image Processing for Skin Cancer Features Extraction." *International Journal of Scientific & Engineering* 4(2): 1–6.
- Bick, Ulrich, and Felix Diekmann. 2007. "Digital Mammography: What Do We and What Don't We Know?" *European Radiology* 17(8): 1931–42.

- Braun N, Klumpp D, Hennenlotter J, et al. 2015. "UCP-3 Uncoupling Protein Confers Hypoxia Resistance to Renal Epithelial Cells and Is Upregulated in Renal Cell Carcinoma." *Scientific Reports* 5(July): 1–12. <http://dx.doi.org/10.1038/srep13450>.
- Cheng, Tze-yuan, and Cila Herman. 2014. "International Journal of Thermal Sciences Analysis of Skin Cooling for Quantitative Dynamic Infrared Imaging of Near-Surface Lesions." *International Journal of Thermal Sciences* 86: 175–88. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijthermalsci.2014.06.033>.
- Chojnowski, Marek. 2017. "Infrared Thermal Imaging in Connective Tissue Diseases." *Reumatologia* 55(1): 38–43.
- Chudecka, Monika, and Anna Lubkowska. 2015. "Infrared Physics & Technology Thermal Maps of Young Women and Men." *INFRARED PHYSICS & TECHNOLOGY* 69: 81–87. <http://dx.doi.org/10.1016/j.infrared.2015.01.012>.
- Collins, P., C. Bing, P. McCulloch, and G. Williams. 2002. "Muscle UCP-3 MRNA Levels Are Elevated in Weight Loss Associated with Gastrointestinal Adenocarcinoma in Humans." *British Journal of Cancer* 86(3): 372–75.
- Coward, J., J. Nightingale, and P. Hogg. 2016. "The Clinical Dilemma of Incidental Findings on the Low-Resolution CT Images from SPECT/CT MPI Studies." *Journal of Nuclear Medicine Technology* 44(3): 167–72. <http://tech.snmjournals.org/cgi/doi/10.2967/jnmt.116.174557>.
- Dabbagh, Sima Taghizadeh. 2016. "Directional SUSAN Image Boundary Detection of Breast Thermogram." *IET Image Processing* 10: 552–60.
- Das, Koushik, and Subhash C Mishra. 2015. "Simultaneous Estimation of Size, Radial and Angular Locations of a Malignant Tumor in a 3-D Human Breast—a Numerical Study." *Journal of Thermal Biology*. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jtherbio.2015.07.001>.
- Demirel, Yaşar, and Yaşar Demirel. 2014. Nonequilibrium Thermodynamics Thermodynamics and Biological Systems. <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780444595577000114>.
- Dora, Lingraj, Sanjay Agrawal, Rutuparna Panda, and Ajith Abraham. 2017. "Optimal Breast Cancer Classification Using Gauss-Newton Representation Based Algorithm." *Expert Systems With Applications*. <http://dx.doi.org/10.1016/j.eswa.2017.05.035>.
- E F J Ring, K Ammer. 2015. "Chapter 1 The Technique of Infrared Imaging in Medicine *." *IOPScience Chapter 1*(84): 1–10.
- Economopoulos, T. L., P. A. Asvestas, and G. K. Matsopoulos. 2010. "Contrast Enhancement of Images Using Partitioned Iterated Function Systems." *Image and Vision Computing* 28(1): 45–54.
- Elmore J, Barton M, Mocerri V, et al. 1998. "Ten-Year Risk of False Positive Screening Mammograms and Clinical Breast Examinations." *New England Journal of Medicine* 338(16): 1089–96. <http://www.nejm.org/doi/abs/10.1056/NEJM199804163381601>.
- Etehadtavakol, Mahnaz, and E Y. K. NG. 2013. "Breast Thermography As a Potential Non-Contact Method in the Early Detection of Cancer: A Review." *Journal of Mechanics in Medicine and Biology* 13(02): 1330001. <http://www.worldscientific.com/doi/abs/10.1142/S0219519413300019>.
- Faried, Ahmad. 2015. "Bagaimana Mereka (Sel Kanker) Berjalan?" *Journal of Cell Science* (August): 1–6.
- Faust O, Acharya U, Ng E, et al. 2014. "Infrared Physics & Technology Application of Infrared Thermography in Computer Aided Diagnosis." *Infrared Physics & Technology* 66: 160–75.
- Ferlay J, Soerjomataram J, Diks J, et al. 2015. "Cancer Incidence and Mortality Worldwide: Sources, Methods and Major Patterns in GLOBOCAN 2012."

GLOBOCAN 386.

Fernández Cuevas, I. 2012. "Effect of Endurance, Speed and Strength Training on Skin Temperature Measured by Infrared Thermography." (February): 1–253.

