

# KOMPRESI CITRA MEDIS MENGGUNAKAN ALIH RAGAM KOSINUS DISKRET DAN SISTEM LOGIKA FUZZY ADAPTIF

Indah Soesanti

Jurusan Teknik Elektro Fakultas Teknik  
Universitas Gadjah Mada  
Email: indah@mti.ugm.ac.id

## ABSTRACT

*The required of bandwidth for communication of digital image data is increased. Limited channel capacity favors image compression techniques. These techniques attempt to minimize the number of bits needed to represent an image and to reconstruct it with little visible distortion. The image data compression techniques reduce memory of storage data and time needed to transmit data. One of the image data compression methods is using Discrete Cosine Transform and Adaptive Fuzzy Logic. The objective of this research is compressing medical image using Discrete Cosine Transform and Adaptive Fuzzy Logic System. Discrete Cosine Transform is applied to find the data will which be encoded and Adaptive Fuzzy Logic System is applied to classify sub image into certain class. The class classification of a sub image is according to their AC energy levels. The systems assign more bits to a sub image if the sub image contains much detail (large AC energy) and less bits if contains less detail (small AC energy). The result of the research shows that the accurate calculation of AC energy determines class classification of sub image and bitmaps used for image data compression must be matching with characteristic of image. Bitmaps used for image data compression determine compression ratio and reconstructed image quality. The medical image compression with ratio of 1:4.8028 result in a reconstruction image with SNR of 63.8197 dB, and visually shows that the image is similar to the original image without significant error.*

**Keywords:** *digital medical image, image data compression, image AC energy, discrete cosine transform, adaptive fuzzy logic system.*

## PENDAHULUAN

Dewasa ini kebutuhan akan penyimpanan data dalam bentuk digital khususnya data medis sudah sangat mendesak. Banyaknya pasien yang dilayani di rumah sakit membuat penyimpanan arsip data pasien harus dikelola dengan baik.

Data pasien yang sangat penting antara lain adalah data rekam medis berupa citra yang masih merupakan data analog. Data citra medis ini membutuhkan ruangan dan tempat khusus untuk penyimpanan guna menghindari kerusakan. Selain itu jika data tersebut ingin dikirim ke tempat lain, maka membutuhkan waktu yang relatif panjang dan biaya yang relatif tinggi. Guna mengatasi permasalahan tersebut, dalam penelitian ini dilakukan suatu metode pengolahan data citra medis sehingga dapat disimpan dalam bentuk digital dengan memori yang kecil, dengan demikian pengarsipan maupun pengiriman data rekam medis menjadi lebih efektif dan efisien.

Dalam sistem komunikasi, lebarbidang frekuensi yang diperlukan untuk pemanfaatan citra digital cukup besar. Oleh karena kapasitas saluran terbatas maka perlu dikembangkan teknik kompresi data citra yang bertujuan untuk mengurangi jumlah data yang digunakan untuk menyatakan suatu citra dengan konsekuensi bahwa citra hasil rekonstruksi tidak akan mengalami kerusakan yang berarti. Dengan teknik kompresi data citra ini maka memori yang diperlukan untuk menyimpan data menjadi lebih kecil dan waktu yang diperlukan untuk transmisi data juga menjadi lebih singkat.

Sebelumnya telah dilakukan penelitian mengenai pengolahan citra medis. Schulze (1993) melakukan penelitian mengenai segmentasi citra medis menggunakan operator morfologi. Petros (1996) menggunakan operator morfologi matematis untuk citra biner. Philippe (1996) menggunakan operator morfologi untuk citra dan kompresi video. Dekomposisi struktur elemen aras keabuan dan pengenalan pola citra medis dengan jaringan syaraf tiruan telah dilakukan oleh Champ (1996).

Schulze (1994) menggunakan tapis nonlinear berbasis morfologi matematis untuk peningkatan citra medis. Dalam penelitian tersebut citra medis yang umumnya memiliki tepi-tepi antara wilayah jaringan yang relatif homogen dan mengandung derau impuls. Dengan demikian diperlukan tapis yang dapat menghapus derau sekaligus mempertajam tepi-tepi objek.

Soesanti (2001) telah melakukan kompresi data citra menggunakan metode alihragam kosinus diskret dan sistem logika *fuzzy* adaptif, dengan obyek penelitian citra secara umum. Dalam penelitian ini khusus diterapkan pada citra medis yang mempunyai karakteristik-karakteristik tertentu menggunakan metode alihragam kosinus diskret dan sistem logika *fuzzy* adaptif, yang sejauh sepengetahuan penulis belum pernah dilakukan peneliti lain. Kendali mutu dalam penelitian ini adalah dengan cara menghitung MSE (*Mean Square Error*) dan SNR (*Signal to Noise Ratio*).

