

MEDICAL IMAGE ALIGNMENT FOR FEATURE EXTRACTION

PHUWIT RAKSAKAEW

**A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILMENT
OF THE REQUIREMENTS FOR
THE DEGREE OF MASTER OF SCIENCE
(TECHNOLOGY OF INFORMATION SYSTEM MANAGEMENT)
FACULTY OF GRADUATE STUDIES
MAHIDOL UNIVERSITY
2010**

COPYRIGHT OF MAHIDOL UNIVERSITY

Thesis
entitled
**MEDICAL IMAGE ALIGNMENT FOR FEATURE
EXTRACTION**

.....
Mr. Phuwit Raksakaew
Candidate

.....
Lect. Songpol Ongwattanakul,
Ph.D. (Computer Engineering)
Major advisor

.....
Asst. Prof. Warakorn Charoensuk,
Ph.D. (Electrical Engineering)
Co-advisor

.....
Asst. Prof. Cholatip Wiratkapun,
M.D. (Dip Thai Board of General
Radiology)
Co-advisor

.....
Prof. Banchong Mahaisavariya,
M.D., Dip Thai Board of Orthopedics
Dean
Faculty of Graduate Studies
Mahidol University

.....
Asst. Prof. Thanakorn Uan-on,
D.Engr. (Water Resources)
Acting Program Director
Master of Science Program in
Technology of Information System
Faculty of Engineering
Mahidol University

Thesis
entitled
**MEDICAL IMAGE ALIGNMENT FOR FEATURE
EXTRACTION**

was submitted to the Faculty of Graduate Studies, Mahidol University
for the degree of Master of Science
(Technology of Information System Management)
on
September 20, 2010

.....
Mr. Phuwit Raksakaew
Candidate

.....
Asst. Prof. Pisit Phokharatkul,
D.Eng. (Electrical Engineering)
Chair

.....
Lect. Songpol Ongwattanakul,
Ph.D. (Computer Engineering)
Member

.....
Asst. Prof. Warakorn Charoensuk,
Ph.D. (Electrical Engineering)
Member

.....
Lect. Supaporn Kiattisin,
Ph.D. (Electrical and Computer
Engineering)
Member

.....
Asst. Prof. Cholatip Wiratkapun,
M.D. (Dip Thai Board of General
Radiology)
Member

.....
Prof. Banchong Mahaisavariya,
M.D., Dip Thai Board of Orthopedics
Dean
Faculty of Graduate Studies
Mahidol University

.....
Asst. Prof. Thanadol Pritranan,
M.Sc. (Computation)
Acting Dean
Faculty of Engineering
Mahidol University

ACKNOWLEDGEMENTS

The success of this thesis can be succeeded by the attentive support from my major advisor, Dr. Songpol Ongwattanakul for his supervision and valuable instruction to this research.

I would like to express my appreciation to my co-advisor for much help with the useful advice, Asst. Prof. Cholatip Wiratkapun and Asst. Prof. Dr. Warakorn Charoensuk. I sincerely thank to external examiner of the thesis defense Dr. Supaporn kiattisin and Asst. Prof. Dr. Pisit Phokharatkul, the chair of thesis defense for their kindness in valuable suggestion and many helpful comments.

Moreover, I thank to everyone who was the sampling in this study. Thanks for my entire friend. Thanks for all teacher. Thanks for all my classmate and staffs in Master of Science Program in Technology of Information System Management, Mahidol University.

This thesis would not have been completed without understanding and support from my parents and my family. I would like to reserve my last, but biggest, thanks for my brother Achira Raksakaew. I hope this thesis will valuableness. The usefulness of this thesis I dedicate to my mother and my farther.

Phuwit Raksakaew

MEDICAL IMAGE ALIGNMENT FOR FEATURE EXTRACTION

PHUWIT RAKSAKAEW 4837198 EGTI / M

M.Sc. (TECHNOLOGY OF INFORMATION SYSTEM MANNAGEMENT)

**THESIS ADVISORY COMMITTEE: SONGPOL ONGWATTANAKUL, Ph.D.
(COMPUTER ENGINEERING), CHOLATIP WIRATKAPUN, M.D. (DIP THAI
BOARD OF GENERAL RADIOLOGY), WARAKORN CHAROENSUK, Ph.D.
(ELECTRICAL ENGINEERING)**

ABSTRACT

Dynamic time warping (DTW) distance typically provides similarity measurements and alignment between two time series. It has been used to align and extract medical images. In general, the medical image of a mammogram is analyzed by a radiologist for abnormalities, tumors, and calcifications. In this paper, we used medical images for demonstration. We used DTW to align the image. Afterwards, we extracted features by template matching between a reference template and the patient's image. The similarities of extracted images and features from the result analyses of DTW were compared with diagnoses and evaluated for accuracy by an expert radiologist.

KEY WORDS: ALIGNMENT / FEATURE EXTRACTION

80 pages

การปรับแนวรูปภาพทางการแพทย์เพื่อการสกัดคุณลักษณะเด่น

MEDICAL IMAGE ALIGNMENT FOR FEATURE EXTRACTION

ภูวิศ รักษาแก้ว 4837198 EGTI/M

วท.ม. (เทคโนโลยีการจัดการระบบสารสนเทศ)

คณะกรรมการที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ : ทรงพล องค์กรวัฒนกุล, Ph.D. (COMPUTER ENGINEERING), ชลทิพย์ วิรัตน์พันธ์, M.D.(DIP THAI BOARD OF GENERAL RADIOLOGY), วรากร เจริญสุข, Ph.D. (ELECTRICAL ENGINEERING)

บทคัดย่อ

ไดนามิกไทม์วอร์ปปีงนั้นให้ผลลัพธ์จากการคำนวณออกมา 2 แบบคือ ระยะทาง (distance) ระหว่างอนุกรมเวลาที่นำมาวัด และการปรับแนว (alignment) ระหว่างอนุกรมเวลานั้นๆ วิธีไดนามิกไทม์วอร์ปปีงจึงได้ถูกนำมาใช้ในการปรับแนวและสกัดคุณลักษณะเด่นของรูปภาพทางการแพทย์

โดยทั่วไปแล้วรูปภาพทางการแพทย์ที่ได้มาจะต้องได้รับการวินิจฉัยและตีความจากรังสีแพทย์เพื่อตรวจหาความผิดปกติเช่น ก้อนเนื้อ และการก่อตัวของแคลเซียม ที่เกิดขึ้นในภาพซึ่งภาพเหล่านี้เป็นภาพที่ได้มาจากการทำแมมโมแกรมภายในเต้านม ในงานวิจัยนี้เราใช้รูปภาพทางการแพทย์ในส่วนของภาพแมมโมแกรมภายในเต้านม มาทำการทดลอง โดยใช้ไดนามิกไทม์วอร์ปปีงในการปรับแนวรูปภาพที่ได้มาและหลังจากนั้นเราจึงสกัดข้อมูลคุณลักษณะเด่นของภาพด้วยการทำการจับคู่เทมเพลต (Template Matching) ระหว่างภาพต้นแบบและภาพของผู้ป่วย แล้วทำการเปรียบเทียบความถูกต้องและวัดผลของไดนามิกไทม์วอร์ปปีงจากความเหมือนของรูปภาพและคุณลักษณะเด่นที่สกัดได้โดยการใช้เปรียบเทียบกับคำวินิจฉัยและได้รับการประเมินผลความถูกต้องจากผู้เชี่ยวชาญ

CONTENTS

	Page
ACKNOWLEDGEMENTS	iii
ABSTRACT (ENGLISH)	iv
ABSTRACT (THAI)	v
LIST OF FIGURE	viii
CHAPTER I INTRODUCTION	1
1.1 BACKGROUND AND PROBLEMS	1
1.2 OBJECTIVES	2
1.3 SCOPE OF WORK	2
1.4 EXPECTED RESULT	3
CHAPTER II LITERATURE REVIEW	4
2.1 DYNAMIC TIME WARPING	4
2.2 2-DIMENSIONAL DYNAMIC WARPING	7
2.3 FILE FORMAT	9
2.4 FEATURE EXTRACTION BY SHAPE MATCHING	14
2.5 RELATED RESEARCH	15
CHAPTER III RESEARCH METHODOLOGY	18
3.1 RESEARCH METHODOLOGY AND PROCEDURE	18
3.2 MATERIALS	20
3.3 RESEARCH SCHEDULE	21
CHAPTER IV RESULTS	23
4.1 DYNAMIC TIME WARPING	23
4.2 TEST RESULT	28
CHAPTER V DISCUSSION	47
5.1 DATA COLLECTION	47
5.2 ALIGNMENT	47
5.3 FEATURE EXTRACTION	48

CONTENTS(cont.)

	Page
5.4 TOOL IN THE RESEARCH	48
5.5 PROBLEM DURING RESEARCHING	48
CHAPTER VI CONCLUSION AND RECOMMENDATION	49
6.1 CONCLUSION	49
6.2 RECOMMENDATION	49
REFERENCES	50
APPENDICES	52
BIOGRAPHY	80

LIST OF FIGURES

Figure	Page
2.1 Local constraints determine alignment flexibility	6
2.2 Alignment between reference pattern and test pattern	7
2.3 Multi-stage decision process for the two dimensional warping Problem	9
2.4 Digital Image Communication in Medicine (DICOM)	13
2.5 Template matching	15
4.1 DTW methods for alignment and extract feature	24
4.2 Example of reference pattern	25
4.3 Warping path	26
4.4 Warping distance	27
4.5 Example of Feature	27

CHAPTER I

INTRODUCTION

1.1 Background and Problems

Human's vision is natural and seems easy to understand anything around them but digitize image from computer is different. We make computer try to duplicate the effect of human vision by electronically perceiving and understanding an image. It has many standard to use for image processing.

Image processing is apply signal processing for the input is an image, such as photographs or frame of videos. The output of image processing can be either image or set of characteristics or parameter related to image.

Breast cancer is almost discovered in women, but it is found out in little men. Medical attempt to conduct to breast carcinoma via early detection. Mammogram are widely used, because it is cost-effective and the most reliable instrument available today. However, it's time-consuming and hard to read mammography and find out two abnormalities micro calcification clusters and tumors that can indicate to be cancer excludes from regularity. In the mammogram screening surround, A radiologist can fail breast cancer up to 30% by the time, says Bin Zheng, an associate professor of radiology at the University of Pittsburgh School of Medicine and co-leader of the collaboration along with his colleague Drazen Jukic, an assistant professor of dermatology and pathology. Because the specificity of screening mammogram is not high, the doctor provides a biopsy to the patient. Moreover, the outcome correctly shows breast cancer less than one-third of patients. Many medical institutions use computer-aided diagnosis (CAD) systems to detect the cancer, but those systems find out inferior results of detecting tumors. Therefore, radiologists frequently disregard to CAD outcomes, and they depend on observation to decide what type of those masses between benign or malignant. To support physicians interpret mammograms and further reliability in CAD results. As a result, we developed a system to help interpretation results for mammogram. The system consists

of image processing part and data mining part. The first part is image processing prototype that emphasis in feature extracting such as intensity, center of highlighted density, center of groups of highlighted density, distance from center of groups of highlighted density, shape and size when it gets values of those parameters then transmits to data mining process to interpret results from available rules.

This research interest to develop method for alignment and feature extraction.

1.2 Objectives

- 1.2.1 To develop alignment method for feature extraction.
- 1.2.2 To develop feature extraction method.
- 1.2.3 To collect the feature from extraction method.

1.3 Scope of Work

- 1.3.1 Sample ware demonstrated in this research being prototype.
- 1.3.2 File format of photo is either PNG or BMP.
- 1.3.3 To study the theory and method for alignment with Dynamic time warping.
- 1.3.4 Using Dynamic time warping algorithm to develop alignment method.
- 1.3.5 To study the theory and method for apply to feature extraction.
- 1.3.6 Implement feature extraction after alignment.
- 1.3.7 Precision of the feature check by expert.

1.4 Expected Result

The results of this work are expected to propose the alignment method and feature and discover some valuable knowledge. The advantage and disadvantage points of this method will be analyzed.

CHAPTER II

LITERATURE REVIEW

2.1 Dynamic Time Warping

Dynamic Time Warping (DTW) [1] based algorithms require $O(n^2)$ distance computations to perform an alignment. While optimization techniques can be used to reduce the search space for the optimal alignment, they produce only a linear factor of improvement. The Vector Interpolation technique that we propose can perform a time alignment and estimate the distance between two sequences with $O(n)$ distance computations. The Vector Interpolation algorithm uses linear time normalization. The alignment function defined as

$$D_{xy} = \sum_{k=1}^K d[w(k)] \quad (1)$$

is minimized subject to the following constraints

Monotonicity: The alignment function must be monotonic to preserve the natural time ordering in the sequences. That is

$$\begin{aligned} i(k) &\geq i(k-1) \\ j(k) &\geq j(k-1). \end{aligned} \quad (2)$$

End-Point Alignment: The end-points (first and last samples) of the sequences must be aligned. That is

$$\begin{aligned}
 i(1) &= j(1) = 1 \\
 i(K) &= N \\
 j(K) &= M.
 \end{aligned} \tag{3}$$

Continuity: The alignment function must not skip any samples in the two sequences, therefore

$$\begin{aligned}
 i(k) - i(k-1) &\leq 1 \\
 j(k) - j(k-1) &\leq 1.
 \end{aligned} \tag{4}$$

the solution to the above optimization problem is given by solving the recursive equation

$$D[w(k)] = d[w(k)] + \min_{w(k-1)} \{D[w(k-1)]\} \tag{5}$$

With initial condition

$$D[w(1)] = d[w(1)] \tag{6}$$

The overall discrepancy between the two responses after alignment is given by

$$D_{xy} = (1/K)D[w(K)]. \tag{7}$$

From the monotonicity and continuity constraints imposed on the alignment function, if $w(k) = [i, j]$, then $w(k-1)$ consists of $[i-1, j]$, $[i, j-1]$ and $[i-1, j-1]$ and the recursive equation becomes

$$\begin{aligned}
 D[i, j] &= d[i, j] + \min \{D[i-1, j], D[i, j-1] \\
 &\quad D[i-1, j-1]\}.
 \end{aligned} \tag{8}$$

Generally, $D[i, j]$ is computed only for $[i, j]$ values in a band along the diagonal of the $N \times M$ array because the optimal alignment path for sequences with similar features tend to fluctuate in the neighborhood of the diagonal. This not only restricts the region of search for the optimal alignment path in a meaningful manner but also reduces the number of computations required. For typical pattern recognition problems, the discrepancy is computed between a test pattern and all the reference patterns.