Francis, Sheeja V., N. Punitha, and M. Sasikala. 2016. "Cancer Detection in Rotational Breast Thermography Images Using Bispectral Invariant Features." *Journal of Chemical and Pharmaceutical Sciences* 9(4): 2189–94. <http://dx.doi.org/10.1016/j.infrared.2014.08.019>.

Francis, Sheeja V., M. Sasikala, and S. Saranya. 2014. "Detection of Breast Abnormality from Thermograms Using Curvelet Transform Based Feature Extraction." *Journal of Medical Systems* 38(4).

Franco, R., C. D. Bortner, and J. A. Cidlowski. 2006. "Potential Roles of Electrogenic Ion Transport and Plasma Membrane Depolarization in Apoptosis." *Journal of Membrane Biology* 209(1): 43–58.

García E, Crowley J, Hagan C, et al. 2016. "Evolution of Imaging in Breast Cancer." *CLINICAL OBSTETRICS AND GYNECOLOGY* 59(2): 322–35.

Garduño-ramón, Marco Antonio, Sofia Giovanna Vega-mancilla, Luis Alberto Morales-henández, and Roque Alfredo Osornio-rios. 2017. "Supportive Noninvasive Tool for the Diagnosis of Breast Cancer Using a Thermographic Camera as Sensor." *SENSOR*.

Ghafarpour A, Zare I, Zadeh H, et al. 2016. "Breast Cancer Diagnosis by Thermal Imaging in the Fields of Medical and Artificial Intelligence Sciences: Review Article." *Tehran University Medical Journal* 74(6): 377–85. <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84996598458&partnerID=40&md5=282733a0e519866702b39a700639e2e4>

Ghayomi Zadeh, Hossein, Javad Haddadnia, and Alimohammad Montazeri. 2016. "A Model for Diagnosing Breast Cancerous Tissue from Thermal Images Using Active Contour and Lyapunov Exponent." *Iranian Journal of Public Health* 45(5): 657–69.

Ghiass, Reza Shoja, Ognjen Arandjelovic, Hakim Bendada, and Xavier Maldague. 2013. "Infrared Face Recognition: A Literature Review." *Proceedings of the International Joint Conference on Neural Networks*.

Godoy S, Ramirez D, Myers S, et al. 2015. "Dynamic Infrared Imaging for Skin Cancer Screening." *Infrared Physics and Technology* 70: 147–52. <http://dx.doi.org/10.1016/j.infrared.2014.09.017>.

Gogoi U, Bhowmik M, Ghosh A, et al. 2017. "Discriminative Feature Selection for Breast Abnormality Detection and Accurate Classification of Thermograms." *In 2017 International Conference on Innovations in Electronics, Signal Processing and Communication (IESC)*, , 39–44.

Gopakumar, Swathi, and K Sruthi. 2018. "Modified Level-Set for Segmenting Breast Tumor from Thermal Images." *2018 3rd International Conference for Convergence in Technology (I2CT)*: 1–5.

Gurjarpadhye A, Parekh M, Dubnika A, et al. 2015. "Infrared Imaging Tools for Diagnostic Applications in Dermatology." *SM journal of clinical and medical imaging* 1(1): 1–5.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26691203> <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC4683617>.

Han F, Liang C, SHi GL, Wang L, Li KY, et al. 2015. "Clinical Applications of Internal Heat Source Analysis for Breast Cancer Identification." *Genetics and Molecular Research* 14(1): 1450–60.

<http://www.funpecrp.com.br/gmr/year2015/vol14-1/pdf/gmr5123.pdf>.

Hatwar, R, and C Herman. 2017. "Inverse Method for Quantitative Characterization of Breast Tumors from Surface Temperature Data." *International Journal of Hyperthermia* 0(0): 000. <http://dx.doi.org/10.1080/02656736.2017.1306758>.

