

# Multiresolution Wavelet Transform을 이용한 Small PACS의 설계

김광민<sup>1</sup>, 유선국<sup>2</sup>, 김남현<sup>2</sup>, 허재만<sup>3</sup>, 김은정<sup>1</sup>

<sup>1</sup>연세대학교 생체공학협동과정, <sup>2</sup>연세대학교 의용공학교실, <sup>3</sup>연세의료원 심혈관센터

## Design of PC-based CR-PACS using Multiresolution Wavelet Transform

<sup>1</sup>K. M. Kim, <sup>2</sup>S. K. Yoo, <sup>2</sup>N. H. Kim, <sup>3</sup>J. M. Huh, <sup>1</sup>E. J. Kim,

<sup>1</sup>Department of Biomedical Engineering, Graduate School, Yonsei University.

<sup>2</sup>Department of Medical Engineering, College of Medicine, Yonsei University.

<sup>3</sup>Yonsei Cardiovascular Research Institute

의료영상 표준안인 DICOM 3.0을 이용함으로써 CR만이 아니라 다른 의료장비의 확장성도 고려하고자 한다.

### ABSTRACT

Small PACS based on a personal computer for CR has initially been designed to improve the performance of cost-effective PACS implementation. In that system, Wavelet compression scheme is newly adopted to store images hierarchically to storage unit, and retrieve and display images progressively or display workstation. In this compression method, image is decomposed into subclasses of image by wavelet transform, and then the subclasses of image are vector quantized using a multiresolution codebook.

### 서론

일반적인 PACS(Picture Archiving and Communications System)는 워크스테이션을 중심으로 발전해왔다. 진료에 사용되는 일반적인 의료영상의 경우, 영상의 데이터 양이 많고, 빠른 속도의 영상처리를 필요로 하기 때문에, 고성능의 컴퓨터를 요구하게 되었으며, 이러한 요구사항에 맞추기 위해 워크스테이션을 사용해 왔다.

그러나 최근에 와서 PC의 성능이 매우 좋아지면서, 워크스테이션보다는 성능이 약간 뒤지기는 하지만 PC의 사용이 늘어가고 있다. 그 가장 큰 이유는 경제적인 문제이다. 이러한 추세에 맞추어 PACS도 PC를 기반으로 개발되기 시작하고자 한다.

PC를 기반으로 하는 PACS를 구현하는 데 있어서 가장 문제가 되는 것은 영상을 처리하는 속도이다. CR 한 장이 약 8Mbytes(2K×2K×16bit)이므로, 한 장을 디스플레이 하는데 걸리는 시간도 크지만, 두세 장을 디스플레이 하기 위해서는 PC의 메모리도 문제가 되며, 저장용량(storage)도 매우 커야만 한다.

이러한 문제를 해결하기 위해 웨이블릿 변환(Wavelet Transform)을 이용한다. 이렇게 subband로 나누어진 영상을 벡터 양자화를 이용하여 압축함으로써 저장공간을 최소화할 수 있다.

### 본론

#### 1. PC-based CR-PACS Design

PC를 기반으로 하는 CR-PACS를 설계하였다. CR에서 발생하는 디지털 이미지를 네트워크를 통해 PC로 받아들인 다음, 데이터베이스에 저장하고, PC를 통해 디스플레이하는 PACS를 설계하였다.

그림 1은 설계된 CR-PACS의 구성도이다.

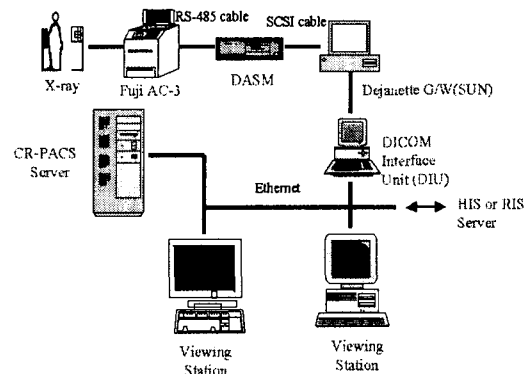


그림 1. PC-based CR-PACS의 구성도

설계된 CR-PACS는 네부분-영상 획득부, 영상 저장부, 영상출력부, 네트워크-으로 나눌 수 있다.