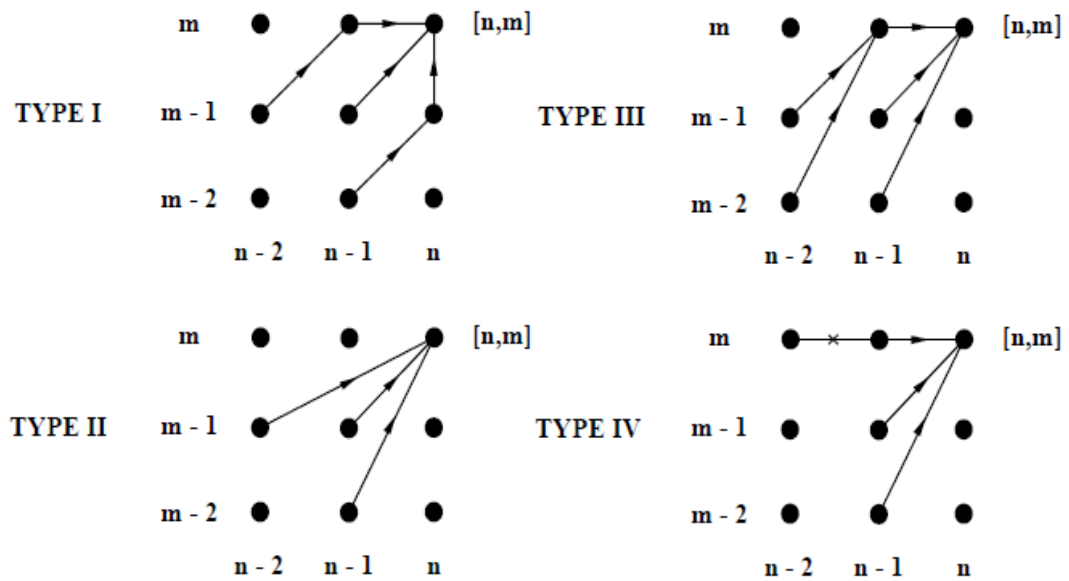


Figure 2.1 Local constraints determine alignment flexibility

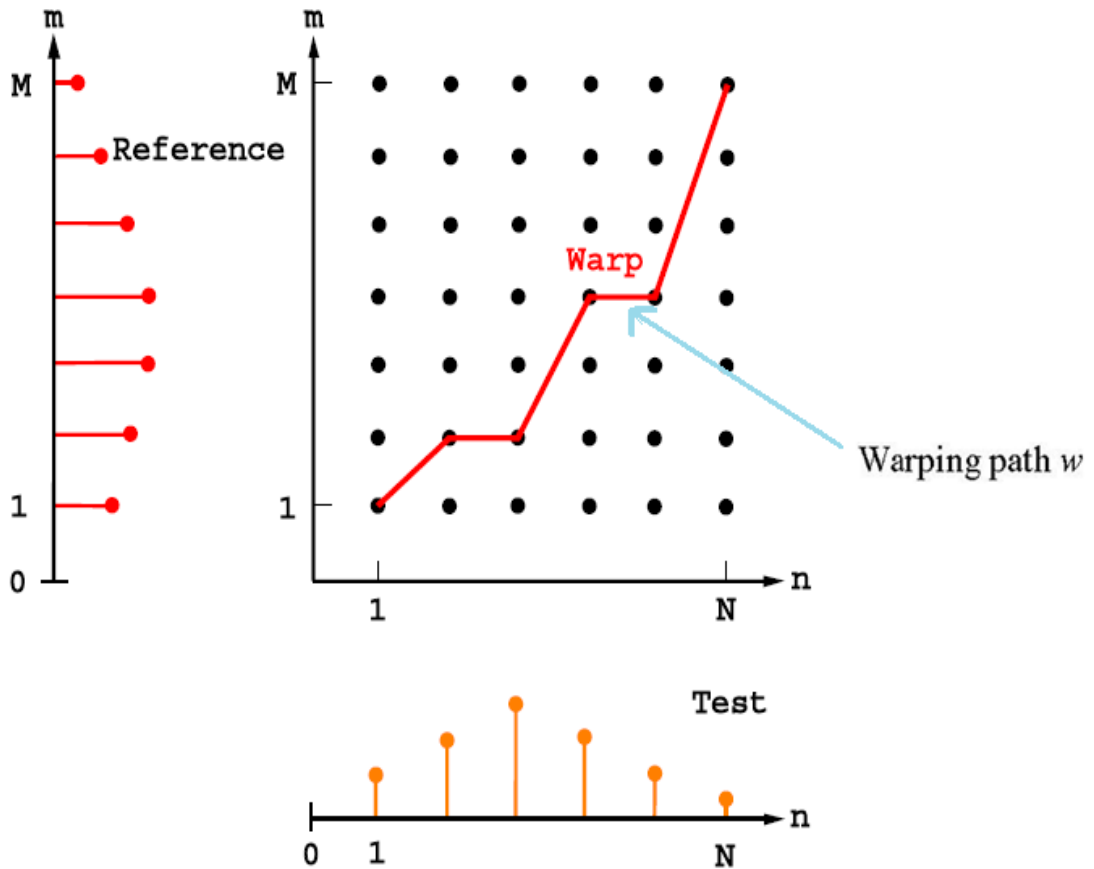


Figure 2.2 Alignment between reference pattern and test pattern

2.2 2- Dimensional Dynamic warping [3]

Consider two images $A = \{a(i, j)\} (i, j = 1 \dots N)$ and $B = \{b(x, y)\} (x, y = 1 \dots M)$. The optimal monotonic and continuous two-dimensional warp between A and B is defined by the warping function $\{x(i, j), y(i, j)\}$ which minimizes the following criterion function

$$\sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N |a(i, j) - b(x(i, j), y(i, j))|, \tag{9}$$

Subject to the following monotonicity and continuity conditions

$$\begin{aligned}
 0 &\leq y(i, j) - y(i, j - 1) \leq 2, \\
 |x(i, j) - x(i, j - 1)| &\leq 1, \\
 0 &\leq x(i, j) - x(i - 1, j) \leq 2, \\
 |y(i, j) - y(i - 1, j)| &\leq 1.
 \end{aligned} \tag{10}$$

Vertical and horizontal monotonicity and continuity relations between a pixel and its 4-adjacent pixels are preserved by these conditions, thus the topological structure in images is preserved after warping. In addition to these conditions, boundary conditions, i.e.,

$$x(1, j) = y(i, 1), x(N, j) = y(i, N) = M \tag{11}$$

are also used, Let $D(A, B)$ denote the minimum of the criterion function

$$D(\mathbf{A}, \mathbf{B}) = \min_{\substack{x(i, j) \\ y(i, j)}} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N |a(i, j) - b(x(i, j), y(i, j))|. \tag{12}$$

The quantity $D(A, B)$ gives a superimposing distance between A and optimally deformed B , and can be interpreted as the residual error between A and B yielded by the warping. From the view point of structural analysis, the optimal warping function $\{x(i, j), y(i, j)\}$ gives an interpretation of the image A according to the generation model B .

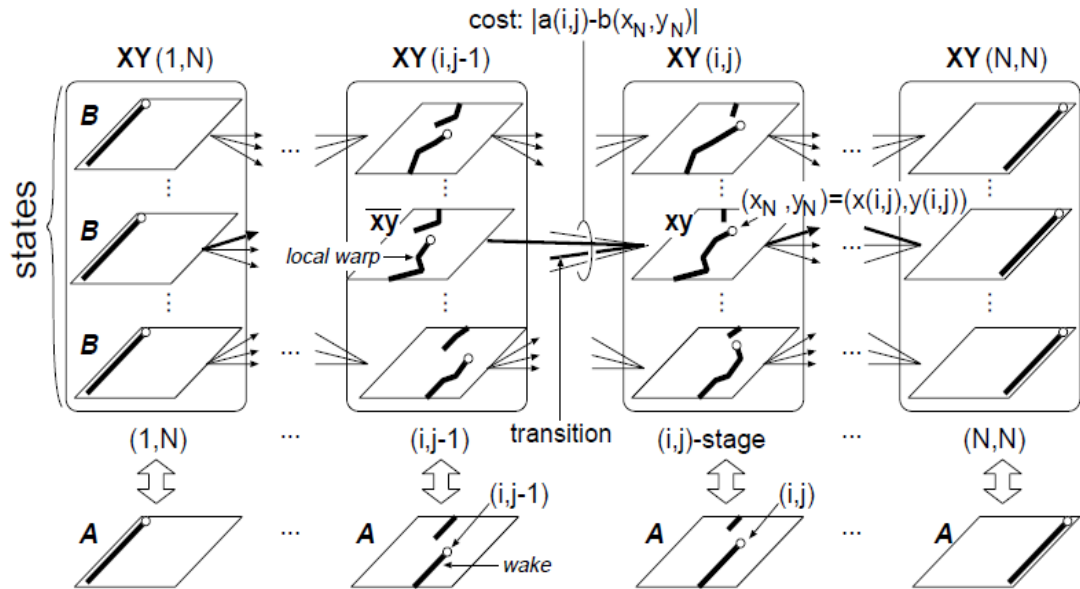


Figure 2.3 Multi-stage decision process for the two-dimensional warping problem

2.3 File Format

File format, by Kwantlen University College [4], refers to files' type based on a files' structure, layout or how a particular file handles the information contained within that file. A files' format is usually indicated by three or four letter file extension in the MS-DOS filename. All of these file formats handle different information (sounds, words, images) in different ways.

The focus of this study is Digital Map that implies image file format. Various types of image file format have been used, for instance, BMP, JPEG, GIF, PNG etc. Each of type has itself properties. In this thesis only two type of image file format is referred, one is BMP file format and another is JPEG file format.

2.3.1 BMP [7]

BMP is a standard file format for computers running the Windows operating system. The format was developed by Microsoft for storing bitmap files in a device-independent bitmap (DIB) format that will allow Windows to display the

bitmap on any type of display device. The term "device independent" means that the bitmap specifies pixel color in a form independent of the method used by a display to represent color.

Since BMP is a fairly simple file format, its structure is pretty straightforward. Each bitmap file contains:

a bitmap-file header: this contains information about the type, size, and layout of a device-independent bitmap file.

a bitmap-information header which specifies the dimensions, compression type, and color format for the bitmap.

a color table, defined as an array of RGBQUAD structures, contains as many elements as there are colors in the bitmap. The color table is not present for bitmaps with 24 color bits because each pixel is represented by 24-bit red-green-blue (RGB) values in the actual bitmap data area.

an array of bytes that defines the bitmap bits. These are the actual image data, represented by consecutive rows, or "scan lines," of the bitmap. Each scan line consists of consecutive bytes representing the pixels in the scan line, in left-to-right order.

BMP files always contain RGB data. The file can be:

- 1-bit: 2 colors (monochrome)
- 4-bit: 16 colors
- 8-bit: 256 colors.
- 24-bit: 16777216 colors, mixes 256 tints of Red with 256 tints of Green

and Blue

The main advantages of this type are the ease of file format and no data loss, however, the disadvantage in size of file is considerable. This thesis also suffered from the large size of this file format in memory usage, so compression is reasonable.

2.3.2 JPEG

JPEG stands for Joint Photographic Experts Group, which is a standardization committee. It also stands for the compression algorithm that was invented by this committee. To complicate things a bit more, JPEG compressed

images are often stored in a file format called JFIF (JPEG File Interchange Format), which a lot of people also refer to as JPEG!

JPEG is a lossy, loss in data, compression algorithm that has been conceived to reduce the file size of natural, photographic-like true-color images as much as possible without affecting the quality of the image as experienced by the human sensory engine. We perceive small changes in brightness more readily than we do small changes in color. It is this aspect of our perception that JPEG compression exploits in an effort to reduce the file size

The JPEG algorithms perform its compression in four phases:

First, the JPEG algorithms first cut up an image in separate blocks of 8x8 pixels. Since the format is based on luminance/chrominance perception, it does not analyze RGB or CMYK color values but instead converts image data to a luminance/chrominance color space, such as YUV. This allows for separate compression of these two factors. Since luminance is more important than chrominance for our visual system, the algorithm retains more of the luminance in the compressed file.

The next step in the compression process is applied to a Discrete Cosine Transform (DCT) for the entire block. DCT is a complex process that is let loose on each individual pixel. It replaces actual color data for each pixel for values that are relative to the average of the entire matrix that is being analyzed. This operation does not compress the file, it simply replaces 8x8 pixel values by an 8x8 matrix of DCT coefficients.

Once this is done, the actual compression can start. First the compression software looks at the JPEG image quality the user requested (remember PhotoShop 'low quality', 'medium quality', ...) and calculates two tables of quantization constants, one for luminance and one for chrominance. Once these tables have been constructed, the constants from the two tables are used to quantize the DCT coefficients. Each DCT coefficient is divided by its corresponding constant in the quantization table and rounded off to the nearest integer. The result of quantizing the DCT coefficients is that smaller, unimportant coefficients will be replaced by zeros and larger coefficients will lose precision. It is this rounding-off that causes a loss in image quality.

The resulting data are a list of streamlined DCT coefficients. The last step in the process is to compress these coefficients using either a Huffman or arithmetic encoding scheme. Usually Huffman encoding is used. This is a second (lossless) compression that is applied.

Advantage of JPEG

By putting 2 compression algorithms on top of each other, JPEG achieves remarkable compression ratios. Even for prepress use, you can easily compress a file to one fifth of its original size. For internet publishing or e-mail exchange, even better ratios up to 20-to-1 can be achieved.

JPEG decompression is supported in PostScript level 2 and 3 RIPs. This means that smaller files can be sent across the network to the RIP which frees the sending station faster, minimizes overhead on the print server and speeds up the RIP.

Disadvantage of JPEG

The downside of JPEG compression is that the algorithm is only designed for continuous tone images (remember that the P in JPEG stands for Photographic). JPEG does not lend itself for images with sharp changes in tone. There are some typical types of images where JPEG should be avoided:

- Images that have had a mask and shadow effect added to them in applications like PhotoShop.
- Screen dumps or diagrams.
- Blends created in PhotoShop.
- Images containing 256 (or less) colors.
- Images generated by CAD-CAM software or 3D applications like Maya or Bryce.
- Images that lack one or more of the process colors. Sometimes images are created that use for instance only the magenta and black plate. If such an image is compressed using JPEG compression, you may see artefacts show up on the cyan and yellow plate.

Because of its lossy nature, JPEG should only be used during the production stage of prepress (making PostScript or PDF, imposing, proofing, outputting). During the create process when images are still edited, cropped and color corrected, each new SAVE-command leads to extra loss of image quality when JPEG

is used.

2.3.3 DICOM

Digital Image Communication in Medicine (DICOM) defines a standard method of transmitting digital medical-image information between devices, such as computers, servers, or imaging equipments. The standard not only prescribes how to communicate with other imaging equipments and databases, but also how to store images.

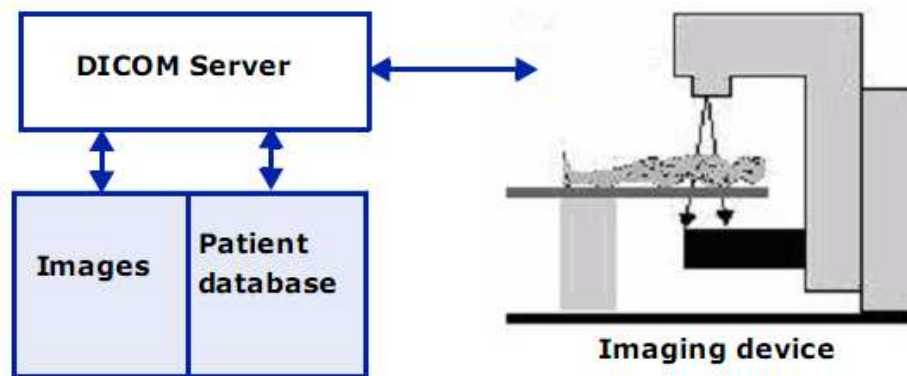


Figure 2.4 Digital Image Communication in Medicine (DICOM)

2.4 Feature extraction by shape matching [5]

In feature extraction, we generally seek invariance properties so that the extraction process does not vary according to chosen conditions. The techniques should find shapes reliably and robustly whatever the value of any parameter that can control the appearance of shape. We seek to find a shape whether it is light or dark, In principle, as long as there is contrast between a shape and its background, the shape can exist. Following illumination, the next most important parameter is position: we seek to find a shape wherever it appears. This is usually called Position, location or translation invariance. Then, we might seek to determine the object at whatever size it appears, which might be due to physical change or how close the object has been placed to the camera. This requires size or scale invariance. These are the main invariance properties we shall seek from our shape extraction techniques. However, nature (as usual) tends to roll balls under our feet: there is always noise in images.

But before we can develop image analysis techniques, we need techniques to extract the shapes. Extraction is more complex than detection, since extraction implies that we have a description of a shape, such as its position and size, whereas detection of a shape merely implies knowledge of its existence within an image.

To extract a shape from an image. It is necessary to identify it from the background elements. This can be done by considering the intensity information or by comparing the pixels against a given template. Template matching is a model-based approach in which the shape is extracted by searching for the best correlation between a known model and the pixels in an image. There are alternative ways in which to compute the correlation between the template and the image.