- Hejmadi, Momna. 2001. "Expert Opinion on Pharmacotherapy 2(4): 613–22.
"https://www.fda.gov/drugs/informationondrugs/approveddrugs/ucm487080.htm.
- Henriksen E, Carlsen J, Vejborg I, et al. 2018. "The Efficacy of Using Computer-Aided Detection (CAD) for Detection of Breast Cancer in Mammography Screening : A Systematic Review." *Acta Radiologica* 0(0): 1–6.
- Hermann P, Mikvicka T, Mattfeldt T, et al. 2015. "Fractal and Stochastic Geometry Inference for Breast Cancer: A Case Study with Random Fractal Models and Quermass-Interaction Process." *Statistics in Medicine* 34(18): 2636–61.
- Hossain, Shazzat, and Farah A Mohammadi. 2016. "Thermogram Assessment for Tumor Parameter Estimation Considering the Body Geometry." *Computers in Biology and Medicine*. <http://dx.doi.org/10.1016/j.combiomed.2016.06.023>.
- Hosseini Ghayoumi Zadeh, Javad Haddadnia, Alimohammad Montazeri. 2016. "A Model for Diagnosing Breast Cancerous Tissue from Thermal Images Using Active Contour and Lyapunov Exponent." *Iran J Public Health* 45(5): 657–69.
- Hwang S, Kim H, Song J, et al. 2016. "The Ratio-Based N Staging System Can More Accurately Reflect the Prognosis of T4 Gastric Cancer Patients with D2 Lymphadenectomy Compared with the 7th American Joint Committee on Cancer/Union for International Cancer Control Staging System." *Journal of Gastric Cancer* 16(4): 207–14.
- Jain R, di Tomso E, Duda D, et al. 2007. "Angiogenesis in Brain Tumours." *Nature Reviews Neuroscience* 8: 610. <http://dx.doi.org/10.1038/nrn2175>.
- Jazi, Maryam Rastgar, and Farah Mohammadi. 2017. "Parameters Sensitivity Assessment and Heat Source Localization Using Infrared Imaging Techniques." *BioMedical Engineering OnLine*: 1–18.
- Kandlikar S, Perez-roya I, Raghupathi P, et al. 2017. "Infrared Imaging Technology for Breast Cancer Detection – Current Status , Protocols and New Directions." *International Journal of Heat and Mass Transfer* 108: 2303–20. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijheatmasstransfer.2017.01.086>.
- Kementrian Kesehatan. 2014. "Data and Health Information of Cancer Situation." *Igarss* 2014 (1): 1–5.
- Kennedy, Deborah A., Tanya Lee, and Dugald Seely. 2009. "A Comparative Review of Thermography as a Breast Cancer Screening Technique." *Integrative Cancer Therapies* 8(1): 9–16.
- Kermani, Saeed, Nasser Samadzadehaghdam, and Mahnaz EtehadTavakol. 2015. "Automatic Color Segmentation of Breast Infrared Images Using a Gaussian Mixture Model." *Optik - International Journal for Light and Electron Optics* 126(21): 3288–94. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0030402615007664>.
- Kesturi, L., 2012. Estimasi Biaya Tahap Konseptual pada Konstruksi Gedung Perkantoran dengan Metode *Artificial Neural Network*. Jakarta: Tesis. Universitas Indonesia.
- Khandpour, R S. 2011. Handbook Of Biomedical Instrumentation Technology and Applications. United States of America: *McGraw-Hill Companies*. <https://www.elib.biz/go.php?q=handbook-of-biomedical-instrumentation-by-r-s-khandpur-free-download-ebook>.
- Kirubha, Angeline S P, M Anburajan, B Venkataraman, and M Menaka. 2015. "Infrared Physics & Technology Comparison of PET – CT and Thermography with Breast Biopsy in Evaluation of Breast Cancer: A Case Study." *INFRARED PHYSICS & TECHNOLOGY* 73: 115–25. <http://dx.doi.org/10.1016/j.infrared.2015.09.008>.
- Koay, J, C Herry, and M Frize. 2004. "01403371_lee_Explore." 780: 1159–62.
- Kok T, Kriege M, Cecile TM, Petersen H, et al. 2013. "Peginesatide in Patients