#### (1) 영상 획득부

CR 영상의 획득부는 CR과 DASM-box, Dejanette Gateway, 그리고 DICOM interface unit으로 구성되어 있다. CR은 연세의료원 심장혈관센터의 집중치료실(intensive care unit - ICU)에서 현재 사용하고 있는 것을 이용하였다. Fuji사에서 나온 CR이 출력되는 의료영상의 형식을 공개하지 않고 DASM box를 통해서 공개된 형식으로 바꾸도록 되어 있다. 또한 DASM box에서 나오는 영상의 형식이 의료영상의

표준안이 DICOM 3.0을 지원하지 않기 때문에 이를 Dejanette사에서 제공하는 Gateway를 통하여 DICOM 3.0에서 지원하는 형식으로 바꾸어서 사용하였다. DICOM interface unit는 펜티엄 166MHz, RAM 32Mbytes의 PC를 사용하였다.

(2) 영상 저장부

CR에서 받은 영상을 DICOM interface unit을 통해 데이터베이스에 저장하게 된다. 영상의 저장공간은 둘로 나누어져 있다.

하나는 viewing station의 하드디스크로 하루나 이틀사이에 불 환자들의 영상만을 저장하게 된다. 하드디스크의 크기는 1Gbytes이다. 다른 하나는 단기저장장치로서 Windows NT를 기반으로 하는 64Gbytes용량의 파일 서버를 이용하였다.

의료영상의 관리는 데이터베이스를 통하여 이루어진다. 단기저장장치의 영상을 위한 데이터베이스는 Open-M을 통하여 구현되었고, 하드디스크의 영상을 위한 데이터베이스는 Microsoft Access를 통하여 구현되었다. 본 논문에서는 하드디스크의 영상을 위한 데이터베이스만 다루고자 한다.

(3) 영상 출력부

PC를 기반으로 설계하였다. 펜티엄 90MHz, RAM 32M를 사용하였으며, 모니터는 800×600의 17인치 모니터를 사용하였다. PC를 사용하기 때문에 사용자의 PC에 따라 성능을 달리 할 수 있다.

판독용 모니터의 경우에는 2K×2K나 1K×1K 모니터가 사용된다. 구현하고자 하는 시스템이 의료영상의 1차 판독을 위한 시스템은 아니므로, 모니터의 해상도에는 크게 문제가 되지 않는다.

(4) 네트워크

CR에서 DASM-box까지는 RS-485 cable을 이용하였고, DASM-box에서 Dejanette Gateway까지는 SCSI cable을 사용하였다. Dejanette Gateway이후에는 Ethernet을 사용하였다. 사용된 Ethernet의 전송속도는 10Mbps이다. 현재는 구현하지 않았지만, 이미 사용되고 있는 HIS (Hospital Information System)과 연결하여 종합적인 환자정보시스템으로의 확장도 가능하다.

2. 웨이블릿 변환 (Wavelet Transform)

웨이블릿 변환은 필터뱅크(filter bank)의 형태로 오래 전부터 신호처리에 이용되어 왔으며, 1980년대 들어 Daubechies와 같은 수학자들에 의해 웨이블릿이라는 이름을 정리되었고, 1990년대 들어오면서 영상 처리에도 사용되기 시작하였고, DCT기반의 압축 알고리즘에 반하여, 높은 압축율과 고화질을 나타내는 좋은 알고리즘으로 주목을 받고 있다.

웨이블릿은 기본적인 개념은 잘 알고 있는 웨이블릿 함수들의 중첩을 통해 임의의 함수를 나타내는데 있다. 웨이블릿 함수는 하나의 기본함수를 토대로 천이(translation)와 스케일링(scaling)을 통하여 만들어지는 함수형태이다.

$$\psi^{a,b}(t) = |a|^{-1/2} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right)$$

$\psi$ 는 모웨이블릿 (mother wavelet)라고 하며 다음과 같은 식을 만족해야 한다.

$$\int dx \psi(x) = 0 \quad \int dw |\Psi(w)|^2 |w|^{-1} < \infty$$

( $\Psi$ 는  $\psi$ 의 Fourier Transform 형태)

기본개념에 따라 이러한 웨이블릿 함수를 통해 임의의 함수를 나타내면 다음과 같이 나타낸다.

$$f = \sum c_{m,n}(f) \psi_{m,n}$$

$$\text{with } \psi_{m,n}(t) = \psi^{a_0^{-m}, nb_0 a_0^{-m}}(t) = a_0^{-m/2} \psi(a_0^{-m}t - nb_0)$$

$$a = a_0^m, b = nb_0 a_0^m, \text{ with } m, n \in \mathbb{Z} \text{ and } a_0 > 1, b_0 > 0$$

웨이블릿은 일반적으로 필터뱅크(filter bank-FB)의 형태로 나타낸다.