## **Citra Digital**

Citra digital merupakan larik dua-dimensi atau matriks yang nilai elemen-elemennya menyatakan tingkat keabuan seluruh gambar. Untuk mengubah citra analog menjadi citra digital diperlukan proses pembuatan kisi-kisi arah horisontal

dan vertikal, sehingga diperoleh gambar dalam bentuk larik dua-dimensi. Proses ini dikenal sebagai proses diskretisasi atau *sampling*. Pembagian suatu gambar menjadi sejumlah piksel dengan ukuran tertentu akan menentukan resolusi spasial. Semakin tinggi resolusi yang digunakan maka semakin kecil ukuran pikselnya, sehingga gambar yang diperoleh semakin banyak mengandung detail, karena informasi yang hilang sebagai akibat pengelompokan tingkat keabuan pada proses pembuatan kisi-kisi semakin kecil.

Proses yang diperlukan selanjutnya untuk konversi ini adalah proses kuantisasi. Dalam proses ini tingkat keabuan setiap piksel dinyatakan dengan suatu nilai integer. Batas-batas nilai integer atau besar daerah tingkat keabuan yang digunakan untuk menyatakan tingkat keabuan piksel akan menentukan resolusi kecerahan dari gambar yang diperoleh. Jika digunakan 8 bit untuk menyimpan nilai integer tersebut, maka akan diperoleh sebanyak 256 tingkat keabuan. Makin besar jumlah tingkat keabuan yang digunakan maka makin baik gambar yang akan diperoleh.

### Logika Fuzzy

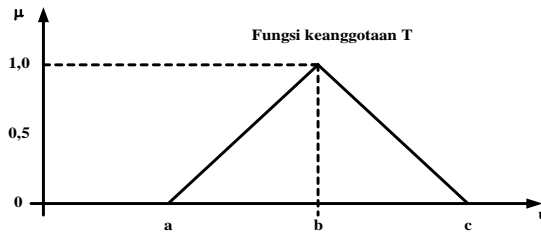
Istilah *fuzzy* dapat diartikan sebagai kabur, tidak jelas, atau memiliki makna kemenduaan. Logika *fuzzy* ini dapat ditemukan dalam kehidupan sehari-hari yakni pada penilaian-penilaian, keputusan-keputusan, langkah-langkah mengolah informasi, dan khususnya dalam bahasa: pernyataan-pernyataan atau ungkapan-ungkapan akan dapat menunjukkan interpretasi yang berbeda-beda.

Ada dua cara untuk mendefinisikan keanggotaan himpunan fuzzy yakni numeris dan fungsional. Secara numeris dijelaskan bahwa derajat fungsi keanggotaan suatu himpunan *fuzzy* adalah suatu vektor bilangan dengan dimensi yang tergantung pada tingkat diskretisasi, yakni jumlah elemen diskret pada suatu semesta. Sedang definisi fungsional menjelaskan bahwa fungsi keanggotaan himpunan *fuzzy* dalam ekspresi analitik yang memungkinkan derajat keanggotaan setiap elemen dalam semesta pembicaraan yang didefinisikan harus dihitung.

Bentuk fungsi keanggotaan tertentu untuk himpunan *fuzzy* berdasar pada semesta bilangan real  $U$ . Fungsi keanggotaan yang sering digunakan dalam aplikasi adalah fungsi  $S$ , fungsi  $\pi$ , bentuk segitiga, bentuk trapesoidal, dan bentuk eksponensial. Dalam penelitian ini digunakan fungsi segitiga.

Fungsi segitiga didefinisikan sebagai:

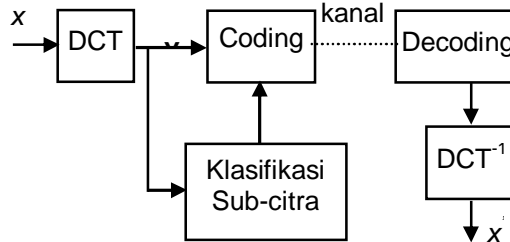
$$T(u; a, b, c) = \begin{cases} 0 & \text{untuk } u < a \\ (u - a)/(b - a) & \text{untuk } a \leq u \leq b \\ (c - u)/(c - b) & \text{untuk } b \leq u \leq c \\ 0 & \text{untuk } u > c \end{cases} \quad (1)$$



Gambar 1. Fungsi keanggotaan  $T$

### Penyandian Alihragam Kosinus Adaptif

Dalam Gambar 2 ditunjukkan diagram blok sistem penyandian alihragam kosinus adaptif. Data citra dialihragam DCT (*Discrete Cosine Transform*) dan hasilnya disandikan berdasarkan informasi yang diberikan oleh pembagi kelas yang dalam hal ini menggunakan logika *fuzzy*.



Gambar 2. Diagram blok penyandian alihragam kosinus adaptif (kosko, 1992).

Hasil penyandian kemudian disimpan dalam format bit yang lebih kecil dan ditransmisikan. Untuk mengembalikan ke bentuk semula maka bit-bit penyandian di-*decoding* dan kemudian hasilnya di-*invers* DCT menjadi citra hasil.