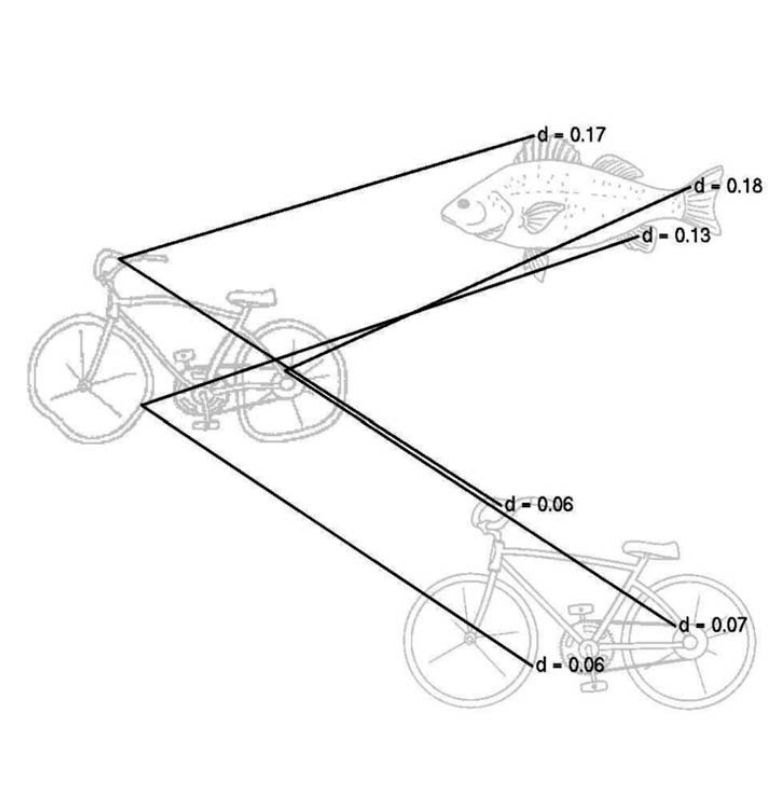


Figure 2.5 Template matching

2.5 Related Research

2.5.1 Nonlinear Alignment and averaging for Estimating the Evoked Potential

Gupta, L.; Molfese, D.L.; Tammana, R.; Simos, P.G. (1996) applied nonlinear alignment for method which incorporates nonlinear alignment of the EP's into the averaging operation is developed. The method makes no prior assumptions about the properties of the EP or which response in the set best characterizes the EP to be estimated. The nonlinear alignment procedure is designed to pairwise generate optimally aligned EP's by backtracking along the optimal alignment path. The nonlinear alignment and averaging operations are systematically combined to develop methods to estimate the EP. Results from a series of experiments conducted on simulated and real sets of responses show that, through nonlinear alignment and averaging, the events in the EP's are preserved and the estimates of the EP are quite robust. [1]

2.5.2 Word Image Matching using dynamic time warping

Rath, T.M.; Manmatha, R. (2003) proposed an algorithm for matching handwritten words in noisy historical documents. The segmented word images are preprocessed to create sets of 1-dimensional features, which are compared using dynamic time warping. We present experimental results on two different data sets from the George Washington collection. Our experiments show that this algorithm performs better and is faster than competing matching techniques. [2]

2.5.3 Direct Image Matching by Dynamic Warping

Hansheng Lei; Govindaraju, V. (2004) proposed a new and efficient 2DDW (2-dimensional Dynamic Warping) algorithm for direct image matching. They extend DTW to 2-dimensional elastic image matching by making use of DTW's DP (dynamic programming) method. Their algorithm also guarantees continuity and monotonicity and the complexity is only $O(N^6)$. [3]

2.5.4 A Partial Shape Matching Using Wedge Wave Feature Extraction

Mori, K.; Ohira, M.; Obata, M.; Wada, K.; Toraichi, K. (1997) proposed matching method is classifying convexity of shape's contour with wedge wave, the base of convexity, and detecting correspondences of convexities between two shapes by extended DP matching, which detects **one-to-zero** correspondence as well as **one-to-one** correspondence.[9]

2.5.5 Multi-Dimensional Dynamic Time Warping for Gesture Recognition

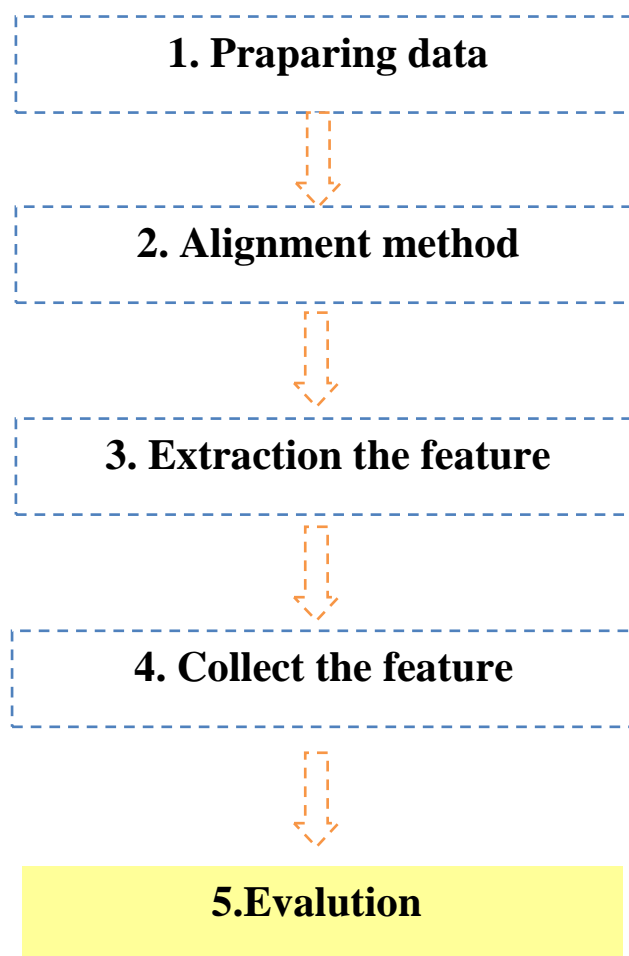
G.A. ten Holt.; M.J.T. Reinders.; E.A. Hendriks. present an algorithm for Dynamic Time Warping (DTW) on multi-dimensional time series (MDDTW). The algorithm utilizes all dimensions to find the best synchronization. It is compared to ordinary DTW, where a single dimension is used for aligning the series. Both one-dimensional and multidimensional.

DTW are also tested when derivatives instead of feature values are used for calculating the warp. MD-DTW performed best in finding a known ground truth

under noisy conditions. The algorithms were also used to perform simple classification of a set of 121 gestures. MD-DTW performed as well as better than any single dimension in all tasks. In general, DTW on feature derivatives gave better results than DTW on feature values.[10]

CHAPTER III RESEARCH METHODOLOGY

3.1 Research Methodology and Procedure



This chapter describes the research method and material in development alignment and extraction method.

3.1.1 To study the theory and method for alignment.

3.1.2 To study the theory and method for feature extraction.

3.1.3 To collect the images.

3.1.4 To analyze and design the prototype.

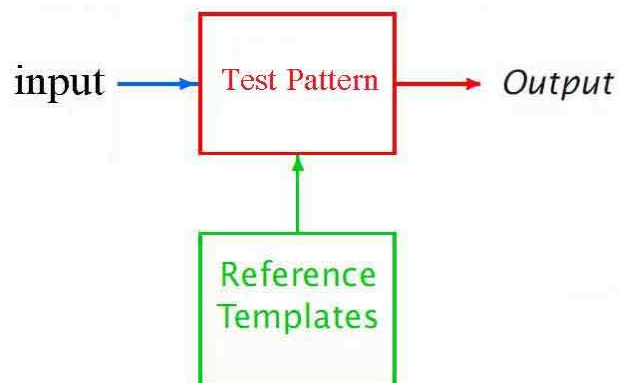
3.1.5 To create and develop the prototype.

3.1.6 To implement and test the prototype.

3.1.7 To evaluate the efficiency of prototype.

3.1.8 To conclude the result.

3.1.1 To study the theory and method for the alignment.



- Study theory for alignment method.
- Study theory for 2-d dynamic time warping.
- Develop methodology for alignment image.

3.1.2 To collect the images.

We use the prototype images for all our experiments. We make the template pattern images and test pattern different views for testing the system. The images are many different important locations.

3.1.3 To analyze and design the prototype.

- Define the input and output of system.
- Define the algorithm and operation of system.

3.1.4 To create and develop the prototype.

- Create and develop all algorithm and operation by MATLAB.

3.1.5 To implement and test the prototype.

- Testing sub-program.
- Testing whole program after testing sub-program.

3.1.6 To evaluate the efficiency of prototype.

Efficiency of prototype is performed by percent of accurate alignment images and feature collected.

3.1.7 To conclude the result.

Conclude the researched result if correctly in line with the objectives, present the idea in order to better the system and issue the research document.

3.2 Materials

3.2.1 Hardware

Personal Computer

- CPU : AMD Turion 64 x2 processor 1.6 GHz
- RAM : DDR 2048 MB
- Hard Disk : 120 GB
- Monitor : ACER
- Peripherals : Keyboard, Mouse, Printer, Diskette and CD-ROM Drive

3.2.2 Software

- Operating System : Microsoft Windows XP
- Programming Language : MATLAB
- Graphics : Adobe Photoshop
- Document : Microsoft word
- Presentation : Microsoft PowerPoint

3.3 Research Schedule

Activities	Time (Months)						
	1	2	3	4	5	6	7
1. Literature Review	■						
2. Data Preparation		■					
3. System Analysis			■				
4. System Design				■			
5. System Development					■		
6. Testing						■	
7. Conclude the results							■
8. Final thesis document							

CHAPTER IV

RESULTS

This chapter will describe the results of this research. It was about result of alignment method with dynamic time warping and feature extraction for medical image. There are the patient's pictures of digital mammography derived from Ramathibodi Hospital total 180 images from 45 patients to use in method.

4.1 Dynamic time warping

4.1.1 System overview

We attempt to apply the dynamic time warping to image alignment. In our experiment, we convert DICOM file to PNG file in the preprocessing step. We use dynamic time warping for an alignment and extract the feature with the template matching.

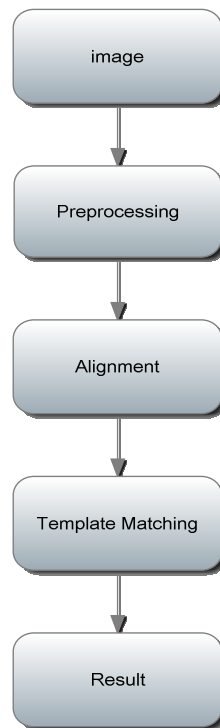


Figure 4.1 DTW methods for alignment and extract feature

4.1.2 Preprocessing

Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) is a standard for handling, storing, printing, and transmitting information in medical imaging. It includes a file format definition and a network communication protocol. The protocol that uses TCP/IP to communicate between systems. DICOM files can be exchanged between two entities that are capable of receiving image and patient data in DICOM format. It has large size before using into process. We need to convert it to to use in the process.

However, something indispensable for this research is the template provided by expert. In the preprocessing step, we must prepare template. Obtained from experts in the order.



Figure 4.2 Example of reference pattern

4.1.3 Alignment

Alignment that a result of dynamic time Warping (DTW). This demonstrates the heart of the data matched the data with each corresponding position. This will make us say that the different regions. Images were tested with the direct any templates. And will lead to the extraction processing stage.

The algorithm involves the distance matrix construction and the searching for optimum warping path. The minimum cumulative cost at the end of the warping

path becomes the DTW distance that can be view the distance measure between two time series sequences. For example, Two time series sequences, T and R of length m and n , can produce an $m \times n$ distance matrix, $D = \{d\}_{m \times n}$

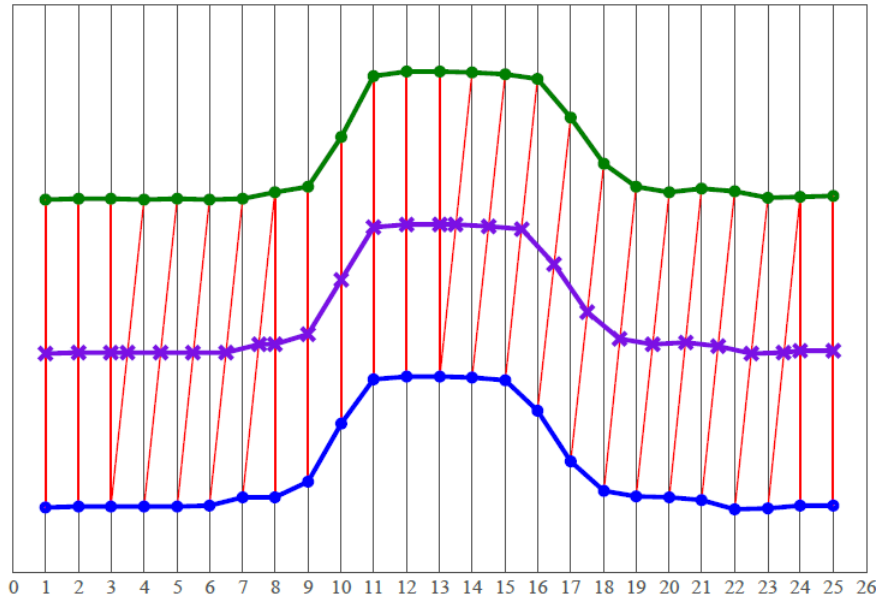


Figure 4.3 Warping path

We can find the optimum mapping path in DTW. It can be summarized in the following three steps:

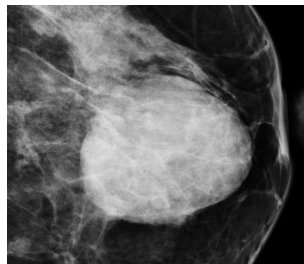
1. Optimum-value function: Define $D(i, j)$ as the DTW distance between $t(1:i)$ and $r(1:j)$, with the mapping path from $(1, 1)$ to (i, j) .
 2. Recursion: $D(i, j) = [t(i) - r(j)]^2 + \min\{D(i-1, j), D(i-1, j-1), D(i, j-1)\}$, with the initial condition $D(1, 1) = [t(1) - r(1)]^2$.
 3. Final answer: $D(m, n)$
- $T = [1, 1, 1, 2, \dots, 2, 3, 3, 2, 1]$; $R = [2, 1, 2, 3, \dots, 3, 2, 2, 1, 1]$;

1	1	2	6	10	...	11	12	12	12
2	1	2	6	10	...	11	12	12	12
3	1	2	6	10	...	11	12	12	12
3	2	1	2	3	...	3	3	4	5
3	3	1	2	3	...	3	3	4	5
4	7	2	1	1	...	2	3	7	8
5	8	3	1	1	...	2	3	7	11
5	6	3	2	2	...	1	1	2	3
6	5	4	6	6	...	2	2	1	1

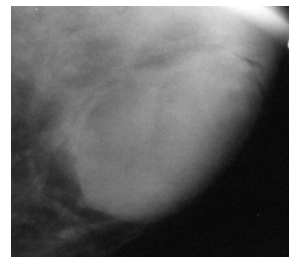
Figure 4.4 Warping distance

4.1.4 Feature extraction

In this step, we use template matching to match between the actual data model and template, which created or selected by experts. We can extract the properties of the breast before, the first thing to note that the decision of the doctors will consider briefly the following features.



(a)



(b)



(c)

Figure 4.5 Example of Feature

From the samples, we used a template to match the image of the patient and scored as percentage.

4.2 Test Result

The results of this research are the characteristic feature of which showed a similar reference pattern obtained from expert how much that performance.

Firstly, we will put Distance or Similarity as Performance index into a range of 0 and 1 or $[0, 1]$ in short. The process of transforming our index from its value into a range of 0 and 1 is called *normalization*. I will also briefly discuss about statistical normalization in this section. Suppose the dissimilarity index is in the range of $[d_{max}, d_{min}]$ and is not in the range of $[0, 1]$. We want to transform it into range of $[0, 1]$. Let us put notation d to the original dissimilarity and δ to the normalized dissimilarity. There are several ways to normalize an index. In principle, to aggregate a sequence of numbers into range of $[0, 1]$ we need to make them positive and divide with something that is bigger than the nominator. Using this principle, we can make use any inequality to normalize the index.