그림 2.는 두 개의 필터를 가지고 FB를 만든 것이다.

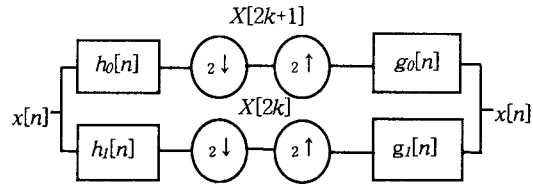


그림 2. two-channel filter

여기서  $h_1$ 과  $h_0$ 는 분해필터(analysis filter)라고 하며,  $g_1$ 과  $g_0$ 는 합성필터(synthesis filter)라고 한다.

영상은 1차원이 아닌 2차원 신호이므로, 2차원 필터가 필요하나, 실제 구현하는 경우에는 1차원 필터를 이용하여 두 방향(x축과 y축)으로 차례대로 필터링하게 된다.

다음 그림 3.과 4.는 영상에서의 분해와 합성을 나타내는 예이다.

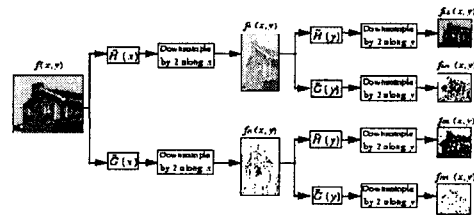


그림 3. 2차원 이미지의 분해

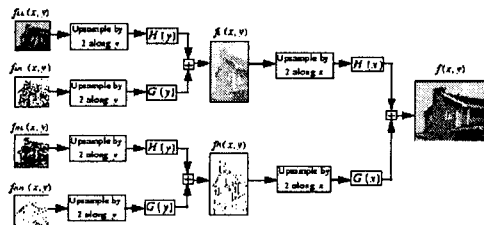


그림 4. 2차원 이미지의 복원

3. 결과

3.1 DICOM Interface Unit

Dejanette Gateway를 통해 DICOM 3.0형식으로 바뀐 CR영상을 받아들이는 곳이다. DICOM 3.0 메시지 교환을 지원하며, TCP/IP를 기본 프로토콜로 하여 Windows 95에서 제공하는 Winsock을 이용하여 프로그램 하였다. Dejanette Gateway와 DICOM

interface unit 사이의 영상전송순서는 그림 5와 같다.

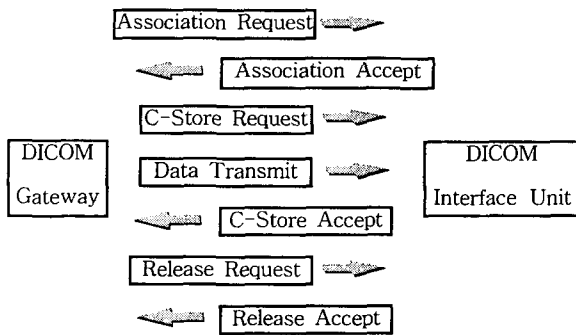


그림 5. CR이미지의 영상전송 순서도

### 3.2 데이터베이스

Microsoft Access 97을 사용하여 설계하였다. 기본 환자정보와 이미지 관련정보 등 8개의 칼럼을 이용하여 하나의 테이블을 만들어서 관리하도록 하였다. 그림 6.은 구현된 테이블의 칼럼들이다.

필드 이름	데이터 형식	설명
Patient_ID	문자열	환자의 진찰권번호
Patient_Name	문자열	환자의 이름
Doctor	문자열	의사
Sex	문자열	환자의 성별
Age	문자열	환자의 나이
Img_Date	날짜/시간	촬영날짜
Img_Time	날짜/시간	촬영시간
File_Name	문자열	파일 이름

그림 6. 환자정보 테이블의 칼럼

### 3.4 Viewing station

Microsoft Visual C++ 4.2로 프로그래밍 하였다. 소프트웨어는 세 가지 부분으로 나눌 수 있다.