### Alihragam Kosinus Diskret

Untuk sebuah citra berukuran  $N \times N$  dengan data citra  $x(m,n)$ , alihragam kosinus diskret didefinisikan sebagai berikut:

$$X(u,v) = \frac{4c(u)c(v)}{N^2} \sum_{m=0}^{N-1} \sum_{n=0}^{N-1} x(m,n) \cos \frac{(2m+1)u\pi}{2N} \cos \frac{(2n+1)v\pi}{2N} \quad (2)$$

$$x(m,n) = \sum_{u=0}^{N-1} \sum_{v=0}^{N-1} c(u)c(v)X(u,v) \cos \frac{(2m+1)u\pi}{2N} \cos \frac{(2n+1)v\pi}{2N} \quad (3)$$

dengan  $c(0)=1/\sqrt{2}$  dan  $c(k)=1$  untuk  $k=1,2,\dots, N-1$  dan  $x(m,n)$  merupakan nilai intensitas keabuan sebuah citra.

Masing-masing citra  $256 \times 256$  dibagi ke dalam 256 blok sub-citra yang berukuran  $16 \times 16$ . Masing-masing sub-citra ini kemudian dialihragamkan dengan DCT.

### **Sistem FAM Adaptif**

Energi DC,  $X(0,0)$ , adalah energi dasar untuk sebuah sub-citra. Energi AC merupakan deviasi intensitas terhadap energi dasar DCT. Energi AC untuk sub-citra dirumuskan sebagai:

$$T = \left( \sum_{u=0}^{m-1} \sum_{v=0}^{m-1} X^2(u,v) \right) - X^2(0,0) \quad (4)$$

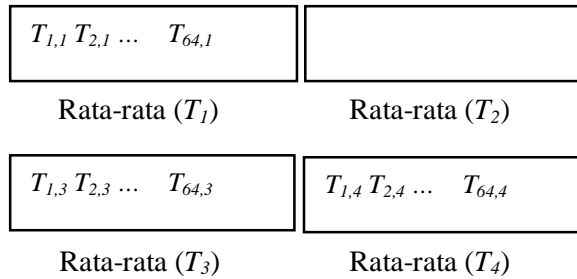
$$L = \left( \sum_{u=0}^{m/2-1} \sum_{v=0}^{m/2-1} X^2(u,v) \right) - X^2(0,0) \quad (5)$$

dengan  $m$  adalah jumlah baris piksel dan kolom piksel dari sub-citra  $m \times m$ .  $T$  merupakan besar energi AC total sedang  $L$  merupakan besar energi AC frekuensi rendah. Selanjutnya masing-masing sub-citra diklasifikasikan ke dalam kelas-kelas *fuzzy* ( $B$ ).

Aturan-aturan FAM diestimasi berdasarkan nilai-nilai ( $T_i, L_i, B_i$ ). Indeks  $i$  bergerak dari 1 sampai 256, sesuai dengan jumlah sub-citra.  $T_i$  dan  $L_i$  menunjukkan energi AC total dan energi AC frekuensi rendah pada sub-citra ke- $i$ .  $B_i$  menunjukkan keanggotaan kelas sub-citra ke- $i$ . Gambar 3 menunjukkan energi AC total dan energi AC rata-rata.

$T_1$	$T_2$	$T_3$	...	$T_{16}$
$T_{17}$	$T_{18}$	...		$T_{32}$
...				...
		$T_{241}$	$T_{242}$	...
			$T_{256}$	

(a) Energi AC total tiap sub-citra  $T_i$  dengan indeks  $i$  bergerak dari 1 sampai 256



(b) Energi AC rata-rata  $T_j$  dengan indeks  $j$  bergerak dari 1 sampai 4

Gambar 3. Energi AC total  $T_i$  dan energi AC rata-rata  $T_j$

Nilai  $T_i$  dan  $L_i$  diskala-persentasikan sesuai dengan nilai maksimumnya. Kemudian dihitung nilai rata-ratanya untuk tiap kelas  $j$ .

$$T_j = \frac{1}{64} \sum_{i=1}^{64} T_{i,j} \tag{6}$$

$$L_j = \frac{1}{64} \sum_{i=1}^{64} L_{i,j} \tag{7}$$

dengan  $T_{i,j}$  dan  $L_{i,j}$  menunjukkan nilai  $T$  dan  $L$  yang ke- $i$  dalam kelas  $j$ .

### Signal-to-Noise Ratio

Analisis hasil penelitian akan dilakukan dengan cara menghitung parameter *Signal-to-Noise Ratio* (SNR) yang didefinisikan sebagai:

$$SNR = 10 \log ( p / MSE )^2 \tag{8}$$

dengan  $p$  menunjukkan nilai puncak ke puncak data citra, untuk citra dengan 256 aras keabuan yang sama dengan  $255^2$  atau 65025. Sedang MSE menunjukkan *Mean Square Error* dan dihitung dengan persamaan:

$$MSE = \left(\frac{1}{mn}\right) \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n [u(i, j) - v(i, j)]^2 \tag{9}$$

dengan  $u(i, j)$  dan  $v(i, j)$  menunjukkan tingkat keabuan citra asal dan citra hasil berukuran  $m \times n$ .