Statistic Normalization

$$\frac{X - \bar{X}}{S}$$

You have your data X then you minus with the mean of the data, \bar{X} , and divide this difference by the standard deviation, S , you will get another Z that has normal distribution with zero mean and unit variance (it is also called Standard Normal distribution, $N(0,1)$).

The Experiments result as shown in the following table.

Table 4.1 Example result

Number.	Feature	Performance
1	round	0.28
	oval	0.73
	lobular	0.32
	irregular	0
	Circumscribed	0.35
	Microlobulated	0.39
	Obscured	0.72
	Indistinct	0.35
	Spiculated	0.24
	Low density	0.66
	Equal density (isodense)	0.42
	High density	0.62

Table 4.1 Example result (Continue).

Number.	Feature	Performance
2	round	0.73
	oval	0.28
	lobular	0.32
	irregular	0.35
	Circumscribed	0.72
	Microlobulated	0.39
	Obscured	0.64
	Indistinct	0.53
	Spiculated	0.44
	Low density	0.62
	Equal density (isodense)	0.46
	High density	0.58

Number.	Feature	Performance
3	round	0.28
	oval	0.73
	lobular	0.32
	irregular	0
	Circumscribed	0.35
	Microlobulated	0.39
	Obscured	0.72
	Indistinct	0.35
	Spiculated	0.24
	Low density	0.66
	Equal density (isodense)	0.42
	High density	0.62

Table 4.1 Example result (Continue).

Number.	Feature	Performance
4	round	0.28
	oval	0.73
	lobular	0.32
	irregular	0.11
	Circumscribed	0.35
	Microlobulated	0.39
	Obscured	0.72
	Indistinct	0.35
	Spiculated	0.24
	Low density	0.66
	Equal density (isodense)	0.42
	High density	0.62

Number.	Feature	Performance
5	round	0.28
	oval	0.73
	lobular	0.32
	irregular	0
	Circumscribed	0.35
	Microlobulated	0.39
	Obscured	0.72
	Indistinct	0.35
	Spiculated	0
	Low density	0.66
	Equal density (isodense)	0.42
	High density	0.62

Table 4.1 Example result (Continue).

Number.	Feature	Performance
6	round	0.28
	oval	0.43
	lobular	0.32
	irregular	0.54
	Circumscribed	0.35
	Microlobulated	0.39
	Obscured	0.72
	Indistinct	0.35
	Spiculated	0.34
	Low density	0.42
	Equal density (isodense)	0.62
	High density	0.66

Number.	Feature	Performance
7	round	0.28
	oval	0.43
	lobular	0.32
	irregular	0.43
	Circumscribed	0.35
	Microlobulated	0.39
	Obscured	0.72
	Indistinct	0.35
	Spiculated	0.53
	Low density	0.66
	Equal density (isodense)	0.42
	High density	0.62

Table 4.1 Example result (Continue).

Number.	Feature	Performance
8	round	0.28
	oval	0.33
	lobular	0.32
	irregular	0.54
	Circumscribed	0.35
	Microlobulated	0.39
	Obscured	0.72
	Indistinct	0.35
	Spiculated	0.74
	Low density	0.55
	Equal density (isodense)	0.42
	High density	0.58

Number.	Feature	Performance
9	round	0.28
	oval	0.66
	lobular	0.32
	irregular	0.38
	Circumscribed	0.35
	Microlobulated	0.39
	Obscured	0.72
	Indistinct	0.35
	Spiculated	0.42
	Low density	0.46
	Equal density (isodense)	0.42
	High density	0.48

Table 4.1 Example result (Continue).

Number.	Feature	Performance
10	round	0.28
	oval	0.62
	lobular	0.32
	irregular	0.18
	Circumscribed	0.35
	Microlobulated	0.39
	Obscured	0.16
	Indistinct	0.35
	Spiculated	0.72
	Low density	0.56
	Equal density (isodense)	0.45
	High density	0.52

Number.	Feature	Performance
11	round	0.28
	oval	0.63
	lobular	0.32
	irregular	0.40
	Circumscribed	0.35
	Microlobulated	0.39
	Obscured	0.72
	Indistinct	0.35
	Spiculated	0.89
	Low density	0.66
	Equal density (isodense)	0.42
	High density	0.62

Table 4.1 Example result (Continue).

Number.	Feature	Performance
12	round	0.28
	oval	0.43
	lobular	0.32
	irregular	0.22
	Circumscribed	0.35
	Microlobulated	0.39
	Obscured	0.42
	Indistinct	0.35
	Spiculated	0.44
	Low density	0.66
	Equal density (isodense)	0.42
	High density	0.62

Number.	Feature	Performance
13	round	0.28
	oval	0.73
	lobular	0.32
	irregular	0.36
	Circumscribed	0.35
	Microlobulated	0.39
	Obscured	0.72
	Indistinct	0.35
	Spiculated	0.45
	Low density	0.66
	Equal density (isodense)	0.42
	High density	0.62

Table 4.1 Example result (Continue).

Number.	Feature	Performance
14	round	0.28
	oval	0.73
	lobular	0.32
	irregular	0.63
	Circumscribed	0.35
	Microlobulated	0.39
	Obscured	0.72
	Indistinct	0.35
	Spiculated	0.54
	Low density	0.66
	Equal density (isodense)	0.42
	High density	0.62

Number.	Feature	Performance
15	round	0.28
	oval	0.65
	lobular	0.32
	irregular	0.64
	Circumscribed	0.35
	Microlobulated	0.39
	Obscured	0.72
	Indistinct	0.35
	Spiculated	0.84
	Low density	0.66
	Equal density (isodense)	0.42
	High density	0.62

Table 4.1 Example result (Continue).

Number.	Feature	Performance
16	round	0.28
	oval	0.72
	lobular	0.32
	irregular	0.57
	Circumscribed	0.35
	Microlobulated	0.39
	Obscured	0.72
	Indistinct	0.35
	Spiculated	0.63
	Low density	0.66
	Equal density (isodense)	0.42
	High density	0.62

Number.	Feature	Performance
17	round	0.28
	oval	0.05
	lobular	0.32
	irregular	0.73
	Circumscribed	0.35
	Microlobulated	0.39
	Obscured	0.72
	Indistinct	0.35
	Spiculated	0.73
	Low density	0.66
	Equal density (isodense)	0.42
	High density	0.62

Table 4.1 Example result (Continue).

Number.	Feature	Performance
18	round	0.28
	oval	0.73
	lobular	0.32
	irregular	0.08
	Circumscribed	0.35
	Microlobulated	0.39
	Obscured	0.72
	Indistinct	0.35
	Spiculated	0.67
	Low density	0.66
	Equal density (isodense)	0.42
	High density	0.62

Number.	Feature	Performance
19	round	0.28
	oval	0.73
	lobular	0.32
	irregular	0.54
	Circumscribed	0.35
	Microlobulated	0.39
	Obscured	0.73
	Indistinct	0.35
	Spiculated	0.62
	Low density	0.42
	Equal density (isodense)	0.66
	High density	0.62

Table 4.1 Example result (Continue).

Number.	Feature	Performance
20	round	0.28
	oval	0.73
	lobular	0.32
	irregular	0
	Circumscribed	0.35
	Microlobulated	0.39
	Obscured	0.72
	Indistinct	0.35
	Spiculated	0
	Low density	0.66
	Equal density (isodense)	0.42
	High density	0.62

Number.	Feature	Performance
21	round	0.28
	oval	0.73
	lobular	0.32
	irregular	0
	Circumscribed	0.35
	Microlobulated	0.39
	Obscured	0.72
	Indistinct	0.35
	Spiculated	0
	Low density	0.66
	Equal density (isodense)	0.42
	High density	0.62

Table 4.1 Example result (Continue).

Number.	Feature	Performance
22	round	0.28
	oval	0.73
	lobular	0.32
	irregular	0
	Circumscribed	0.35
	Microlobulated	0.39
	Obscured	0.72
	Indistinct	0.35
	Spiculated	0
	Low density	0.66
	Equal density (isodense)	0.42
	High density	0.62

Number.	Feature	Performance
23	round	0.28
	oval	0.73
	lobular	0.32
	irregular	0
	Circumscribed	0.35
	Microlobulated	0.39
	Obscured	0.72
	Indistinct	0.35
	Spiculated	0
	Low density	0.66
	Equal density (isodense)	0.42
	High density	0.62

Table 4.1 Example result (Continue).

Number.	Feature	Performance
24	round	0.28
	oval	0.73
	lobular	0.32
	irregular	0
	Circumscribed	0.35
	Microlobulated	0.39
	Obscured	0.72
	Indistinct	0.35
	Spiculated	0
	Low density	0.66
	Equal density (isodense)	0.42
	High density	0.62

Number.	Feature	Performance
25	round	0.28
	oval	0.73
	lobular	0.32
	irregular	0
	Circumscribed	0.35
	Microlobulated	0.39
	Obscured	0.72
	Indistinct	0.35
	Spiculated	0
	Low density	0.66
	Equal density (isodense)	0.42
	High density	0.62

Table 4.1 Example result (Continue).

Number.	Feature	Performance
26	round	0.28
	oval	0.73
	lobular	0.32
	irregular	0
	Circumscribed	0.35
	Microlobulated	0.39
	Obscured	0.72
	Indistinct	0.35
	Spiculated	0
	Low density	0.66
	Equal density (isodense)	0.42
	High density	0.62

Number.	Feature	Performance
27	round	0.28
	oval	0.73
	lobular	0.32
	irregular	0.08
	Circumscribed	0.35
	Microlobulated	0.39
	Obscured	0.72
	Indistinct	0.35
	Spiculated	0.06
	Low density	0.66
	Equal density (isodense)	0.42
	High density	0.62

Table 4.1 Example result (Continue).

Number.	Feature	Performance
28	round	0.28
	oval	0.73
	lobular	0.32
	irregular	0.42
	Circumscribed	0.35
	Microlobulated	0.39
	Obscured	0.72
	Indistinct	0.35
	Spiculated	0.41
	Low density	0.66
	Equal density (isodense)	0.42
	High density	0.62

Number.	Feature	Performance
29	round	0.28
	oval	0.73
	lobular	0.32
	irregular	0
	Circumscribed	0.35
	Microlobulated	0.39
	Obscured	0.72
	Indistinct	0.35
	Spiculated	0
	Low density	0.66
	Equal density (isodense)	0.42
	High density	0.62

Table 4.1 Example result (Continue).

Number.	Feature	Performance
30	round	0.28
	oval	0.73
	lobular	0.32
	irregular	0
	Circumscribed	0.35
	Microlobulated	0.39
	Obscured	0.72
	Indistinct	0.35
	Spiculated	0
	Low density	0.66
	Equal density (isodense)	0.42
	High density	0.62

Number.	Feature	Performance
31	round	0.28
	oval	0.73
	lobular	0.32
	irregular	0
	Circumscribed	0.35
	Microlobulated	0.39
	Obscured	0.72
	Indistinct	0.35
	Spiculated	0
	Low density	0.66
	Equal density (isodense)	0.42
	High density	0.62

Table 4.1 Example result (Continue).

Number.	Feature	Performance
32	round	0.28
	oval	0.73
	lobular	0.32
	irregular	0.18
	Circumscribed	0.35
	Microlobulated	0.39
	Obscured	0.73
	Indistinct	0.35
	Spiculated	0.72
	Low density	0.66
	Equal density (isodense)	0.42
	High density	0.62

Number.	Feature	Performance
33	round	0.28
	oval	0.73
	lobular	0.32
	irregular	0.24
	Circumscribed	0.35
	Microlobulated	0.39
	Obscured	0.72
	Indistinct	0.35
	Spiculated	0.20
	Low density	0.66
	Equal density (isodense)	0.42
	High density	0.62

Table 4.1 Example result (Continue).

Number.	Feature	Performance
34	round	0.28
	oval	0.53
	lobular	0.32
	irregular	0.60
	Circumscribed	0.35
	Microlobulated	0.39
	Obscured	0.72
	Indistinct	0.35
	Spiculated	0.47
	Low density	0.62
	Equal density (isodense)	0.40
	High density	0.52

Number.	Feature	Performance
35	round	0.28
	oval	0.32
	lobular	0.37
	irregular	0.45
	Circumscribed	0.35
	Microlobulated	0.39
	Obscured	0.72
	Indistinct	0.35
	Spiculated	0.55
	Low density	0.46
	Equal density (isodense)	0.52
	High density	0.62

CHAPTER V

DISCUSSION

The purpose of this research is alignment image of medical image and extract feature by apply dynamic time warping algorithm. In performance comparison, we evaluate the performance of each algorithm in the 45 case, 180 testing data.

5.1 Data Collection

The raw medical images have a large size. Cause inconvenience to the process. As a result, raw medical data must be requiring data preprocessing that make the data more suitable for alignment.

By improving the collection of the data can reduce the problem of image size, resource used, time spent in the process the data

5.2 Alignment

Alignment is a result of dynamic time warping, representing the matching of each data point with the corresponding position. This is a key process to extract the desired features.

5.3 Feature extraction

Matching between the actual data and reference patterns or templates. Template may be created a draft by hand or selected by experts. Each template is a location to extract information out already. In this work, template matching is used dynamic time warping. The alignment is compared with the template of testing data.

5.4 Tool in the research

This research used Matlab. Developed by the MathWorks, Matlab allows matrix manipulation, implementation of algorithms, creation of user interfaces and interfacing with programs written in other languages. It can help to easy for development, researching and calculating.

5.5 Problem during researching

In the processing stage, we found that the recursive function use to many resource. We will be reduced the image size down and manage direction of recursive function flow.

CHAPTER VI

CONCLUSION AND RECOMMENDATION

6.1 Conclusion

This research proposed the dynamic time warping for alignment medical image. The results we find feature by compared between reference template and testing image. We found that the dynamic time warping method used to feature extraction because dynamic time warping is one of the tools, similarity measure. Particularly in the fields related to the processing time series. Results from the calculation used dynamic time warping is the distance between the measured time series and the alignment between the two time series.

6.2 Recommendation

Template matching can be used to extract the properties very well. However, there are important factors that determine the reference pattern. It will not only have reliable data. It can also check the alignment template to improve a better future.

REFERENCE

1. Gupta, L.; Molfese, D.L.; Tammana, R.; Simos, P.G., "Nonlinear alignment and averaging for estimating the evoked potential," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* , vol.43, no.4, pp.348-356, April 1996
2. Rath, T.M.; Manmatha, R., "Word image matching using dynamic time warping," *Computer Vision and Pattern Recognition, 2003. Proceedings. 2003 IEEE Computer Society Conference on* , vol.2, no., pp. II-521-II-527 vol.2, 18- 20 June 2003
3. Hansheng Lei; Govindaraju, V., "Direct Image Matching by Dynamic Warping," *Computer Vision and Pattern Recognition Workshop, 2004. CVPRW '04. Conference on* , vol., no., pp. 76-76, 27-02 June 2004
4. Kwantlen University College
URL: <http://www.angelfire.com/bc/nursinginformatcs/index.html>.
5. Mark Nixon.; Alberto Aguado., "Feature Extraction & Image Processing"
vol.,no.,pp. 183-185
6. Gregory Shakhnarovich.; Trevor Darrell.; Piotr Indyk., "Nearest-Neighbor Methods in Learning and vision"
7. George Xian, Zhiliang Zhu, Michael Hoppus, Michael Fleming. "APPLICATION OF DECISION-TREE TECHNIQUES TO FOREST GROUP AND BASAL AREA MAPPING USING SATELLITE IMAGERY AND FOREST." Raytheon Corporation, USGS EROS Data Center, 47914 252nd Street, Sioux Falls, SD 57198.
8. Digital Imaging and Communications in Medicine
URL: <http://medical.nema.org/>
9. Mori, K.; Ohira, M.; Obata, M.; Wada, K.; Toraichi, K., "A partial shape matching using wedge wave feature extraction," *Communications, Computers and Signal Processing, 1997. '10 Years PACRIM 1987-1997 - Networking the Pacific Rim'.1997 IEEE Pacific Rim Conference on* ,

vol.2, no., pp.835-838 vol.2, 20-22 Aug 1997

10. G.A. ten Holt, M.J.T. Reinders, E.A. Hendriks, Multi-dimensional dynamic time warping for gesture recognition, in: Annual Conference on the Advanced School for Computing and Imaging, 2007.