#### (1) Multiresolution Wavelet Transform

3단계의 해상도를 갖는 웨이블릿 변환을 프로그램 하였다. 웨이블릿 필터로는 Haar Wavelet filter를 사용하여 웨이블릿 변환에 걸리는 시간을 최소화하였다. 그림 7.과 8.은 CR 영상과 프로그래밍한 Haar Wavelet filter를 통해 변환된 영상이다.

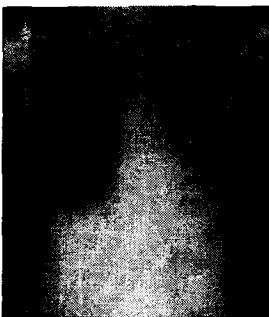


그림 7 CR 영상

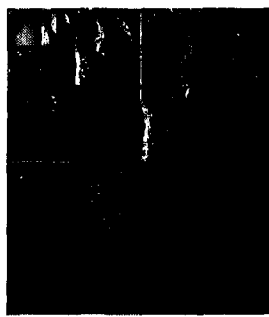


그림 8. Haar Wavelet에 의해 변환된 영상

변환된 이미지는 해상도별로 다르게 저장되게 된다. 사용자가 프로그램에서 오픈(Open)을 하면, DB에 있는 환자들의 영상이 모두 화면에 나타나게 된다. CR

영상전체를 표시하기 위해서는 많은 시간과 메모리를 필요로 하게 된다. 이를 해결하기 위해서 해상도가 3인 저주파 영상만을 화면에 나타내었다. 이 영상은 원 영상의 1/64의 영상으로 한꺼번에 여러 영상을 나타낸다 하더라도, 시간이나 메모리상의 문제를 발생하지는 않는다.

사용자가 원하는 영상을 마우스로 선택하면, 선택된 영상과 그 영상의 환자에 대한 다른 영상들을 한 단계 해상도를 높여서 나타내게 된다. 즉 저해상도에서 표시되지 않았던 고주파 성분들과 표시되어 있는 저주파 성분을 합성하여 하나의 영상을 만들어 낸다. 해상도가 높아진 상태로 사용자는 한 환자가 촬영한 전체 영상을 봄으로써 환자의 상태를 전후로 비교하여 판단할 수 있도록 한다.

마지막 단계로 사용자가 원래 영상을 보고자 하면, 원하는 영상을 마우스로 선택하면 된다. 선택된 영상에 대해 표시되지 않은 고주파성분들과 합성하여 원래의 해상도를 가진 영상을 만들어내게 된다.

#### (2) 압축

CR영상의 크기가 크므로 압축을 통해 저장공간을 최적화할 수 있다. 본 논문에서는 2가지 형태의 압축 방법을 이용하였다.

하나는 무손실압축이다. 무손실압축 알고리즘으로는 DPCM을 이용하였다. 무손실압축은 저해상도의 저주파영상에 대해 적용하였고, 또한 복원 영상과 원영상의 차이영상의 저장에 사용하였다. 복원영상의 경우, 손실 압축된 영상들로 합성되기 때문에 원영상과 차이를 가지게 된다. 의료영상의 경우, 진단에 사용되기 위해서는 손실이 없어야 하므로, 차이영상을 저장함으로써 손실없는 원영상을 복원할 수 있도록 하였다.

다른 하나는 손실압축이다. 손실압축은 저해상도의 고주파영상에 대해 적용하였다. 손실압축 방법으로는 벡터 양자화 (Vector Quantization)방법을 이용하였다. 저해상도의 고주파영상은 세 개의 방향별 (horizontal, vertical, diagonal)로 나누어지므로 각 방향별로 코드북 (codebook)을 다르게 만들었다. 코드북의 생성은 LBG 알고리즘을 이용하였다. 코드북의 크기는 256으로 하였고, 하나의 코드워드 (codeword)는 4×4×2byte로 되어 있다.

단기저장장치의 경우에는 손실없는 영상이 필요하므로 복원영상과 원영상과의 차이영상을 함께 저장하나, 장기저장장치의 경우에는 영상의 손실을 허용하므로 벡터 양자화에 의해 압축된 영상만을 저장함으로써 저장공간을 최적화할 수 있다.

표 1.은 프로그래밍한 4개의 CR영상에 대해 벡터 양자화방법을 이용하여 압축했을 때의 압축율과 복원영상의 화질을 비교한 표이다.