- with Anemia Undergoing Hemodialysis." *N Engl J Med* 368: 307–19.
- Kubatka P, Ahlersova E, Ahlers I, et al. 2002. "Variability of Mammary Carcinogenesis Induction in Female Sprague-Dawley and Wistar:Han Rats: The Effect of Season and Age." *Physiological Research* 51(6): 633–40.
- Lanisa, Norlailah, Ng Siew Cheok, and Lai Khin Wee. 2014. "Color Morphology and Segmentation of the Breast Thermography." *In 2014 IEEE Conference on Biomedical Engineering and Sciences*, , 8–10.
- Lashkari, AmirEhsan, Fatemeh Pak, and Mohammad Firouzmand. 2016. "Full Intelligent Cancer Classification of Thermal Breast Images to Assist Physician in Clinical Diagnostic Applications." *Journal Of Medical Signals And Sensors* 6(1): 12–24.
<http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=a9h&AN=113315514&site=ehostlive%5Cnhttp://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=cmedm&AN=27014608&site=ehost-live>.
- Lee J, Nishikawa R, Reiser I, et al. 2015. "Local Curvature Analysis for Classifying Breast Tumors: Preliminary Analysis in Dedicated Breast CT." *Medical Physics* 42(9): 5479–89.
- Leung T, Lee CM, Chen CH. 2009. "Far Infrared Ray Irradiation Induces Intracellular Generation of Nitric C Oxide In Breast Cancer Cell." *Journal Of Medical and Biological Engineering* 19(1): 15–18.
- Lin, D., L. Moy, D. Axelrod, and Julia Smith. 2015. "Utilization of Magnetic Resonance Imaging in Breast Cancer Screening." *Current Oncology* 22(5): e332–35.
- List, Parts, and Supplies Required. 2007. "Installation Instructions Nuts." *Spring* 33375(0608): 2–4.
- Madhu, Himanshu, Siva Teja Kakileti, Krithika Venkataramani, and Susmija Jabbireddy. 2016. "Extraction of Medically Interpretable Features for Classification of Malignancy in Breast Thermography." *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2: 1062–65.
- Mahnaz Etehadtavakol, Eddie Yin-Kwee Ng, Niloofar Gheissari. 2014. "Using Shape Contexts Method for Registration of Contra Lateral Breasts in Thermal Images." *World Journal of Clinical Oncology* 5(5): 1055–60.
- Mainiero M, Lourenco A, Mahoney M, et al. 2016. "ACR Appropriateness Criteria Breast Cancer Screening." *Journal of the American College of Radiology* 13(11): R45–49. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jacr.2016.09.021>.
- Makrariya, Akshara, and Neeru Adlakha. 2017. "Quantitative Study of Thermal Disturbances Due to Nonuniformly Perfused Tumors in Peripheral Regions of Women ' s Breast." *Cancer Informatic* 6: 1–13.
- Mamahit, Dringhuzen Jekke. 2014. "Detection Early Breast Cancer By Using Digital Infrared Image Based on Asymmetry Thermal.": 1–8.
- Mambou, Sebastien Jean, and Petra Maresova. 2018. "Breast Cancer Detection Using Infrared Thermal Imaging and a Deep Learning Model." *sensor*.
- Michel, Gautherie. 2008. "THERMOPATHOLOGY OF BREAST CANCER: MEASUREMENT AND ANALYSIS OF IN VIVO TEMPERATURE AND BLOOD FLOW." *Annals of the New York Academic on science* 335(1): 383–415.<https://nyaspubs.onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1111/j.1749-6632.1980.tb50764.x#accessDenialLayout>.
- Milosevic, Marina, Dragan Jankovic, and Aleksandar Peulic. 2015. "Comparative Analysis of Breast Cancer Detection in Mammograms and Thermograms." *Biomed. Eng.-Biomed. Tech.* 60(1): 49–56.
- Mohamed Abdel-Nasser, Adel Saleh, Antonio Moreno, Domenec Puig. 2016. "Automatic Nipple Detection in Breast Thermograms." *Expert Systems With Applications*. <http://dx.doi.org/10.1016/j.eswa.2016.08.026>.

- Mohamed Abdel-Nasser, Antonio Moreno and Domenec Puig. 2019. "Breast Cancer Detection in Thermal Infrared Images Using Representation Learning and Texture." *Electronics* 8(100): 1–18.
- Neal, Colleen H, Kelsey A Flynt, Deborah O Jeffries, and Mark A Helvie. 2017. "Breast Imaging Outcomes Following Abnormal Thermography." *Academic Radiology*: 1–6. <https://doi.org/10.1016/j.acra.2017.10.015>.
- Ng, E. Y.K., L. N. Ung, F. C. Ng, and L. S.J. Sim. 2001. "Statistical Analysis of Healthy and Malignant Breast Thermography." *Journal of Medical Engineering and Technology* 25(6): 253–63.
- Nishida, Naoyo. 2006. "Angiogenesis in Cancer." *Vascular Health and Risk Management* 2(3): 213–19.
- Nowinski S, Salmonson A, Rundhaug J, et al. 2015. "Mitochondrial Uncoupling Links Lipid Catabolism to Akt Inhibition and Resistance to Tumorigenesis." *Nature Communications* 6: 1–12. <http://dx.doi.org/10.1038/ncomms9137>.
- Ode W, Nur S, Musarudin, Mustarum O. 2014. "Analisis Fitur Fraktal Citra Termogram Sebagai Pendukung Deteksi Dini Kanker Payudara." In Seminar Nasional Sains Dan Teknologi 2014, *Seminar Nasional Sains dan Teknologi 2014* Fakultas Teknik Universitas Muhammadiyah Jakarta, 1–5.
- Oliveira, J P S De, and A Conci. 2015. "Segmentation of Infrared Images : A New Technology for Early Detection of Breast Diseases." In *IEEE International Conference on Industrial Technology (ICIT)* , 1765–71.
- Othman E, Wang J, Sprague, et al. 2015. "Comparison of False Positive Rates for Screening Breast Magnetic Resonance Imaging (MRI) in High Risk Women Performed on Stacked versus Alternating Schedules." *SpringerPlus - open journal*: 1–6.
- Ozmen V, Ozcinar B, Bozdogan A, . et al. 2015. "The Effect of Internal Mammary Lymph Node Biopsy on the Therapeutic Decision and Survival of Patients with Breast Cancer." *European Journal of Surgical Oncology* 41(10): 1368–72. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejso.2015.07.005>.
- Poerbaningtyas E. 2018. "Visualization of The Breast Cancer through Raw Data of Temperature on Thermal Imaging (Rat Model Animals)." *UIN Sunan Kalijaga Yogyakarta*.
- Prabha, S., S. S. Suganthi, and C. M. Sujatha. 2015. "An Approach to Analyze the Breast Tissues in Infrared Images Using Nonlinear Adaptive Level Sets and Riesz Transform Features." *Technology and Health Care* 23(4): 429–42.
- Pramanik, Sourav. 2015. "Wavelet Based Thermogram Analysis for Breast Cancer Detection." In 2015 *International Symposium on Advanced Computing and Communication (ISACC)* , 13–14.
- Pramanik, Sourav, Debotosh Bhattacharjee, and Mita Nasipuri. 2016. "Texture Analysis of Breast Thermogram for Differentiation of Malignant and Benign Breast." In 2016 *Intl. Conference on Advances in Computing, Communications and Informatics (ICACCI)* , 8–14.
- Ram A, Rodi R, Sabina F, et al. 2017. "The Role of Malignant Tissue on the Thermal Distribution of Cancerous Breast." *Journal of Theoretical Biology*.
- Rangayyan, Rangaraj M., Shantanu Banik, and J. E.Leo Desautels. 2010. "Computer-Aided Detection of Architectural Distortion in Prior Mammograms of Interval Cancer." *Journal of Digital Imaging* 23(5): 611–31.
- Rastghalam, Rozita, and Hossein Pourghassem. 2015. "Breast Cancer Detection Using MRF-Based Probable Texture Feature and Decision-Level Fusion-Based Classification Using HMM on Thermography Images." *Pattern Recognition*. <http://dx.doi.org/10.1016/j.patcog.2015.09.009>.
- Reece, J., Urry, L. A., & Cain, M. L. 2013. *Campbell Biology* 10 Th. English: Pearson. Pearson.