APPENDICES



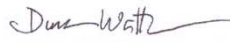
คณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลรามธิบดี มหาวิทยาลัยมหิดล
 ถนนพระราม 6 กทม. 10400
 โทร. (662) 354-7275, 201-1296 โทรสาร (662) 354-7233
Faculty of Medicine, Ramathibodi Hospital, Mahidol University
 Rama VI Road, Bangkok 10400, Thailand
 Tel. (662) 354-7275, 201-1296 Fax (662) 354-7233

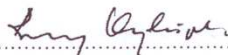
**Documentary Proof of Ethical Clearance Committee on Human Rights
 Related to Researches Involving Human Subjects
 Faculty of Medicine, Ramathibodi Hospital, Mahidol University**

MURA2010/196

Title of Project	Medical Image Alignment for Feature Extraction
Protocol Number	ID 04-53-35
Principal Investigator	Asst. Prof. Cholatip Wiratkapun, M.D.
Official Address	Department of Radiology Faculty of Medicine, Ramathibodi Hospital Mahidol University

The aforementioned project has been reviewed and approved by Committee on Human Rights Related to Researches Involving Human Subjects, based on the Declaration of Helsinki.

Signature of Secretary Committee on Human Rights Related to Researches Involving Human Subjects	 Prof. Duangrurdee Wattanasirichaigoon, M.D.
---	--

Signature of Chairman Committee on Human Rights Related to Researches Involving Human Subjects	 Prof. Boonsong Ongphiphadhanakul, M.D.
--	---

Date of Approval	April 28, 2010
------------------	----------------



คณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลรามาธิบดี มหาวิทยาลัยมหิดล
 ถนนพระราม 6 กทม. 10400
 โทร. (662) 354-7275, 201-1296 โทรสาร (662) 354-7233
Faculty of Medicine, Ramathibodi Hospital, Mahidol University
 Rama VI Road, Bangkok 10400, Thailand
 Tel. (662) 354-7275, 201-1296 Fax (662) 354-7233

ที่ จวก ๑๐๑๕/๒๕๕๓

คณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในคน

วันที่ ๑ มิถุนายน ๒๕๕๓

เรื่อง แจ้งผลการพิจารณาของคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในคน
 เรื่อง ผู้ช่วยศาสตราจารย์แพทย์หญิงชดทิพย์ วิริคพันธ์
 กางถึงโครงการวิจัยเรื่อง โปรแกรมสำหรับ feature extraction ภาพแมมโมแกรม
 หมายเลขโครงการวิจัย ID ๐๔-๕๓-๓๕ ๐

ในนามของคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในคน ผมขอแสดงความยินดีที่โครงการวิจัยดังกล่าวข้างต้นของท่านได้ผ่านการพิจารณาจากคณะกรรมการฯแล้ว

เพื่อให้สอดคล้องกับระเบียบปฏิบัติคณะแพทยศาสตร์โรงพยาบาลรามาธิบดี ว่าด้วยการศึกษาวิจัยและการทดลองในมนุษย์ พ.ศ. ๒๕๕๔ คณะกรรมการฯ ขอให้ท่านถือปฏิบัติโดยเป็นไปตามข้อแนะนำดังต่อไปนี้


๑. การดำเนินการวิจัยจะต้องเป็นไปตามโครงร่างวิจัยล่าสุดที่ผ่านการพิจารณาจากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในคนแล้ว
๒. การดำเนินการวิจัยจะต้องไม่เปลี่ยนแปลงโครงร่างวิจัยหรือมีการเปลี่ยนแปลงโครงร่างการวิจัยก่อนที่การแก้ไขเพิ่มเติมโครงร่างวิจัยนั้นจะได้รับการอนุมัติและเห็นชอบจากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในคนก่อน ยกเว้นในกรณีจำเป็นที่จะต้องกระทำไปก่อนเพื่อขจัดอันตรายเฉพาะหน้าที่เกิดขึ้นกับผู้ยินยอมคนให้ทำวิจัย
๓. ในกรณีที่มีการเปลี่ยนแปลงชื่อโครงการจากชื่อเดิมที่เสนอไว้ต่อคณะกรรมการฯ ต้องแจ้งข้อมูลมายังคณะกรรมการฯ เพื่อออกหนังสือรับรองให้เสมอ
๔. ผู้ยินยอมคนให้ทำวิจัยจะต้องได้รับเอกสารแจ้งข้อมูลคำแนะนำแก่ผู้ยินยอมคนให้ทำวิจัย (Patient/Participant Information Sheet) และลงนามในหนังสือยินยอม โดยได้รับการบอกกล่าวและเต็มใจ (Informed Consent Form) ก่อนเริ่มดำเนินการวิจัย
๕. ในเอกสารแจ้งข้อมูล/คำแนะนำแก่ผู้ยินยอมคนให้ทำวิจัย (Patient's Information Sheet) จะต้องพิมพ์ข้อความดังต่อไปนี้ด้วยทุกครั้ง

“ ถ้าท่านมีข้อข้องใจหรือมีความกังวลใจเกี่ยวกับวิธีดำเนินการวิจัยของโครงการวิจัยนี้ ท่านสามารถติดต่อได้ที่ ประธานกรรมการจริยธรรมการวิจัยในคน คณะแพทยศาสตร์โรงพยาบาลรามาธิบดีหน่วยจริยธรรมการวิจัยในคน ชั้น ๓ สำนักงานวิจัยคณะฯ อาคารวิจัยและสวัสดิการ โทรศัพท์ ๐๒-๒๖๑ ๑๕๕๔ ในเวลาราชการ ”

๖. ความลับของผู้ยินยอมคนให้ทำวิจัย จะต้องถูกปกปิดไว้ตลอดเวลา ยกเว้นถ้าเป็นคำสั่งตามกฎหมาย

สุดท้ายนี้ ขอให้โครงการวิจัยของท่านประสบผลสำเร็จตามความมุ่งหมายอันจะนำมาซึ่งความเจริญก้าวหน้าทางวิชาการ และเพื่อประโยชน์ของมนุษยชาติสืบต่อไป

ขอแสดงความนับถือ


 (ศาสตราจารย์แพทย์หญิง อังคิณีพิพัฒนกุล)
 ประธานกรรมการจริยธรรมการวิจัยในคน

APPENDIX B

Mammographic analysis according to BI-RADS

ผศ. พญ. ชลทิพย์ วีรัตกพันธ์

ศูนย์วินิจฉัยเต้านม ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์โรงพยาบาลรามาธิบดี

บทนำ

BI-RADS ย่อมาจาก Breast Imaging Reporting and Data System ซึ่งจัดทำโดย American College of Radiology (ACR) โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อให้การแปลผลและรายงานผลแมมโมแกรมของรังสีแพทย์เป็นไปในทิศทางเดียวกัน ลดความสับสนในการใช้คำบรรยายสิ่งตรวจพบ สื่อความหมายถึงแพทย์เจ้าของไข้ผู้ส่งตรวจว่าการตรวจพบสิ่งผิดปกติหรือไม่ และสิ่งผิดปกตินั้นมีโอกาสเป็นมะเร็งมากน้อยเพียงใด และแนะนำแนวทางในการดูแลรักษาผู้ป่วยรายนั้นๆ ต่อไป เช่น ติดตามผลระยะสั้น หรือ สมควรเจาะชิ้นเนื้อ นอกจากนี้ยังมีประโยชน์ในด้านการวิเคราะห์การทำงาน (audit) ของศูนย์เอกซเรย์เต้านมแต่ละแห่งอีกด้วย

สำหรับ BI-RADS ที่ใช้อยู่ในปัจจุบันเป็น 4th edition ซึ่งเสนอในปี 2003

Breast imaging lexicon

- จะแยกหัวข้อย่อยเป็น
- A. Masses
 - B. Calcifications
 - C. Architectural distortion
 - D. Special cases
 - E. Associated findings

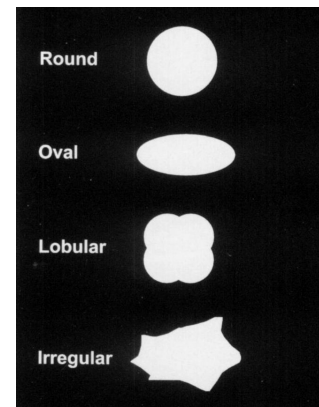
A. Masses

คำจำกัดความของ “Mass” คือ space-occupying lesion ที่เห็นในเอกซเรย์ 2 ภาพ ถ้าเห็นเพียงภาพใดภาพหนึ่งให้ใช้คำว่า “asymmetry” แทน

การประเมินรอยโรคที่เป็น Mass จะพิจารณาจาก 1.รูปร่าง (shape) 2. ขอบของก้อน (margin) และ 3. ความหนาแน่นของก้อน (density) โดยมีรายละเอียดดังนี้

1. รูปร่าง (shape)

- a. รูปกลม (round)
- b. รูปไข่ (oval)
- c. รูปหยัก (lobular)
- d. รูปร่างขรุขระ (irregular)



ภาพจากหนังสืออ้างอิง 1

2. ขอบของก้อน (margin)

a. ขอบเรียบ (circumscribed, well-defined, sharply-defined margin)

การวินิจฉัยว่าก้อนใดมีขอบเรียบ ต้องสามารถระบุได้ว่าขอบของก้อนเรียบเสมอกันอย่างน้อย 75% ของก้อน โดยคาดว่าส่วนที่เหลือถูกบดบัง (obscured) จากเนื้อเต้านมข้างเคียง ถ้ามีส่วนใดส่วนหนึ่งขอบไม่ชัด (indistinct) หรือขอบเป็นแฉก (spiculated) ให้จัดอยู่ใน 2 ประเภทหลัง ไม่ใช่ circumscribed

b. ขอบหยักตื้นๆ หลายอัน (microlobulated margin)

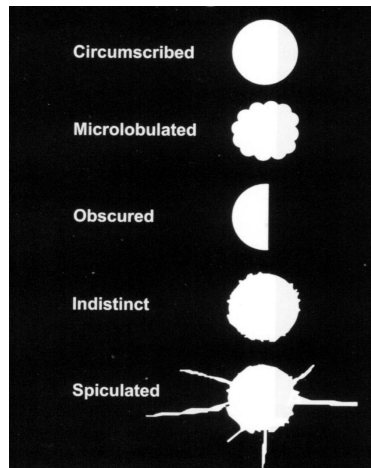
c. ขอบถูกบดบัง (obscured margin)

โดยขอบของก้อนถูกบดบังจากเนื้อเต้านมข้างเคียง ซึ่งจริงๆ แล้วขอบของก้อนน่าจะเรียบ (circumscribed)

d. ขอบไม่ชัด (indistinct, ill-defined margin)

ไม่สามารถระบุขอบของก้อนได้แน่ชัด เนื่องจากมีลักษณะ infiltration จากตัวก้อนเองไปยังเนื้อเต้านมข้างเคียง

e. ขอบเป็นแฉก (spiculated margin)



ภาพจากหนังสืออ้างอิง 1

3. ความหนาแน่นของก้อน (Density)

โดยพิจารณา x-ray attenuation ของรอยโรคเทียบกับเนื้อเต้านม (fibroglandular tissue)

หัวข้อนี้มีความสำคัญไม่ยิ่งหย่อนไปกว่ารูปร่างและขอบของก้อนในการประเมินว่าก้อนที่ตรวจพบ มีโอกาสเป็นมะเร็งมากน้อยเพียงใด เนื่องจากมะเร็งเต้านมมักมี density เท่ากับ หรือสูงกว่าเนื้อเต้านม นอกจากนี้มะเร็งเต้านมจะไม่มีไขมันแทรกอยู่ ดังนั้นจะไม่เห็นบริเวณที่มี radiolucent ภายในก้อน

การแปลผล density ของก้อน จะแยกเป็น

- a. High-density
- b. Equal density (isodense)
- c. Low density แต่ไม่ใช่ fat-containing
- d. Fat-containing radiolucent

โดยรวมรอยโรคที่เป็นไขมัน ได้แก่ Oil Cyst, lipoma, galactocele และ รอยโรคที่ผสมระหว่างก้อนกับไขมัน ได้แก่ hamartoma หรือที่เรียกอีกชื่อว่า

fibroadenolipoma รอยโรคใดก็ตามที่มีลักษณะ radiolucent เนื่องจากมีไขมันเป็นส่วนประกอบจะจัดอยู่ในกลุ่ม benign mass

B. Calcifications

การแปลผล calcifications จะพิจารณาจากรูปร่างลักษณะ (morphology) และการกระจายตัว (distribution) ยิ่งหินปูนมีขนาดใหญ่ยิ่งไม่ใช่มะเร็ง เนื่องจากหินปูนที่เกี่ยวข้องกับมะเร็งเต้านมจะมีต้นกำเนิดมาจากท่อน้ำนม โดยเฉพาะบริเวณท่อน้ำนมส่วนปลายที่เรียกว่า Terminal ductal lobular unit (TDLU) ซึ่งมีขนาดเล็ก

ในการรายงานผล ถ้ามั่นใจว่า calcifications นั้นไม่ใช่มะเร็งอย่างแน่นอน อาจไม่จำเป็นต้องระบุรายละเอียดในใบรายงานผลก็ได้ เช่น เห็น round calcifications เพียง 1-2 จุด

ถ้าพบ vascular calcifications โดยเฉพาะในสตรีอายุน้อยกว่า 50 ปี ต้องระวังความเสี่ยงที่อาจเกิด coronary artery disease ได้

Calcifications แบ่งตาม โอกาสที่จะเป็นมะเร็งเต้านมดังนี้

1. ไม่ใช่มะเร็งเต้านมอย่างแน่นอน (Typically benign)
2. ก้ำกึ่งว่าอาจเป็นมะเร็ง (Intermediate concern, suspicious calcifications)
3. มีโอกาสสูงที่จะเป็นมะเร็ง (Higher probability of malignancy)

1. กลุ่มที่ไม่เป็นมะเร็งเต้านมอย่างแน่นอน (Typically benign) ได้แก่ calcifications ที่มีลักษณะดังต่อไปนี้

a. Skin calcifications: มักมีลักษณะ lucent-centered อาจมีรูปร่างเป็นเหลี่ยม (polygonal shape) มักพบที่ inframammary fold, parasternum, รักแร้ (axilla) และลานหัวนม (areola)