### Kompresi Citra

Kompresi citra bertujuan untuk mengurangi jumlah data yang digunakan untuk menyatakan suatu citra dengan konsekuensi bahwa citra hasil rekonstruksi

tidak akan mengalami kerusakan yang berarti. Penelitian-penelitian mengenai kompresi data citra umum telah banyak dilakukan. Chen (1997) melakukan penyandian alihragam kosinus adaptif guna menghasilkan citra terkompres dengan menjaga kualitas tetap tinggi. Sistem Chen mengklasifikasikan bagian citra ke dalam kelas-kelas sesuai dengan tingkat energi AC-nya dan menyandikan tiap kelas dengan *bitmaps* yang berbeda. Sistem ini memberikan bit yang lebih banyak untuk sub-citra dengan energi AC besar, sedang untuk sub-citra dengan energi AC kecil diberikan bit yang lebih sedikit. Energi DC merupakan energi dasar dari tiap sub-citra, sedang energi AC merupakan deviasi intensitas terhadap rata-rata energi DC. Konsep ini merupakan dasar bagi penelitian yang dilakukan.

Jain (1989) mengemukakan bahwa alihragam kosinus mempunyai pemadatan energi yang istimewa untuk data-data yang berkorelasi tinggi. Alihragam kosinus sangat dekat dengan alihragam Karhunen Loeve (KL) untuk runtun Markov stasioner orde-1 dengan parameter korelasi yang mendekati 1. Alihragam KL merupakan alihragam yang paling optimal dalam pengolahan sinyal.

Kosko (1992) menyebutkan bahwa Alihragam Kosinus Diskret (AKD) dipakai untuk penyandian dan Sistem Logika *Fuzzy* Adaptif untuk memilah bagian citra sesuai dengan rincian yang dimilikinya dan menyandikannya dengan pola yang tepat sesuai dengan rinciannya tersebut.

Perbedaan penelitian ini dengan penelitian sebelumnya adalah dalam sistem FAM adaptifnya, Kong dan Kosko (1992) digunakan persamaan energi AC berikut:

$$T = \sum_{u=0}^{m-1} \sum_{v=0}^{m-1} |X(u, v) - X(0,0)| \quad (10)$$

$$L = \sum_{u=0}^{m/2-1} \sum_{v=0}^{m/2-1} |X(u, v) - X(0,0)| \quad (11)$$

dengan T adalah energi AC total citra dan L adalah energi AC citra frekuensi rendah.

Sedang dalam penelitian ini digunakan persamaan energi AC berikut:

$$T = \left( \sum_{u=0}^{m-1} \sum_{v=0}^{m-1} X^2(u, v) \right) - X^2(0,0) \quad (12)$$

$$L = \left( \sum_{u=0}^{m/2-1} \sum_{v=0}^{m/2-1} X^2(u, v) \right) - X^2(0,0) \quad (13)$$

Aturan FAM untuk klasifikasi sub-citra yang digunakan dalam penelitian ini juga berbeda dengan yang digunakan Kong dan Kosko (Kosko, 1992). Kong dan Kosko menerapkan aturan FAM seperti Gambar 4.

L		T			
		BG	MD	SL	VS
SM	LG	1 <b>HI</b>	2 <b>HI</b>	3 <b>ML</b>	4 <b>LO</b>
		5 <b>HI</b>	6 <b>MH</b>	7 <b>ML</b>	8 <b>LO</b>

Gambar 4. Aturan FAM untuk klasifikasi sub-citra yang digunakan Kong dan Kosko

Sedang dalam penelitian ini digunakan aturan FAM seperti pada Gambar 5.

L		T			
		BG	MD	SL	VS
SM	LG	1 <b>HI</b>	2 <b>MH</b>	3 <b>ML</b>	4 <b>LO</b>
		5 <b>MH</b>	6 <b>MH</b>	7 <b>ML</b>	8 <b>LO</b>

Gambar 5. Aturan FAM untuk klasifikasi sub-citra yang digunakan dalam penelitian

Hal ini disebabkan dengan lebih sedikitnya sub-citra yang masuk pada kelas HI maka jumlah bit penyandian akan lebih sedikit sehingga rasio kompresinya juga semakin kecil.

Dalam penelitian ini khusus dilakukan kompresi data citra medis yang mempunyai karakteristik-karakteristik tertentu, sedang pada penelitian Soesanti (2001) dilakukan untuk penelitian citra secara umum.