- Ring, Francis. 2010. "Thermal Imaging Today and Its Relevance to Diabetes." *Journal of Diabetes Science and Technology* 4(4): 857–62.
- Roberto, Rinaldo, De Jesus Guirro, Rinaldo Roberto, and De Jesus Guirro. 2017. "Accuracy and Reliability of Infrared Thermography in Assessment of the Breasts of Women Affected by Cancer." *Journal of Medical Systems* (May): 3–4.
- S.K. Mitra, C.A. Murthy, M.K.Kundu. 2000. "Partitioned Iterative Function System : A New Tool For Digital Imaging." *IETE Journal of Research* 46(5): 279–98.
- Salem D, Kamal R, Mansour S, et al. 2013. "Breast Imaging in the Young: The Role of Magnetic Resonance Imaging in Breast Cancer Screening, Diagnosis and Follow-Up." *Journal of Thoracic Disease* 5(SUPPL.1).
- Salhab, Mohamed, Wail A. Al Sarakbi, and Kefah Mokbel. 2005. "The Evolving Role of the Dynamic Thermal Analysis in the Early Detection of Breast Cancer." *International Seminars in Surgical Oncology* 2: 1–5.
- Saniei, Elham, Saeed Setayeshi, and Mohammad Esmaeil Akbari. 2015. "Quantitative InfraRed Thermography A Vascular Network Matching in Dynamic Thermography for Breast Cancer Detection." *Quantitative InfraRed Thermography Journal* (April): 37–41.
- Saniei, Elham, Saeed Setayeshi, Mohammad Esmaeil, and Mitra Navid. 2016. "Parameter Estimation of Breast Tumour Using Dynamic Neural Network from Thermal Pattern." *Journal of Advanced Research*. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jare.2016.05.005>.
- Scudamore, Cheryl L. 2017. "A Practical Guide to the Histology of the Mouse." *Reumatologia* 55(1): 38–43.
- Serrano, Rodrigo Carvalho, Leonardo Motta, Mônica Batista, and Aura Conci. 2011. "Using a New Method in Thermal Images to Diagnose Early Breast Diseases." *Mechanical Engineering* (figure 1): 2–3.
- Shiva, Seetharam, L Ramachandra, Vijay Kumar, and Aniket Dave. 2016. "Evaluation of Efficacy of Thermographic Breast Imaging in Breast Cancer : A Pilot Study." *Breast Disease* 1: 1–5.
- Silva, Lincoln F et al. 2015. "Thermal Signal Analysis for Breast Cancer Risk Verification." *MEDINFO*: 746–50.
- Singh, SS Chaudary A ; 2013. "LUNG CANCER DETECTION ON CT IMAGES BY USING IMAGE PROCESSING." *In Journal of the Pakistan Medical Association*, , 1430–32.
- Smith, Andrew P, Patricia A Hall, and Donna M Marcello. 2004. "Emerging Technologies in Breast Cancer Detection." *Radiology management* 26(4): 16–17.
- Sobti A, Sobti P, Keith LG. 2005. "Screening and Diagnostic Mammograms: Why the Gold Standard Does Not Shine More Brightly." *Int J Fertil Womens Med*: 192–206.
- Spandana, P., Kunda M.M. Rao, B. V.V.S.N. Prabhakar Rao, and Jwalasrikala. 2013. "Novel Image Processing Techniques for Early Detection of Breast Cancer, Mat Lab and Lab View Implementation." *IEEE EMBS Special Topic Conference on Point-of-Care (POC) Healthcare Technologies: Synergy Towards Better Global Healthcare, PHT* 2013: 105–8.
- Stoutjesdijk MJ1, Boetes C, Jager GJ, Beex L, Bult P, Hendriks JH, Laheij RJ, Massuger L, van Die LE, Wobbes T, Barentsz JO. 2016. "Magnetic Resonance Imaging and Mammography in Women with a Hereditary Risk of Breast Cancer." *J Natl Cancer Inst* 93(14): 1095–1102.
- Suganthi, S. S., and S. Ramakrishnan. 2014. "Analysis of Breast Thermograms Using Gabor Wavelet Anisotropy Index." *Journal of Medical Systems* 38(9).
- Tan, T Z, C Quek, G S Ng, and E Y K Ng. 2007. "A Novel Cognitive Interpretation