Tangential view จะช่วยยืนยันว่า calcification นี้อยู่ที่ผิวหนัง

b. Vascular calcifications: เห็น calcifications ลักษณะเหมือนรางรถไฟ ไปตามขอบด้านข้างของ tubular structure ซึ่งเป็น calcified artery ที่เกิดในชั้น Tunica media

c. Coarse หรือ “Popcorn-like” calcifications: calcifications นี้มักมีขนาดใหญ่ (>2-3 มิลลิเมตร) มีลักษณะรูปร่างคล้ายข้าวโพดคั่ว เกิดใน involuting fibroadenoma

d. Large Rod-like calcifications: calcification ลักษณะนี้จะเกิดใน ductal ectasia เห็นเป็นเส้นยาวต่อกัน ขนาดมักมากกว่าหรือเท่ากับ 1 มิลลิเมตร อาจมีตรงกลางที่ lucent เนื่องจาก calcifications อยู่เฉพาะที่ผนังของท่อน้ำนม หรือเป็นเส้นทึบทั่วทั้งเส้นจาก calcified secretion ในท่อน้ำนมที่ขยายตัว (ectatic ducts) การเรียงตัวจะไปตามการเรียงตัวของท่อน้ำนม คือเป็นรัศมีออกจากหัวนม อาจแตกกิ่งก้านสาขาไปตามท่อน้ำนม และมักเป็นทั้ง 2 ข้าง secretory calcifications เช่นนี้ มักพบในสตรีอายุมากกว่า 60 ปี

e. Round calcification: calcifications ลักษณะนี้ถ้ามีการกระจายตัวทั่ว ๆ ทั่วเต้านม (scattered) ยิ่งไม่ใช่มะเร็ง ถ้ามีขนาดเล็กกว่า 1 มิลลิเมตร มักอยู่ใน acini ของ lobules ถ้า round calcifications มีขนาดเล็กกว่า 0.5 มิลลิเมตร จะเรียกว่า “Punctate” ในกรณีที่เป็น isolated cluster of punctuate calcifications จำเป็นต้องติดตามผลระยะสั้น หรืออาจต้องเจาะชิ้นเนื้อ (biopsy) ถ้าเป็น calcifications ที่เกิดขึ้นใหม่ หรืออยู่ในเต้านมข้างเดียวกับที่เคยรักษามะเร็งเต้านมมาก่อน

f. Lucent-centered calcifications: calcifications ลักษณะเช่นนี้ มีขนาดแตกต่างกันได้มาก อาจเกิดได้จาก fat necrosis หรือ calcified debris ในท่อน้ำนม ขอบของ calcifications จะหนากว่า calcifications แบบ “rim” หรือ “eggshell”

g “Eggshell” or “Rim” calcifications: เป็น calcifications ที่จับเฉพาะที่ขอบเป็นเส้นบาง ๆ ไม่เกิน 1 มิลลิเมตร มีรูปร่างกลม สาเหตุมักเป็นจาก fat necrosis หรือ calcifications ที่ผนังของถุงน้ำ (cyst)

h. Milk of calcium calcifications: เป็นการตกตะกอนของ calcifications ใน macro หรือ microcysts ใน CC view จะเห็นเป็นรูปร่างกลมเป็นปื้น ๆ (fuzzy) ในท่า 90° Lateral จะเห็นเป็นรูปพระจันทร์เสี้ยว (semilunar, crescent shaped, curvilinear) อยู่ด้านล่างของ cysts Milk of calcium นี้เป็น calcifications ชนิดเดียวที่มีการเปลี่ยนรูปร่างในภาพแมมโมแกรม 2 ภาพที่ตั้งฉากกัน (CC และ 90° Lateral)

i. Suture calcifications: เป็น calcifications ที่จับที่ปมด้าย หรือด้ายที่หลงเหลือจากการผ่าตัด

j. Dystrophic calcifications: พบในเต้านมภายหลังการฉายรังสีรักษา หรือเกิดตามหลังการบาดเจ็บ (trauma) ของเต้านม มักมีรูปร่างขรุขระไม่เรียบ และมีขนาดใหญ่กว่า 0.5 มิลลิเมตร และมักมี lucent centers

2. Calcifications ที่กังวลว่าอาจเป็นมะเร็ง (Intermediate concern, suspicious calcifications) มี 2 ประเภท คือ

a. Amorphous หรือ Indistinct calcifications: calcifications เช่นนี้ จะมีขนาดเล็ก คูฟัวๆ (hazy) ที่ไม่สามารถระบุรูปร่างลักษณะที่เฉพาะเจาะจงได้ ถ้ามีการกระจายตัวทั่ว ๆ เต้านม (scattered) จะไม่ใช่มะเร็ง แต่ถ้าการกระจายตัวเป็นลักษณะ Clustered , regional, linear หรือ segmental จำเป็นต้องทำการเจาะชิ้นเนื้อ (biopsy)

b. Coarse heterogeneous calcifications: จะเป็น calcifications ที่มีลักษณะขรุขระ ขนาดมากกว่า 0.5 มิลลิเมตร และมักจะรวมตัวกัน แต่ขนาดไม่ใหญ่เท่า dystrophic calcifications, calcifications ชนิดนี้ พบได้ทั้งในภาวะที่ไม่ใช่มะเร็งและเกี่ยวข้องกับมะเร็ง ภาวะที่ไม่ใช่มะเร็ง เช่น fibrosis, fibroadenomas หรือ การบาดเจ็บของเต้านม ซึ่งถ้าเป็นจากสาเหตุที่ไม่ใช่มะเร็ง จะเป็นจาก evolving dystrophic calcifications

3. Calcifications ที่มีโอกาสสูงที่จะเป็นมะเร็ง (Higher probability of malignancy): calcifications ที่จัดอยู่ในกลุ่มนี้ มี 2 ประเภท คือ

a. Fine pleomorphic calcifications: เป็น calcifications รูปร่างขรุขระที่แต่ละอัน มีความแตกต่างกันทั้งขนาดและรูปร่าง มักมีขนาดเล็กกว่า 0.5 มิลลิเมตร

b. Fine linear หรือ Fine-linear branching calcifications: มักเป็นเส้นขนาด ๆ ไม่ต่อเนื่องกัน มีความกว้างน้อยกว่า 0.5 มิลลิเมตร ซึ่งเป็น calcifications ที่อยู่ในท่อน้ำนมที่เป็นมะเร็ง

Distribution modifiers

ใช้บรรยายการกระจายตัวของ calcifications โดยแบ่งออกเป็น

a . Diffuse/Scattered:

มีการกระจายตัว ๆ ทั้งเต้านม punctate และ amorphous calcifications ที่มีการกระจายตัวลักษณะนี้ไม่ใช่มะเร็ง (benign) และมักเป็นที่เต้านมทั้งสองข้าง

b. Regional:

การกระจายตัวของ calcifications อยู่ทั่ว ๆ ในเนื้อเต้านมปริมาณมากกว่า 2 cc. และไม่ไปตามการเรียงตัวของท่อน้ำนม (duct distribution) ถ้าเป็นทั้ง quadrant หรือ มากกว่าหนึ่ง quadrant มักไม่ใช่มะเร็ง อย่างไรก็ตามต้องดูลักษณะรูปร่าง (morphology) ของ calcifications แต่ละอันประกอบด้วย

c. Grouped or clustered:

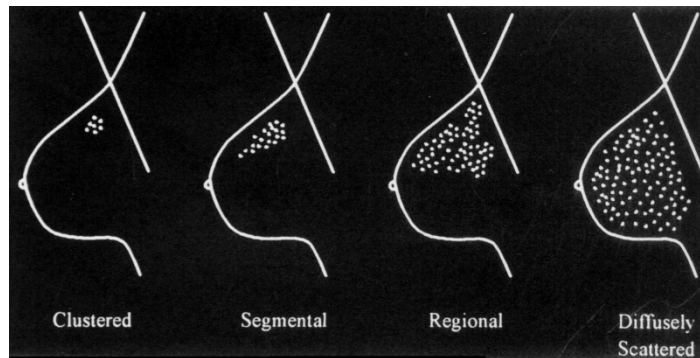
ใช้บรรยาย calcifications อย่างน้อย 5 จุด ในเนื้อเต้านมปริมาณน้อยกว่า 1 cc

d. Linear:

calcification มีการเรียงตัวตามแนวเส้น ซึ่งทำให้น่าสงสัยต่อมะเร็งเนื่องจากแสดงถึงการเรียงตัวไปตามท่อน้ำนม

e. Segmental:

calcifications ที่มีการเรียงตัวลักษณะนี้น่าสงสัยที่จะเป็นมะเร็ง เนื่องจากเรียงตัวตามสาขาของท่อน้ำนม อย่างไรก็ตามภาวะที่ไม่ใช่มะเร็ง เช่น secretory calcifications อาจมีการเรียงตัวเช่นนี้ได้ แยกกันโดยดูจากรูปร่างลักษณะของ calcifications เช่น ถ้ามีลักษณะเรียบต่อเนื่องกัน น่าจะเป็น secretory calcification ส่วน malignant calcifications มักเป็นเส้นแตกหัก ไม่เรียบสม่ำเสมอ



C. Architectural distortion

คือการที่เนื้อเต้านมมีการบิดเบี้ยวหรือย่น โดยที่ไม่แสดงลักษณะของ mass อย่างแน่ชัด แต่อาจพบ mass , asymmetry หรือ calcifications ร่วมด้วย ถ้าไม่มีประวัติได้รับบาดเจ็บหรือผ่าตัดเต้านมจำเป็นต้องทำการเจาะชิ้นเนื้อ เนื่องจาก architectural distortion อาจมีสาเหตุมาจากมะเร็งหรือ radial scar

D. Special case

1. Asymmetric tubular structure/ solitary dilated duct

มี density ลักษณะเป็นท่อซึ่งไปตามแนวของท่อน้ำนม เกิดจากท่อน้ำนมมีการขยายตัว ในกรณีที่ไม่มีความผิดปกติอื่นร่วมด้วย ลักษณะ tubular structure นี้มักไม่ใคร่มีความสำคัญ

2. Intramammary lymph node

ลักษณะต่อมน้ำเหลืองในเต้านมปกติจะมีรูปร่างคล้ายไต (reniform) จะมี radiolucent notch จากไขมันที่ hilum มักมีขนาด 1 เซนติเมตรหรือเล็กกว่า พบบ่อยที่ด้าน lateral หรือ upper ของเต้านม

3. Global asymmetry

Asymmetric breast tissue จะเทียบระหว่างบริเวณเดียวกันของเต้านมสองข้าง แสดงถึงปริมาณของเต้านมที่มากกว่า จะต้องไม่มี mass, architectural distortion หรือ suspicious calcifications โดยทั่วไป global asymmetric breast tissue มักเป็น normal variation แต่จะมีความสำคัญถ้าคลำพบความผิดปกติจากการตรวจเต้านมทางคลินิกร่วมด้วย

4. Focal asymmetry

พบ asymmetry ที่มีรูปร่างคล้ายกันในภาพเอกซเรย์ 2 ท่า แต่ไม่สามารถระบุขอบเขตได้แน่ชัดทำให้ไม่เหมือน mass อาจเกิดจากเนื้อเต้านมไม่เท่ากันเป็นหย่อม โดยเฉพาะถ้าเห็นไขมันแทรกอยู่ (interspersed fat) ลักษณะเช่นนี้จำเป็นต้องมีการตรวจเพิ่มเติมเพื่อยืนยันว่าเป็นเพียงเนื้อเต้านม เช่น กดเต้านมขยายเฉพาะจุด หรือตรวจอัลตราซาวด์

E. Associated findings

1. **Skin retraction:** มีการหดดึงรั้งของผิวหนังเฉพาะที่
2. **Nipple retraction:** หัวนมถูกดึงรั้งเข้ามา ถ้าเป็นทั้งสองข้างและเป็นมานาน โดยที่ไม่มีคามผิดปกติอื่นๆร่วมด้วย nipple retraction นี้ไม่เกี่ยวข้องกับมะเร็ง
3. **Skin thickening:** อาจเป็นเฉพาะที่ (focal) หรือเป็นทั่วทั้งเต้านม (diffuse) โดยผิวหนังหนากว่า 2 มิลลิเมตร
4. **Trabecular thickening:** Fibrous septum ของเต้านมหนาขึ้น
5. **Skin lesion:** จะระบุในการแปลผลเมื่อเห็นในภาพเอกซเรย์เต้านมทั้ง 2 ท่า ซึ่งอาจทำให้เข้าใจผิดได้ว่าเป็นรอยโรคที่อยู่ในเต้านม สามารถยืนยันว่าอยู่ที่ผิวหนัง โดยการติด marker ที่รอยโรคบริเวณผิวหนังดังกล่าว
6. **Axillary adenopathy:** ถ้าต่อมน้ำเหลืองที่รักแร้ มีความผิดปกติได้แก่ ขนาดใหญ่มากกว่า 2 เซนติเมตร, ไม่มี fatty hilum จำเป็นต้องระบุในการแปลผลให้มีการตรวจทางคลินิก และตรวจเพิ่มเติมอื่นๆ ตามความเหมาะสม
7. **Architectural distortion:** นอกจากระบุเป็นการตรวจพบเดี่ยวๆ ยังเป็นการตรวจพบที่พบร่วมกับความผิดปกติอื่น ๆ เช่น mass, calcifications
8. **Calcifications:** นอกจากเป็นสิ่งตรวจพบเดี่ยวๆ ยังเป็นการตรวจพบร่วมกับความผิดปกติอื่นๆ เช่น mass, architectural distortion

Assessment Categories

ในการสรุปผลแมมโมแกรม BI-RADS จะแบ่งเป็นการประเมินยังไม่เสร็จสมบูรณ์ (Category 0) และการประเมินครบถ้วนสมบูรณ์แล้ว (Categories 1, 2, 3, 4, 5 และ 6) การประเมินที่ยังไม่เสร็จสมบูรณ์จำเป็นต้องมีการตรวจเอกซเรย์ภาพอื่นเพิ่มเติม, ใช้แมมโมแกรมเก่าเพื่อนำมาเปรียบเทียบ หรือใช้อัลตราซาวด์ ตลอดจน MRI ถ้าการตรวจเพิ่มเสร็จเรียบร้อยแล้ว จะจัด category อยู่ในกลุ่มที่การประเมินครบถ้วนสมบูรณ์แล้ว

การแปลผลของแมมโมแกรมและอัลตราซาวด์จะรวมอยู่ในรายงานฉบับเดียวกัน โดยอยู่คนละย่อหน้า และจะสรุปรวมกันในตอนท้าย การจัด category จะใช้ชั้นที่น่าสงสัยมะเร็งมากกว่าเป็นหลัก ตัวอย่างเช่น ถ้าเต้านมข้างหนึ่งจัดเป็นกลุ่มที่น่าจะ benign แต่อีกข้างจัดอยู่ในกลุ่มที่สงสัยมะเร็ง (category 4) ในการสรุปผลจะจัดให้อยู่ใน Category 4 : suspicious abnormality หรืออีกตัวอย่าง เต้านมข้างหนึ่งจำเป็นต้องได้รับการทำคลื่นความถี่สูงแต่ผู้ป่วยยังไม่ได้ทำ (category 0) ส่วนอีกข้างจัดอยู่ในกลุ่มน่าจะ benign (category 3) การสรุปผลในกรณีนี้จะใช้ Category 0

ในกรณีที่การตรวจร่างกายพบความผิดปกติ แต่ไม่พบความผิดปกติจากการตรวจทางรังสี การสรุปผลจะอิงตามสิ่งที่พบจากการตรวจทางรังสี ไม่ใช่จากการตรวจร่างกาย ตัวอย่างเช่น ศัลยแพทย์ตรวจพบก้อน แต่แมมโมแกรมและอัลตราซาวด์ไม่พบก้อนดังกล่าว ในกรณีนี้ จะจัดอยู่ใน BI-RADS 1 ถึงแม้พบความผิดปกติจากการตรวจร่างกาย

a. การประเมินโดยใช้แมมโมแกรมยังไม่สมบูรณ์ (Mammographic assessment is incomplete)

Category 0

-จำเป็นต้องมีการถ่ายเอกซเรย์เพิ่มเติมและ/หรือใช้แมมโมแกรมที่เคยทำก่อนหน้านี้เพื่อใช้เปรียบเทียบ

มีสิ่งตรวจพบที่จำเป็นต้องมีการถ่ายเอกซเรย์เพิ่มเติม หัวข้อนี้จะใช้กรณีที่เป็นการตรวจคัดกรองเท่านั้น (screening) การถ่ายเอกซเรย์เพิ่มเติมอาจรวมถึง การกดเนื้อเต้านมแล้วถ่ายภาพเฉพาะจุด

(spot compression) การถ่ายภาพขยาย (magnification) , การถ่ายภาพแมมโมแกรมพิเศษอื่น ๆ และ การใช้คลื่นเสียงความถี่สูง (ultrasound)

ถ้าการตรวจพบสิ่งผิดปกติที่ไม่ใช่ benign finding อาจจำเป็นต้องใช้การเปรียบเทียบกับแมมโมแกรมที่เคยทำก่อนหน้านี้ รังสีแพทย์จะเป็นผู้ประเมินว่ามีความจำเป็นในการตามแมมโมแกรมเก่ามาเปรียบเทียบกับมากน้อยเพียงใด Category 0 จะใช้ในกรณีที่ต้องการแมมโมแกรมเก่ามาเปรียบเทียบกับแต่ยังไม่สามารถหาได้ในขณะนั้น

b. การประเมินโดยใช้แมมโมแกรมสมบูรณ์ครบถ้วน – Final categories

Category 1: Negative

ไม่พบสิ่งผิดปกติใดเลย เต้านมสมมูลกันทั้ง 2 ข้าง ไม่มีก้อนเนื้อ(mass), การบิดเบี้ยวของเนื้อเต้านม (architectural distortion) หรือ calcifications ที่สงสัยว่าเป็นมะเร็ง