## **METODOLOGI PENELITIAN**

### **Bahan Penelitian**

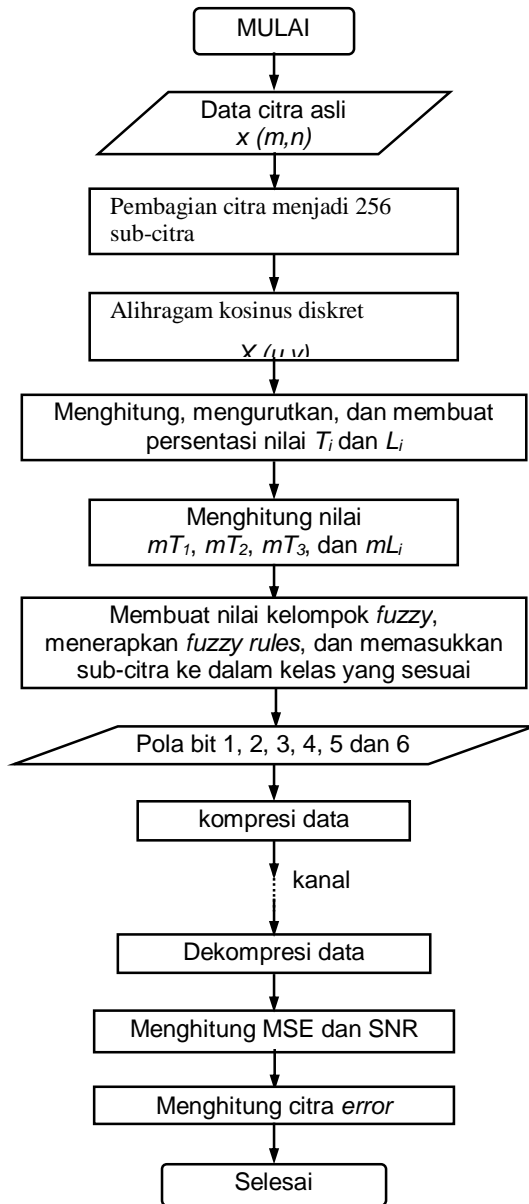
1. Citra medis *grayscale*, yakni citra medis yang mempunyai 256 tingkat keabuan, dari 0 sampai 255, berukuran 256 x 256 piksel.
2. Metode yang digunakan adalah DCT dan Sistem Logika *Fuzzy* Adaptif.

### **Alat**

1. Satu unit komputer pribadi,
2. *Scanner*, digunakan untuk memperoleh data digital dari citra medis yang digunakan, dan
3. Visual Basic 6.0 sebagai perangkat-lunaknya.

### **Diagram Alir Penelitian**

Langkah-langkah dalam penelitian ini sesuai dengan diagram alir pada Gambar 6.



Gambar 6. Diagram alir penelitian

## Analisis Hasil

Analisis hasil dilakukan dengan:

1. Menguji hasil kompresi citra medis dengan rasio kompresi yang berbeda. Data yang dapat diperoleh adalah total bit, bit/piksel, rasio kompresi, dan SNR.
2. Menganalisis citra *error* hasil kompresi untuk masing-masing citra medis yang digunakan dalam penelitian.

## ANALISIS DAN PEMBAHASAN

Dalam penelitian ini dilakukan kompresi dan dekompresi data citra medis kepala (Gambar 9). Langkah pertama dalam penelitian ini adalah mengubah citra medis analog menjadi bentuk digital dengan menggunakan scanner. Citra dalam bentuk digital dapat dinyatakan dalam nilai intensitas keabuan  $x(m,n)$  seperti dirumuskan dalam persamaan (3). Ukuran citra yang digunakan adalah 256 x 256 piksel. Citra medis 256 x 256 piksel dibagi ke dalam 256 blok sub-citra yang berukuran 16 x 16. Masing-masing sub-citra ini kemudian dialihragamkan menggunakan alihragam kosinus diskret, sehingga didapatkan data  $X(u, v)$  sesuai dengan persamaan (2).

Selanjutnya dilakukan perhitungan, pengurutan, dan pembuatan persentasi nilai  $T_i$  dan  $L_i$  sesuai dengan persamaan (12) dan (13) seperti diuraikan berikut ini.

Citra medis kepala merupakan citra yang mempunyai rincian berbeda untuk tiap-tiap sub-citranya. Energi AC citra medis kepala kelas 1, 2, 3, dan 4 adalah:

$$\begin{aligned} T_1 &= 0,3709319 & T_2 &= 1,394328 \\ T_3 &= 4,142347 & T_4 &= 19,1811 \end{aligned}$$

Sedang energi AC frekuensi rendahnya adalah:

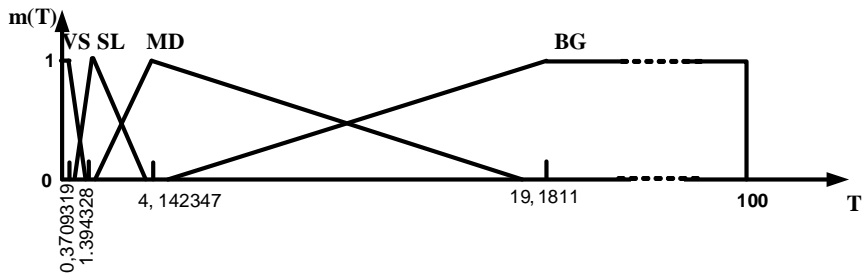
$$L_2 = 1,22994 \quad L_3 = 3,951335$$

Nilai tengah  $T$  dan  $L$  adalah:

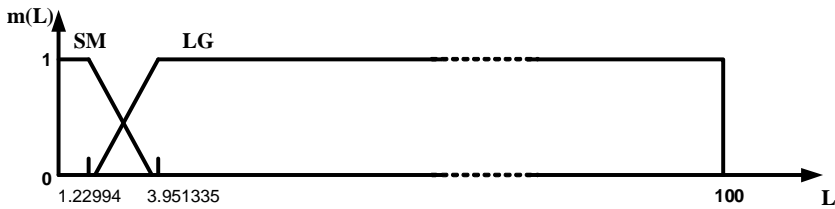
$$\begin{aligned} mT_1 &= 0,826299 & mT_2 &= 2,768337 \\ mT_3 &= 11,66173 & mL &= 2,590638 \end{aligned}$$

Berdasar hasil perhitungan dan pengurutan energi AC kemudian dibuat nilai kelompok *fuzzy* seperti pada Gambar 7 dan diterapkan aturan *fuzzy* adaptif untuk menghasilkan pembagian kelas seperti pada Gambar 8.

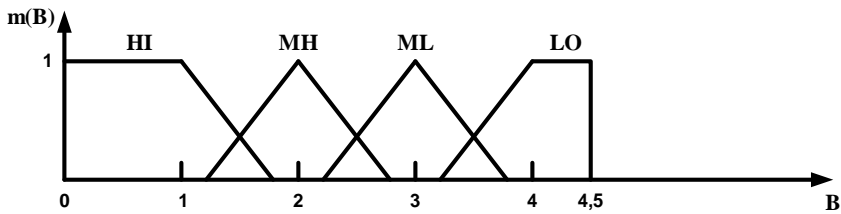
Citra asli yang digunakan dalam penelitian ini ditunjukkan pada Gambar 9. Citra hasil yang didapatkan untuk kompresi menggunakan pola bit 1 sampai 6 ditunjukkan pada Gambar 10, sedang citra *error*nya ditunjukkan pada Gambar 11.



(a) Nilai fuzzy kelompok variabel  $T_i$  dengan  $i = 1, 2, 3,$  dan  $4$ .



(b) Nilai fuzzy kelompok variabel  $L_i$  dengan  $i = 1, 2$ .



(c) Nilai fuzzy kelompok dari variabel  $B_i$  dengan  $i = 1, 2, 3,$  dan  $4$ .

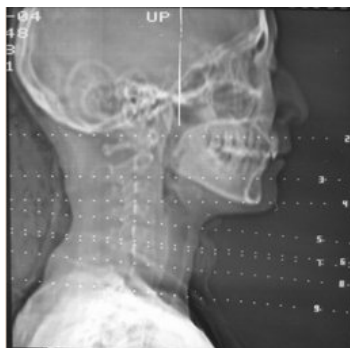
Gambar 7. Nilai-nilai fuzzy kelompok citra kepala

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
0	1	2	4	4	3	3	2	2	2	2	2	1	2	4	3	3
1	1	3	4	4	4	4	4	4	3	3	3	1	1	4	4	4
2	1	3	4	4	4	4	4	3	3	2	3	2	2	4	4	4
3	1	2	3	3	3	2	2	2	2	2	2	2	2	4	4	4
4	2	1	2	4	3	2	2	1	1	2	4	2	2	4	4	4
5	2	2	2	2	2	2	2	2	2	3	2	3	2	4	4	3
6	2	3	2	4	3	2	2	2	4	2	2	2	1	4	4	2
7	2	3	2	4	3	3	3	2	3	3	2	2	3	4	2	4
8	2	3	2	4	3	3	3	2	3	2	2	1	3	4	2	3
9	2	3	2	3	3	3	3	3	4	2	2	2	3	4	4	2
10	2	3	2	3	3	3	3	2	3	3	4	4	4	4	2	4
11	2	3	2	3	3	3	3	2	2	3	3	4	3	4	2	2
12	2	2	2	3	3	2	2	2	2	3	4	4	4	4	4	1
13	2	1	2	3	3	2	1	1	2	4	3	4	3	4	2	4
14	1	2	3	4	4	3	3	2	1	3	4	4	4	4	2	3
15	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	4	4	4	4	4	4

Gambar 8. Pembagian kelas untuk 256 sub-citra kepala

Seperti terlihat pada Gambar 10 pada penerapan pola bit 1 secara visual pada citra hasil rekonstruksi masih terdapat cacat pada beberapa bagian. Pada pola bit 1 ini citra kepala hasil rekonstruksi mempunyai SNR 63,8197 dB dengan rasio kompresi 1:4,8028. Jumlah bit yang digunakan pada pola bit 1 adalah 109162 bit. SNR pada pola bit 2 sudah mencapai 68,3917 dB dengan rasio kompresi 1:4,5197. Jumlah bit yang digunakan pada pola bit 2 adalah 116000 bit.