- of Breast Cancer Thermography with Complementary Learning Fuzzy Neural Memory Structure." *Expert Systems with Applications* 33: 652–66.
- Tanda, G. 2015. "The Use of Infrared Thermography to Detect the Skin Temperature Response to Physical Activity." *Journal of Physics: Conference Series* 655(1).
- Visa, Brian, Ramsay, A. Ralescu, and E.V.D. Knaap, 2011. "Confusion matrix-based feature selection," *Midwest Artificial Intelligence and Cognitive Science Conference*, vol. 71.
- VORONINA, L. G. 1955. "Vliianie Lidola Na Dvigatel'nuiu Funktsiiu Kishechnika." *Farmakologii i toksikologii* 18(6): 48–50.
- Warren, Lucy M. et al. 2012. "Effect of Image Quality on Calcification Detection in Digital Mammography." *Medical Physics* 39(6): 3202–13.
- Washington, Kay. 2010. "7th Edition of the AJCC Cancer Staging Manual: Stomach." *Annals of Surgical Oncology* 17(12): 3077–79. <http://www.springerlink.com/index/10.1245/s10434-010-1362-z>.
- Whiteford, John K., and John Ryan Whiteford. 2003. "Screening for Breast Cancer." *Annals of internal medicine* 138(9): 768–769; author reply 770.
- Wongso, Hendris, and Iswahyudi. 2013. "Induksi Kanker Pada Tikus Putih Sprague Dawley Sebagai Hewan Model Dalam Penelitian Radiofarmaka." *Prosiding Seminar Nasional Sains dan Teknologi Nuklir PTNBR - BATAN*: 319–26.
- Woods, Gonzaleze and. 2001. *Digital Image Processing*.
- Yadav, J. S.; Wholey, M. H.; Kuntz, R. E., Fayad, Pierre; Katzen, B. T.; Mishkel, G. J.; Bajwa, T. K.; hitlow, P.; Strickman, N. E.; Jaff, M. R.; Popma, J.J.; Snead, D. B.; Cutlip, D. E.; Firth, B. G.; Ouriel, K.; 2004. "Efficacy of MRI and Mammography for Breast-Cancer Screening in Women with a Familial or Genetic Predisposition." *The New England journal of medicine* 351(15): 1493–1501.
- Yang, HyunJung et al. 2014. "Infrared Thermal Imaging in Patients with Medial Collateral Ligament Injury of the Knee - A Retrospective Study." *Journal of Pharmacopuncture* 17(4): 50–54. <http://www.journal.ac/article/17/4/50>.
- Yang, Ming, and William J. Brackenbury. 2013. "Membrane Potential and Cancer Progression." *Frontiers in Physiology* 4 JUL(July): 1–10.
- Yao, Xiaoli et al. 2014. "A Comparison of Mammography, Ultrasonography, and Far-Infrared Thermography with Pathological Results in Screening and Early Diagnosis of Breast Cancer." *Asian Biomedicine* 8(1): 11–19.
- Yodha, Johannes Widagdho, and Achmad Wahid Kurniawan. 2014. "Perbandingan Penggunaan Deteksi Tepi Dengan Metode Laplace, Sobel Dan Prewit Dan Canny Pada Citra." 13(3): 189–97.
- Yustos, M Arroyo, M Martín Angulo, and M Álvarez-mon Soto. 2017. "Cáncer de Mama." *Medicine*. 12(34): 2011–23. <http://dx.doi.org/10.1016/j.med.2017.05.001>.
- Zadeh, Hossein Ghayoumi, Javad Haddadnia, Farinaz Joneidi Shariat Zadeh, et al. 2016. "A Review of the Dedicated Studies to Breast Cancer Diagnosis by Thermal Imaging in the Fields of Medical and Artificial Intelligence Sciences." *Biomedical Research (India)* 27(2): 543–52.
- Zadeh, Hossein Ghayoumi, Javad Haddadnia, and Nasrin Ahmadinejad. 2015. "Assessing the Potential of Thermal Imaging in Recognition of Breast Cancer." *Asian Pacific Journal of Cancer Prevention* 16: 8619–23.
- Zadeh, Hossein Ghayoumi, Javad Haddadnia, Omid Rahmani Seryasat, and Sayed Mohammad. 2016. "Segmeting Breast Cancerous R Egions Internal." *EXCLI Journal* 15: 532–50.