Category 2: Benign finding(s) - Negative

สิ่งตรวจพบไม่ใช่มะเร็ง (benign finding (s)) เหมือน category 1 ยังจัดเป็นการประเมินกลุ่ม “ปกติ” แต่ผู้แปลผลต้องการบรรยายสิ่งตรวจพบที่ไม่ใช่มะเร็ง กลุ่มต่อไปนี้สามารถบอกได้ว่าไม่ใช่มะเร็งอย่างแน่นอน ได้แก่ involuting, calcified fibroadenomas, calcifications ใน secretory disease, กลุ่มพยาธิสภาพที่มีไขมันเป็นส่วนประกอบ เช่น oil cysts, lipomas, galactocele และ hamartomas รวมถึง ต่อมน้ำเหลืองในเต้านม (intramammary lymph nodes), vascular calcification, วัสดุเสริมเต้านม (Implants) หรือการบิดเบี้ยวของเนื้อเต้านมที่เกิดจากการผ่าตัด (architectural distortion related to prior surgery)

Category 3: Probably benign finding- Initial short interval follow-up is suggested

น่าจะเป็น Benign Finding - ให้ติดตามผลการตรวจในระยะสั้น

การใช้ category 3 นี้ใช้ได้เฉพาะกรณีที่แทบจะไม่มีโอกาสเป็นมะเร็งเลย (น้อยกว่า 2%) ไม่ใช่กลุ่มที่กำกั่งระหว่าง benign กับมะเร็ง (indeterminate category for malignancy) ก่อนที่จะจัด

อยู่ใน category 3 ต้องมีการตรวจแมมโมแกรมให้ครบถ้วน เช่น การถ่ายภาพคัดเฉพาะที่และ/หรือ การใช้คลื่นเสียงความถี่สูง

สิ่งตรวจพบที่จัดอยู่ในกลุ่มนี้ได้แก่

1. Nonpalpable, circumscribed mass on a baseline mammogram ยกเว้นถุงน้ำ (cyst), ต่อมน้ำเหลืองในเต้านม (intramammary lymph node) และ benign finding อื่น ๆ
2. Focal asymmetry ที่เมื่อทำการกดเฉพาะที่ (spot compression) แล้วมีรูปร่างบาง (thin)
3. Cluster of round (punctuate) calcifications ซึ่งกรณีนี้รังสีแพทย์บางท่านอาจจัดอยู่ใน category 2 การติดตามผลจะแนะนำให้ทำแมมโมแกรมเต้านมข้างนั้นใน 6 เดือนถัดไป (ภาคผนวก) ถ้าสิ่งตรวจพบนั้นอยู่คงที่ แนะนำให้ทำแมมโมแกรมทั้ง 2 ข้างในอีก 6 เดือนถัดไป (12 เดือนหลังจากแมมโมแกรมครั้งแรก) ถ้าไม่มีการเปลี่ยนแปลงให้ใช้ category 3 คงเดิม และแนะนำให้ตรวจแมมโมแกรมทั้ง 2 ข้างในอีก 12 เดือนถัดไป (24 เดือนหลังทำแมมโมแกรมครั้งแรก) ถ้ายังคงไม่เปลี่ยนแปลง ให้จัดเป็น category 2 หรือ 3 ก็ได้ ถ้าติดตามผลประมาณ 2-3 ปี และยังคงไม่เปลี่ยนแปลง สามารถเปลี่ยนไปใช้ category 2 แต่ชนิดของการตรวจมักจะอยู่ในกลุ่มวินิจฉัย (diagnostic) แทนที่จะเป็นการตรวจคัดกรอง (screening) เช่น ยังคงต้องใช้การกดเฉพาะที่ในการติดตามผล

ในบางราย รังสีแพทย์อาจเห็นว่า category 3 ที่ติดตามผลที่ 6, 12 และ 24 เดือนเป็นการตรวจพบที่ปกติ ก็สามารถเปลี่ยน category เป็น 1 ดังนั้นการจัด category จะขึ้นอยู่กับรังสีแพทย์ที่อ่านแมมโมแกรมครั้งนั้นเห็นว่าเหมาะสม

ในบางครั้งสามารถเจาะชิ้นเนื้อตรวจกรณีที่ผู้ป่วยหรือแพทย์ผู้ดูแลมีความกังวล หรือไม่มั่นใจว่าจะไม่มีมะเร็งระหว่างการติดตามผล กรณีนี้การจัด category จะขึ้นกับความถี่ต่อมะเร็งไม่ได้ขึ้นกับการรักษาที่ผู้ป่วยได้รับ กล่าวคือ ถึงแม้มีการเจาะชิ้นเนื้อ ก็ยังจัดเป็น category 3 แทนที่จะเป็น 4

สำหรับอัลตราซาวด์ พยาธิสภาพที่จัดอยู่ในกลุ่มน่าจะเป็น benign ได้แก่ complicated cyst ที่คลำไม่ได้ จากการศึกษาพบว่าถ้าเป็น hypoechoic solid masses ที่ขอบเรียบ, รูปร่างเป็นรูปไข่และคลำไม่ได้ โอกาสที่จะเป็นมะเร็งพบน้อยกว่า 2% microcyst ที่มารวมเป็นกลุ่ม (clustered microcysts) ก็สามารถจัดอยู่ใน Category 3 ได้

การใช้ category 3 อย่างเหมาะสมจำเป็นต้องมีการประเมินผล (audit) การอ่านของรังสีแพทย์แต่ละท่านด้วย ถ้าใช้ category นี้ในแมมโมแกรมโอกาสที่เป็นมะเร็งควรน้อยกว่า 2% สำหรับคลื่นความถี่สูงถึงแม้การศึกษาข้อมูลยังไม่มาก แต่โอกาสที่จะเป็นมะเร็งก็ควรน้อยกว่า 2% เช่นกัน สำหรับ MRI ยังไม่มีการศึกษาการจัดกลุ่มสิ่งตรวจพบเป็น category 3 และยังไม่แน่ชัดว่า Category 3 จาก MRI มีโอกาสเป็นมะเร็งมากน้อยเพียงใด

การติดตามผลระยะสั้นนี้ ถึงแม้พบวาร์รอยโรคที่ติดตามอยู่เป็นมะเร็ง ก็ไม่ควรมีการเปลี่ยนแปลงของระยะของมะเร็ง (staging) และการพยากรณ์โรค (prognosis) ระหว่างการติดตามผล

Category 4: Suspicious abnormality- Biopsy should be considered

ใช้กับการตรวจพบที่ต้องทำหัตถการต่อ ไม่ว่าจะเป็นการเจาะตรวจน้ำ (aspiration) จาก complicated cysts จนถึงตรวจชิ้นเนื้อ (biopsy) ของ pleomorphic calcifications เนื่องจากสิ่งตรวจพบที่จัดอยู่ใน category นี้กว้างมาก จึงแยกย่อยเป็น 4A, 4B และ 4C

Category 4 A

ใช้ในกรณีที่สิ่งตรวจพบจำเป็นต้องทำหัตถการเพิ่มเติม แต่สงสัยว่าจะเป็นมะเร็งน้อย (low suspicion for malignancy) ไม่คาดหวังว่าผลชิ้นเนื้อหรือผลเซลล์วิทยาจะเป็นมะเร็ง และถ้าผลออกมาเป็น benign สามารถใช้การติดตามผล 6 เดือน หรือ 1 ปีถัดไป ตัวอย่างสิ่งตรวจพบที่จัดอยู่ในหัวข้อนี้ เช่น ก้อนเนื้อที่คลำได้ (palpable), มีขอบเขตบางส่วนชัดเจน (partially circumscribed) ร่วมกับคลื่นเสียงความถี่สูงเข้าได้กับ fibroadenoma หรือ complicated cyst /palpable abscess

Category 4 B

รวมสิ่งตรวจพบที่ก้ำกึ่งว่าจะเป็นมะเร็ง (intermediate suspicion of malignancy) จำเป็นต้องติดตามทางรังสีอย่างใกล้ชิดและเทียบเคียงกับพยาธิวิทยา ถ้าผลชิ้นเนื้อเป็น benign และจะใช้การติดตามผล จะต้องเทียบความผิดปกติที่เห็นในแมมโมแกรมกับผลชิ้นเนื้อ (concordance) ตัวอย่างเช่น ก้อนเนื้อที่ขอบเขตบางส่วนเรียบและบางส่วนขอบไม่ชัด (partially circumscribed, partially indistinctly marginated mass) ผลชิ้นเนื้อเป็น fibroadenoma หรือ fat necrosis ก็ยังสามารถยอมรับได้ แต่ถ้าผลชิ้นเนื้อออกมาเป็น papilloma จำเป็นต้องทำ excisional biopsy ต่อไป

Category 4 C

รวมถึงตรวจพบที่ moderate concern แต่ไม่ใช่ลักษณะเฉพาะ (classic) ของมะเร็ง ตัวอย่างเช่น ก้อนเนื้อที่ขอบเขตขรุขระ (ill-defined, irregular solid mass) หรือ cluster of fine pleomorphic calcifications ที่เกิดขึ้นใหม่ ผลชิ้นเนื้อคาดว่าจะป็นมะเร็ง

การแบ่งย่อยของ category 4 จะกระตุ้นให้พยาธิแพทย์พยายามเสาะหาส่วนที่เป็นมะเร็งจากชิ้นเนื้อที่ได้ผลเป็น benign ใน category 4C และเพิ่มความเข้าใจต่อแพทย์ผู้ดูแลผู้ป่วยในการส่งผู้ป่วยติดตามผลหลังทำการเจาะชิ้นเนื้อตรวจ

Category 5: Highly suggestive for malignancy- Appropriate action should be taken

ใช้ในพยาธิสภาพที่เกือบจะเป็นมะเร็ง 100% ($\geq 95\%$) ในสมัยก่อนที่การเจาะตรวจชิ้นเนื้อยังไม่แพร่หลาย การจัดตั้งตรวจพบอยู่ใน category นี้หมายถึงพยาธิสภาพนั้นสามารถทำการรักษาได้แบบมะเร็งเลย โดยไม่ต้องรอผลชิ้นเนื้อก่อน ตัวอย่างในกลุ่มนี้คือ spiculated, irregular high – density mass, segmental or linear arrangement of fine linear calcifications หรือ irregular spiculated mass with pleomorphic calcifications สิ่งที่ตรวจพบที่ควรตัดชิ้นเนื้อแต่ไม่ classic สำหรับมะเร็งให้ใช้ category 4

Category 6: Known biopsy-Prove Malignancy-Appropriate action should be taken

ใช้สำหรับสิ่งตรวจพบที่ทำการตัดชิ้นเนื้อแล้วว่าเป็นมะเร็ง แต่มาตรวจก่อนทำการรักษา (prior to definitive therapies) เช่นการผ่าตัดตัดก้อนเนื้อ (surgical excision), รังสีรักษา (radiation therapy) เคมีบำบัด (chemotherapy) หรือการตัดเต้านม (mastectomy) ต่างกับ BI-RADS Categories 4 และ 5 เนื่องจากไม่ต้องการหัตถการเพิ่มเติมเพื่อพิสูจน์ว่าเป็นมะเร็งหรือไม่ Category 6 นี้เหมาะที่จะใช้สำหรับการขอ second opinions ในสิ่งตรวจพบที่ได้ตรวจชิ้นเนื้อแล้วและพบว่าเป็นมะเร็ง หรือใช้กรณีที่ต้องการตอบสนองต่อเคมีบำบัดที่ให้ก่อนการผ่าตัด (neoadjuvant chemotherapy)

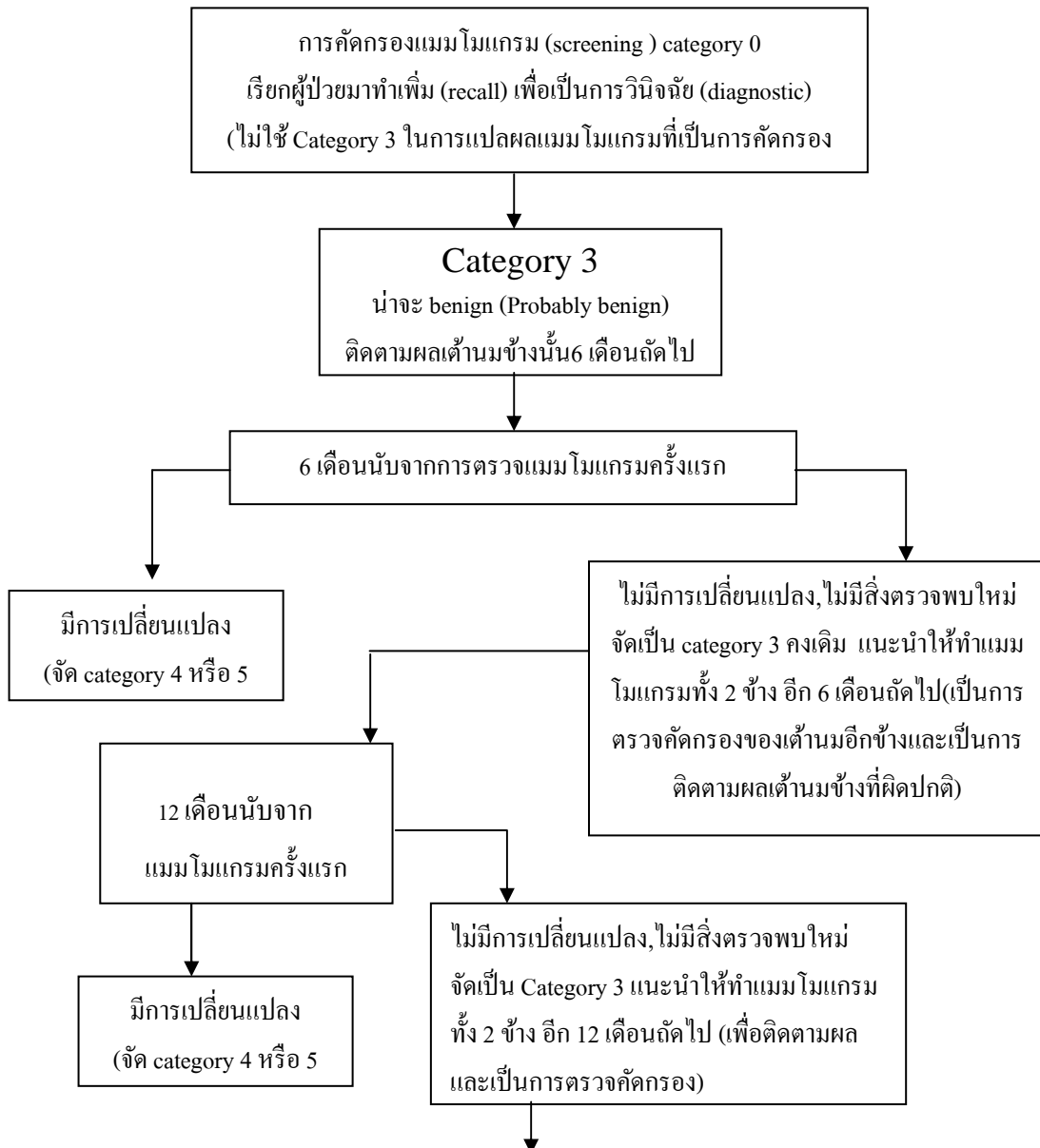
ในกรณีที่ตัดก้อนมะเร็งแบบ definitive surgery (Breast conserving surgery) ถ้าไม่มีลักษณะมะเร็งหลงเหลือในแมมโมแกรม ให้ใช้ Category 3 (น่าจะ benign) หรือ Category 2 (benign) ไม่ใช่ category 6