	이미지의 크기	압축율	PSNR(dB)
CR 1	1760×2140×16bit	18.6 : 1	30.88
CR 2	1760×2140×16bit	18.6 : 1	36.46
CR 3	1670×2010×16bit	18.5 : 1	28.82
CR 4	1670×2010×16bit	18.5 : 1	37.99

표 1. CR영상에 따른 압축율과 화질

## (3) 영상처리

사용자가 좀더 정확한 진단을 위해 일반적인 PACS에서 제공하는 몇 가지 영상처리 기능을 지원하였다.

- 플립(flip) - 영상의 좌우를 바꾼다. portable CR의 경우, 환자의 좌우가 바뀐 상태로 보이므로 이를 수정하는 데 사용된다.
- 윈도우 레벨(level) 및 길이(length) 조절 - 영상의 명암과 밝기를 조절하며, 원하는 영역을 좀더 정확하게 보여준다.
- 회전(rotate) - 영상을 좌·우로 90° 씩 회전시킨다.
- 크기 조정(zoom in and zoom out) - 전체 영상을 확대하거나 축소하여 볼 수 있다.
- 히스토그램(histogram) - 영상의 전체 히스토그램을 보고, histogram equalization이 가능하다.
- 반전(invert) - 영상의 흑백을 바꾸어 나타낸다.
- 확대경(magnify glass) - 영상의 원하는 부분만을 확대하여 나타낸다.

## 결 론

PC를 기반으로 하는 CR-PACS를 설계하였다. CR은 연세의료원 심장혈관센터 ICU(Intensive Care Unit)에 있는 것을 이용하였으며, DICOM Interface Unit과 Viewing Station을 PC를 기반으로 하여 프로그램하였다. 프로그램은 Visual C++ 4.2를 사용하여 OOP (Object-Oriented Programming)을 실현하였으며, DICOM 3.0 표준안에 맞추어서 다른 의료장비의 확장이 가능하도록 하였다. 현재로는 Access를 이용하여 개인 데이터베이스를 설계하였으나, HIS와 RIS와 같은 병원정보시스템으로의 확장이 가능하다.

Viewing Station은 사용자가 편리하도록 프로그램하였으며, 웨이블릿을 이용하여 multiresolution을 지원하여 저해상도 영상을 통해 사용자가 원하는 영상을 쉽게 찾을 수 있도록 하였으며, 한 환자의 영상들을 함께 볼 수 있도록 하여 사용자에게 좀더 정확한 진단을 할 수 있도록 하였다. 또한 압축 알고리즘을 이용하여 압축함으로써 저장공간을 최적화하였다.

Workstation을 이용한 PACS와 비교하여 속도면에서 약간 뒤지기는 하지만, PC의 성능이 계속적으로 발달하고 있고, 비용도 매우 저렴함으로 PC를 이용한 PACS의 개발이 더욱 활발해지리라 예상된다.

## 참 고 문 헌

1. Yoseph Linde, Andres Buzo, Robert M. Gray, "An Algorithm for Vector Quantizer Design", IEEE Trans. on Communication, vol. COM-28(1), pp. 84-95, 1980
2. K.M. Mcneill, M. Osada, R. Martinez, K. Tawara, K. Maloney, R. Vercillo, T. Ozeki, K. Komatsu, W. J. Dallas, Y. Fukushima, A. Toshimitsu, "Evaluation of the ACR-NEMA Standard for Communications in Digital Radiology", IEEE Trans. on Medical Imaging, vol.9. no.3. pp. 281-289, September, 1990
3. Marc Antonini, Michel Barlaud, Pierre Mathieu, Ingrid Daubechies, "Image Coding Using Wavelet Transform", IEEE Trans. on Image Processing, vol.1, No.2, pp. 205-220, April, 1992
4. Allen Gersho, Robert M. Gray, "Vector Quantization and Signal Compression", Kluwer Academic Publishers, pp. 309-400, 1992
5. J. Duchêne, J. F. Lerallut, N. Gong, R. Kanz, "MicroPACS : a PC-based small PACS Implementation", Medical & Biological Engineering & Computing, pp. 268-276, 1993
6. F. Leal, C. Oliveira, J. Silva, P. Viana, E. Carrapatoso, "PC based architecture to access remote image databases", SPIE vol. 1977, pp. 68-74, April, 1993
7. Martin Vetterli, Jelena Kovačević, "Wavelets and Subband Coding", Prentice Hall, pp. 92-236, 1995