Zhau, Haiyen E. et al. 2011. "Human Prostate Cancer Harbors the Stem Cell Properties of Bone Marrow Mesenchymal Stem Cells." *Clinical Cancer Research* 17(8): 2159–69.



Lampiran : Hasil Penelitian Analisa Citra Panas dengan Metode PIFS Pada Jaringan Payudara Tikus

A. Pola Panas Jaringan Payudara Tikus Setelah inkubasi 8 minggu

Kelompok

Hasil Segmentasi

Normal

Rat-1a



Rat-1b



Rat-1c



Rat-2a



Rat-2b



Rat-2c



Rat-15



Rat-18



Kanker

Rat-3



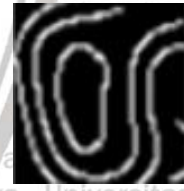
Rat-5



Rat-7



Rat-8



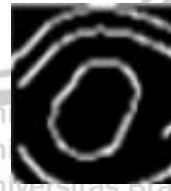
Rat-9



Rat-11



Rat-12

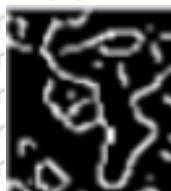


Rat-16



Inflammation

Rat-17a



Rat-17b



Rat-17C



Rat-17d



Rat-20a



Rat-20b



Rat-20c



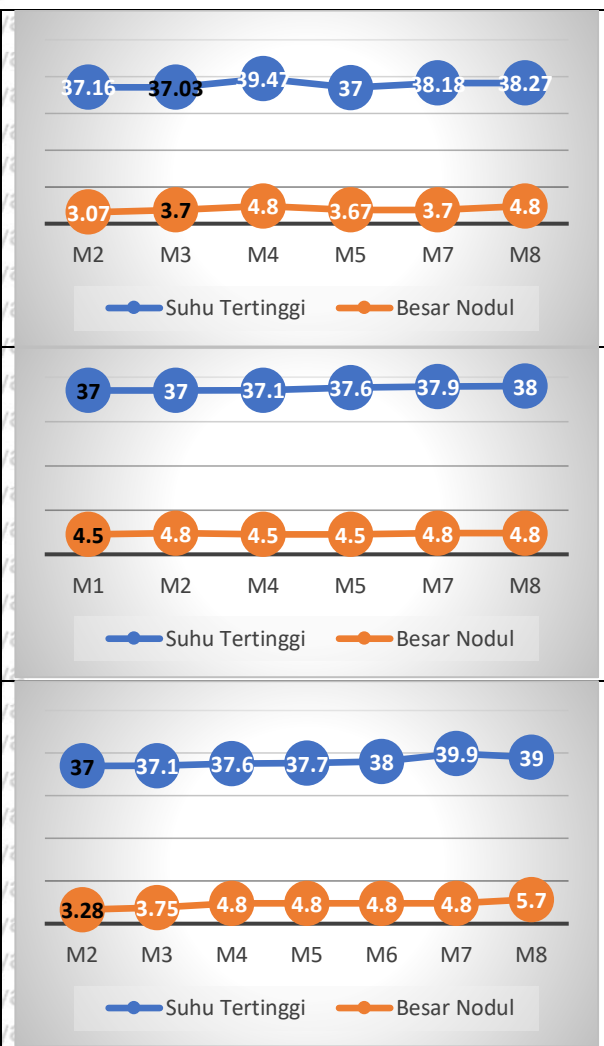
Rat-20d



















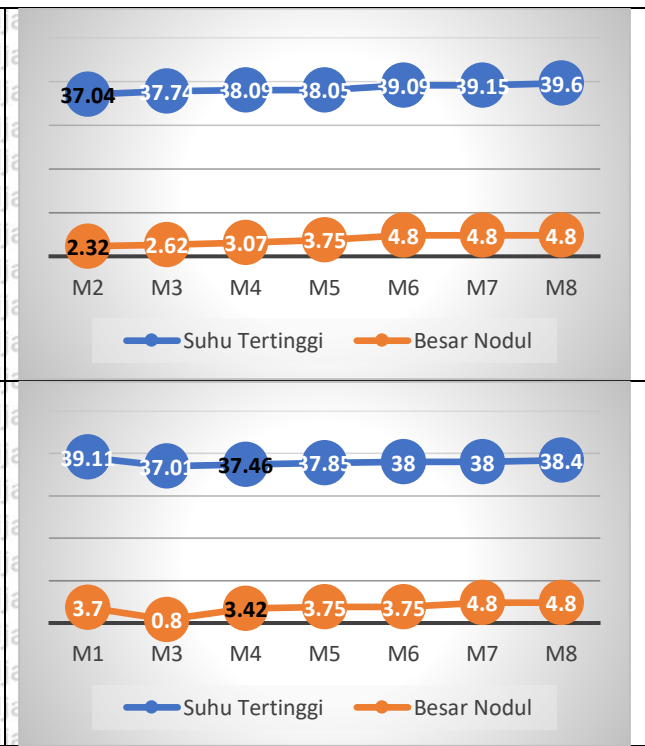
B. Skrining Pertumbuhan dan Perkembangan Neoplasma Pada Jaringan Payudara Tikus dari Minggu ke Minggu selama 8 minggu

Kode Tikus	Minggu 1	Minggu 2	Minggu 3	Minggu 4	Minggu 5	Minggu 6	Minggu 7	Minggu 8	Perkembangan Suhu dan Ukuran Lesi
T-3									<p>Suhu Tertinggi (°C): 38.06, 38.59, 38.71, 39, 39.6, 39.9</p> <p>Besar Nodul (mm): 1.57, 3.7, 1.27, 3.71, 4.3, 4.8</p>
T-5									<p>Suhu Tertinggi (°C): 38.42, 37.21, 37.48, 37.73, 38, 38.09, 38.1</p> <p>Besar Nodul (mm): 3.75, 3.45, 2.85, 3.75, 4.3, 4.8, 4.8</p>