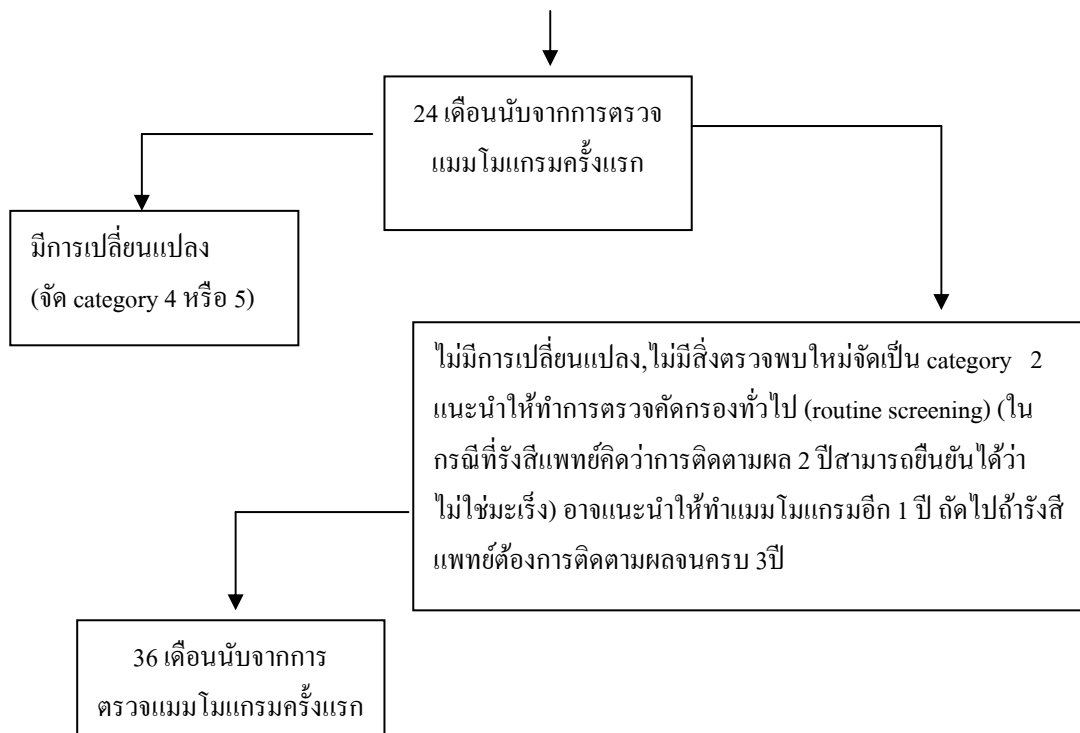
เหตุผลสำคัญที่มีการเพิ่ม category 6 คือ สามารถตัดกลุ่มนี้ออกไปจากการ audit เพราะถ้ารวมกลุ่มนี้ด้วยจะมีผลลวงต่ออัตราการตรวจพบมะเร็ง, positive predictive values และ outcomes parameters ตัวอื่น ๆ

สรุป

การใช้การรายงานผลการตรวจแมมโมแกรมโดยใช้ BI-RADS มีประโยชน์มากในการสื่อความหมายของผลตรวจที่ได้กับแพทย์ผู้ส่ง และแนะนำแนวทางการดูแลผู้ป่วยในขั้นตอนต่อไป นอกจากนี้ ยังลดความสับสนในการใช้คำบรรยายที่หลากหลายระหว่างรังสีแพทย์ด้วยกัน

แนวทางการติดตามผลผู้ป่วยที่ได้รับการวินิจฉัยอยู่ใน BI-RADS category 3





เอกสารอ้างอิง

1. Bassett LW, eds. Breast Disease (Third series) Test and Syllabus. Reston, Vi: ACR, 2000
2. Kopans DB. Breast Imaging 2nded. Philadelphia, PA: Lippincott-Raven, 1997

เนื้อหาส่วนใหญ่ในเอกสารฉบับนี้นำมาจาก

American college of Radiology. ACR BI-RADS Mammography.In: ACR Breast imaging reporting and data system atlas.4th ed. Reston, VA: American College of Radiology; 2003.

APPENDIX C

MATLAB Sample Code

Getpolygon.m

```
function getpolygon(fname)
img = dicomread(fname);
imagesc(img);
[x, y, b] = ginput(1);
while (1)
    imagesc(img);
    hold on
    plot(x(1), y(1), 'r*');
    x2 = x;
    x2(1) = [];
    y2 = y;
    y2(1) = [];
    hold on
    p = plot(x2, y2, 'r.-');
    set(p, 'LineWidth', 2);
    hold off
    [x1, y1, b1] = ginput(1);
    if b1 == 3,
%         x = [x; x(2)];
%         y = [y; y(2)];
        break;
    else
        x = [x; x1];
        y = [y; y1];
    end
end
imagesc(img);
hold on
plot(x(1), y(1), 'r*');
x2 = x;
x2(1) = [];
y2 = y;
y2(1) = [];
p = plot([x2; x2(1)], [y2; y2(1)], 'r.-');
set(p, 'LineWidth', 2);
hold off
save([fname, '.mat'], 'x', 'y');
msk = roipoly(img, x2, y2);
imwrite(msk, [fname, '.png'], 'png');
```

Cdtw.m

```

function [Dist,D,k,w,rw,tw]=cdtw(r,t,pflag)

% Distances matrix Thanks for Pau Mic
d=zeros(2*M-1,2*N-1);
for i=1:2:2*M-1
    m=floor(i/2)+1;
    for j=1:2:2*N-1
        n=floor(j/2)+1;
        d(i,j)=(r(m)-t(n))^2;
        if (m<M & n<N)
            if ((t(n)<=r(m) & r(m)<=t(n+1)) | (t(n+1)<=r(m) &
r(m)<=t(n))) d(i,j+1)=0;
            else d(i,j+1)=min([r(m)-t(n) r(m)-t(n+1)].^2);
            end
            if ((r(m)<=t(n) & t(n)<=r(m+1)) | (r(m+1)<=t(n) &
t(n)<=r(m))) d(i+1,j)=0;
            else d(i+1,j)=min([t(n)-r(m) t(n)-r(m+1)].^2);
            end
        end
    end
end

% Accumulated distance matrix
D=zeros(size(d));
D(1,1)=d(1,1);
for i=3:2:2*M-1
    D(i-1,1)=d(i-1,1)+D(i-2,1);
    D(i,1)=d(i,1)+D(i-1,1);
end
for j=3:2:2*N-1
    D(1,j-1)=d(1,j-1)+D(1,j-2);
    D(1,j)=d(1,j)+D(1,j-1);
end
for i=3:2:2*M-1
    for j=3:2:2*N-1
        D(i-1,j)=d(i-1,j)+D(i-2,j);
        D(i,j-1)=d(i,j-1)+D(i,j-2);
        D(i,j)=d(i,j)+min([D(i,j-1) D(i-1,j) D(i-2,j-2)]);
    end
end

% Looking for the optimal path
i=2*M-1;
j=2*N-1;
w=[M N];
rw=r(end);
tw=t(end);
while ((i+j)~=2)
    m=floor(i/2)+1;
    n=floor(j/2)+1;
    if (i-2)<0
        w=[m n-1; w];
        rw=[r(m) rw];
        tw=[t(n-1) tw];
        j=j-2;
    end
end

```

```

elseif (j-2)<0
    w=[m-1 n; w];
    rw=[r(m-1) rw];
    tw=[t(n) tw];
    i=i-2;
else
    [values,number]=min([D(i,j-1) D(i-1,j) D(i-2,j-2)]);
    switch (number)
        case 1,
            if ((t(n-1)<=r(m) & r(m)<=t(n)) | (t(n)<=r(m) &
r(m)<=t(n-1))) x=(r(m)-t(n-1))/(t(n)-t(n-1));
                elseif ((r(m)-t(n-1))^2 <= (r(m)-t(n))^2) x=0;
                else x=1;
                end
                w=[m n-1+x; w];
                rw=[r(m) rw];
                tw=[x*(t(n)-t(n-1))+t(n-1) tw];
                j=j-2;
            case 2,
                if ((r(m-1)<=t(n) & t(n)<=r(m)) | (r(m)<=t(n) &
t(n)<=r(m-1))) x=(t(n)-r(m-1))/(r(m)-r(m-1));
                    elseif ((t(n)-r(m-1))^2 <= (t(n)-r(m))^2) x=0;
                    else x=1;
                    end
                    w=[m-1+x n; w];
                    rw=[x*(r(m)-r(m-1))+r(m-1) rw];
                    tw=[t(n) tw];
                    i=i-2;
                case 3,
                    w=[m-1 n-1; w];
                    rw=[r(m-1) rw];
                    tw=[t(n-1) tw];
                    i=i-2;
                    j=j-2;
            end
        end
    end
end

% D normalization in order to plot w
D=D(1:2:2*M-1,1:2:2*N-1);
Dist=sum((rw-tw).^2);
k=size(w,1);

if pflag

    % --- Accumulated distance matrix and optimal path
    figure('Name','CDTW - Accumulated distance matrix and optimal
path', 'NumberTitle','off');

    main1=subplot('position',[0.19 0.19 0.67 0.79]);
    image(D);
    cmap=contrast(D);
    colormap(cmap); % 'copper' 'bone', 'gray' imagesc(D);
    % colormap('gray'); % 'copper' 'bone', 'gray' imagesc(D);
    % brighten(0.7);
    hold on;
    x=w(:,1); y=w(:,2);

```

```

ind=find(x==1); x(ind)=1+0.2;
ind=find(x==M); x(ind)=M-0.2;
ind=find(y==1); y(ind)=1+0.2;
ind=find(y==N); y(ind)=N-0.2;
plot(y,x,'-w','LineWidth',1);
hold off;
axis([1 N 1 M]);
set(main1,'FontSize',7,'XTickLabel','', 'YTickLabel','');

colorb1=subplot('position',[0.88 0.19 0.05 0.79]);
nticks=8;
ticks=floor(1:(size(cmap,1)-1)/(nticks-1):size(cmap,1));
mx=max(max(D));
mn=min(min(D));
ticklabels=floor(mn:(mx-mn)/(nticks-1):mx);
colorbar(colorb1);
set(colorb1,'FontSize',7,'YTick',ticks,
'YTickLabel',ticklabels);
set(get(colorb1,'YLabel'),'String','Distance','Rotation',-90,
'FontSize',7,'VerticalAlignment','bottom');

left1=subplot('position',[0.07 0.19 0.10 0.79]);
plot(r,M:-1:1,'-b');
set(left1,'YTick',mod(M,10):10:M,'YTickLabel',10*floor(M/10):-
10:0);
axis([min(r) 1.1*max(r) 1 M]);
set(left1,'FontSize',7);
set(get(left1,'YLabel'),'String','Samples','FontSize',7,
'Rotation',-90,'VerticalAlignment','cap');
set(get(left1,'XLabel'),'String','Amp','FontSize',6,
'VerticalAlignment','cap');

bottom1=subplot('position',[0.19 0.07 0.67 0.10]);
plot(t,'-r');
axis([1 N min(t) 1.1*max(t)]);
set(bottom1,'FontSize',7,'YAxisLocation','right');
set(get(bottom1,'XLabel'),'String','Samples','FontSize',7,
'VerticalAlignment','middle');
set(get(bottom1,'YLabel'),'String','Amp','Rotation',-90,
'FontSize',6,'VerticalAlignment','bottom');

% --- Warped signals
figure('Name','CDTW - warped signals','NumberTitle','off');

subplot(1,2,1);
set(gca,'FontSize',7);
hold on;
plot(r,'-bx');
plot(t,':r. ');
hold off;
axis([1 max(M,N) min(min(r),min(t)) 1.1*max(max(r),max(t))]);
grid;
legend('signal 1','signal 2');
title('Original signals');
xlabel('Samples');
ylabel('Amplitude');

```

```

subplot(1,2,2);
set(gca, 'FontSize',7);
hold on;
plot(rw, '-bx');
plot(tw, ':r. ');
hold off;
axis([1 k min(min([rw; tw])) 1.1*max(max([rw; tw]))]);
grid;
legend('signal 1','signal 2');
title('Warped signals');
xlabel('Samples');
ylabel('Amplitude');

end

```

AlignImg.m

```

function varargout = AlignImg(varargin)
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                  'gui_Singleton',   gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @AlignImg_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn',  @AlignImg_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn',   [], ...
                  'gui_Callback',    []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end

function AlignImg_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
handles.output = hObject;

guidata(hObject, handles);

function varargout = AlignImg_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)

varargout{1} = handles.output;

function pushbutton1_Callback(hObject, eventdata, handles)
[filename, pathname] = uigetfile({'*.png'; '*.jpg'; '*.jpeg'});
eval(sprintf('pathFile = '%s%s'';', pathname, filename));
if ~isempty(pathFile)
    set(handles.text1, 'String', pathFile);
    image = imread(pathFile);
    axes(handles.axes1);
    imshow(image);
end

function edit2_Callback(hObject, eventdata, handles)

```

```

function edit2_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)

if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function pushbutton2_Callback(hObject, eventdata, handles)

function pushbutton3_Callback(hObject, eventdata, handles)
resu=randint(1,2);
if resu == 1
feature=('test1 /n,test2 /n');
set(handles.text3,'String',feature);

end

```

MatchingTemp.m

```

close all
clear all

% read Template image
im1=imread('t001.png');

% read Traget Image
im2=imread('p001.png');

% apply templete matching
result=dtw(im1,im2);

```

DTW.M

```

function [Dist,D,k,w]=dtw(t,r)

for n=1:N
    for m=1:M
        d(n,m)=(t(n)-r(m))^2;
    end
end

D=zeros(size(d));
D(1,1)=d(1,1);

for n=2:N
    D(n,1)=d(n,1)+D(n-1,1);
end
for m=2:M
    D(1,m)=d(1,m)+D(1,m-1);
end
for n=2:N

```

```

    for m=2:M
        D(n,m)=d(n,m)+min([D(n-1,m),D(n-1,m-1),D(n,m-1)]);
    end
end

Dist=D(N,M);
n=N;
m=M;
k=1;
w=[];
w(1,:)=N,M;
while ((n+m)~=2)
    if (n-1)==0
        m=m-1;
    elseif (m-1)==0
        n=n-1;
    else
        [values,number]=min([D(n-1,m),D(n,m-1),D(n-1,m-1)]);
        switch number
            case 1
                n=n-1;
            case 2
                m=m-1;
            case 3
                n=n-1;
                m=m-1;
        end
    end
    k=k+1;
    w=cat(1,w,[n,m]);
end

```

DTWTest.m

```

fs=125;
f1=1; A1=1;
f2=5; A2=0.8;
t1=0:1/fs:1/(2*f1);
t2=0:1/fs:2/(2*f2);
n1=(A1/10)*rand(size(t1));
n2=(A2/8)*rand(size(t2));
s1=A1*sin(2*pi*f1*t1)+n1;
s2=A2*sin(2*pi*f2*t2)+n2;

figure; hold on;
plot(t1,s1,'b');
plot(t2,s2,'r');
grid;
xlabel('time (s)');
ylabel('amplitude (mV)');
title('Original disaligned waves');

pflag=1;

[dtw_Dist,D,dtw_k,w,s1w,s2w]=dtw(s1,s2,pflag);
dtw_Dist, dtw_k

```

```
[cdtw_Dist,D,cdtw_k,w,s1w,s2w]=cdtw(s1,s2,pflag);  
cdtw_Dist, cdtw_k
```

BIOGRAPHY

NAME	MR. Phuwit Raksakaew
DATE OF BIRTH	December 20, 1979
PLACE OF BIRTH	Bangkok, Thailand
INSTITUTIONS ATTENDED	Ramkhumhaeng University, 2004: Bachelor of art(Mass Communication) Mahidol University, 2010: Master of Science (Technology of Information System Management)
HOME ADDRESS	578/5 Pracharat 38, Pracharat 1 Rd. Bangsue, Bangkok, 10800, Thailand Email: raksa_55@hotmail.com