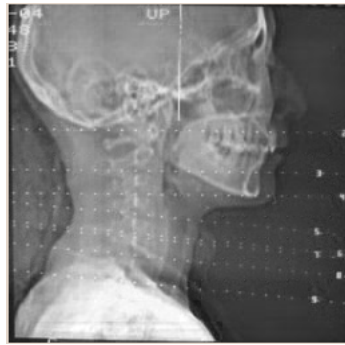
Untuk penerapan pola bit selanjutnya yaitu pola bit 3, 4, 5, dan 6 terlihat bahwa citra kepala hasil rekonstruksi secara visual makin menyerupai citra aslinya atau bisa dikatakan cacatnya relatif berkurang. Hasil ini secara numeris dapat dilihat dari MSE yang dihasilkan untuk masing-masing pola bit seperti yang ditunjukkan pada Gambar 12 SNR dari citra kepala hasil rekonstruksi juga terus meningkat sesuai dengan grafik SNR terhadap rasio kompresi yang ada pada Gambar 13 dengan SNR tertinggi terdapat pada saat penerapan pola bit 6 yaitu 74,0750 dB dengan rasio yang relatif kecil yaitu 1 : 2,6602.



Gambar 9. Citra medis kepala asli



SNR:63,8197dB  
Rasio 1:4,8028



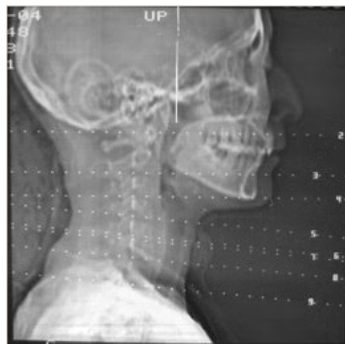
SNR:63,8197dB  
Rasio 1:4,8028



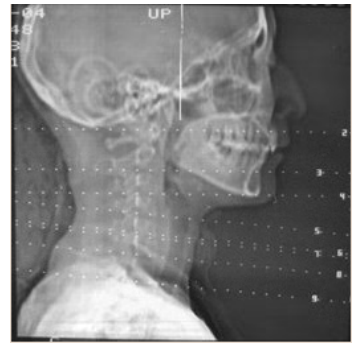
SNR:63,8197dB  
Rasio 1:4,8028



SNR:71,2213 dB  
Rasio 1:3,3466

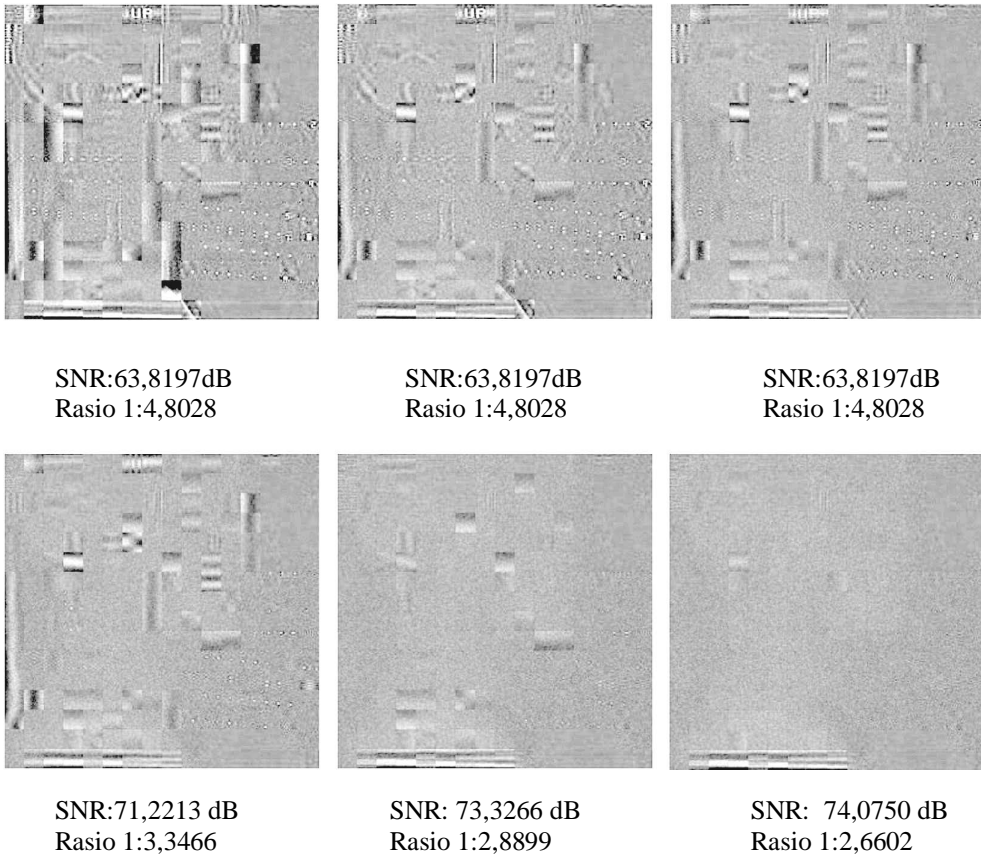


SNR: 73,3266 dB  
Rasio 1:2,8899



SNR: 74,0750 dB  
Rasio 1:2,6602

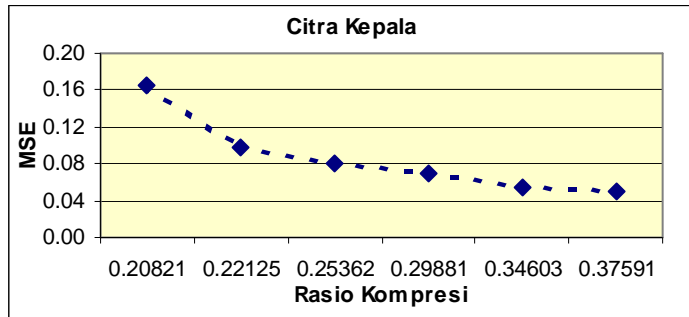
Gambar 10. Citra rekonstruksi kepala



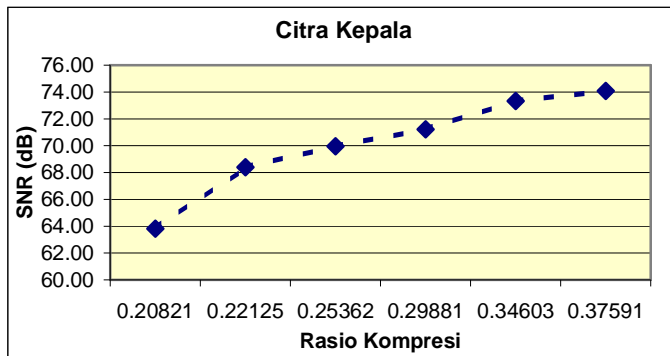
Gambar 11 Citra *error* untuk citra rekonstruksi kepala

Tabel 1. Data Hasil Penelitian Citra Medis Kepala

POLA BIT	TOTAL BIT	BIT/ PIKSEL	RASIO	SNR (dB)
1	109162	1,6657	1 : 4,8028	63,8197
2	116000	1,7700	1 : 4,5197	68,3917
3	132969	2,0289	1 : 3,9429	69,9522
4	156664	2,3905	1 : 3,3466	71,2213
5	181420	2,7682	1 : 2,8899	73,3266



Gambar 12 Grafik hubungan MSE dan rasio kompresi citra medis kepala



Gambar 13 Grafik hubungan SNR dan rasio kompresi citra medis kepala

Tabel 1 menunjukkan hubungan antara pola bit dengan jumlah total bit yang dibutuhkan untuk penyandian, rasio kompresi, dan SNR citra hasil rekonstruksi. Dengan semakin tingginya pola bit yang digunakan maka SNR citra hasil rekonstruksi semakin tinggi, namun jumlah bit/piksel yang dibutuhkan juga semakin besar.