T-7									<p>Suhu Tertinggi (°C): 38.33, 38.99, 37.6, 37.55, 38.48, 39.28, 40.48</p> <p>Besar Nodul (mm): 3.75, 3.75, 2.02, 3.22, 3.75, 3.75, 3.75</p>

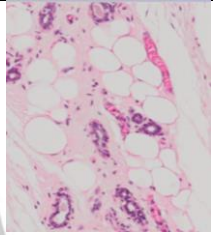
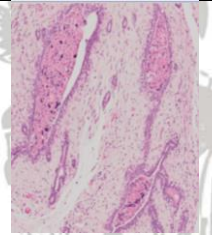
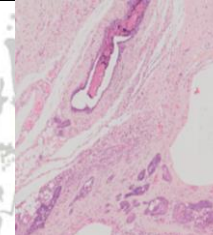
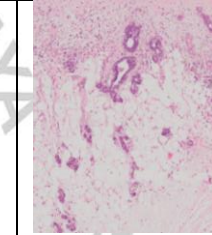
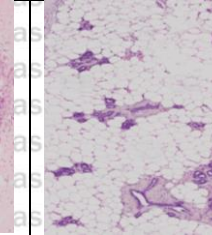
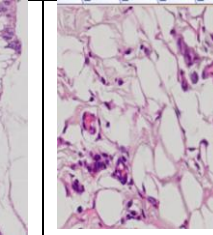






T-8							
T-9							
T-11							



<p>T-12</p>								
<p>T-16</p>								



C. Perbedaan Hasil Pengujian PA dengan Pola Panas – Hasil deteksi tepi

Pengujian	Pola Panas Payudara Tikus					
	Normal		Abnormal		Kelenjar susu	
	Tikus-1	Tikus -2	Tikus -5	Tikus -9	Tikus - 17	Tikus - 20
Gold Standar (PA)						
Thermal Imaging System						
Pembahasan	<p>Pada tikus normal, cenderung tidak memiliki pola panas yang dapat terbentuk.</p> <p>Hal ini jika dibandingkan dengan pengujian PA menunjukkan struktur sel masih utuh.</p>		<p>Pada tikus abnormal, terdapat pola panas yang terbentuk dengan jelas, yaitu terdapat bulatan/lingkaran yang terbangun.</p> <p>Hal ini jika dibandingkan dengan pengujian PA menunjukkan struktur sel sudah berubah. Dan dari hasil pewarnaan menunjukkan warna ungu kebiruan.</p>		<p>Pada tikus abnormal karena terdapat kelenjar susu, maka pola panas terbentuk namun tidak menunjukkan pola yang jelas.</p> <p>Hal ini jika dibandingkan dengan pengujian PA menunjukkan terdapat kelenjar susu. Dan dari hasil pewarnaan menunjukkan warna ungu kebiruan yang sangat pekat</p>	