## KESIMPULAN

1. Kompresi data citra menggunakan Alihragam Kosinus Diskret dan Logika *Fuzzy* Adaptif dilakukan dengan memilah sub-citra menjadi kelas-kelas yang sangat ditentukan oleh perhitungan nilai energi AC yang tepat.
2. Semakin besar rasio kompresi maka SNR citra hasil rekonstruksi juga semakin besar.



3. SNR citra hasil rekonstruksi tidak selalu mencerminkan citra secara visual, yang berarti SNR yang besar belum tentu berarti secara visual citra hasil rekonstruksi lebih menyerupai citra aslinya.

#### **DAFTAR PUSTAKA**

- Fausett, L., 1994, *Fundamentals of Neural Networks: Architectures, Algorithms, and Applications*, Prentice Hall, Englewood Cliffs, New Jersey.
- Haykin, S., 1994, *Neural Networks, A Comprehensive Foundation*, Macmillan College Publishing Company, New York.
- Jain, A.K., 1989, "*Fundamental of Digital Image Processing*", Prentice-Hall International, Inc., New Jersey.
- Kartalopoulos S.V., 1996, *Understanding Neural Networks and Fuzzy Logic*, IEEE Press, New York.
- Kosko, B., 1992, *Neural Network and Fuzzy Systems*, Prentice Hall, Englewood Cliffs, New Jersey.
- Lee, K.C., Gardner, P., 2004, *Neuro-Fuzzy Approach to Adaptive Digital Predistortion*, IEE Electronics Letters, 40, 3, Feb.
- Camps, O.I., 1996, *Grey-Scale Structuring Element Decomposition*, IEEE Trans, Image Processing, vol.5. no.1, pp. 111-120.
- Petros, M., 1996, *Differential Morphology and Image Processing*, IEEE Trans, Image Processing, vol.5. no.6, pp. 922-937.
- Philippe, S., 1996, *Morphological Operators for Image and Video Compressing*, IEEE Trans, Image Processing, vol.5. no.6, pp. 881-896.
- Schulze, M.A., Pearce, J.A., 1993, *Linear Combinations of Morphological Operators*, IEEE Int'l Conference of Acoustics, Speech, and Signal Processing, Vol. V, pp. 57-60.
- Soesanti, I., 2001, *Kompresi Data Citra dengan Alihragam Kosinus Diskret dan Logika Fuzzy Adaptif*, UGM Yogyakarta.