

다해상도 웨이블릿 변환을 이용한 PC기반의 CR-PACS 설계

김광민·유선국·김남현·허재만*·김은정

연세대학교 의과대학 의용공학교실, *연세의료원 심장혈관센터
(1997년 12월 24일 접수, 1998년 4월 3일 채택)

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

K.M. Kim, S.K. Yoo, N.H. Kim, J.M. Huh*, E.J. Kim

Dept. of Biomedical Eng. College of Medicine, Yonsei University
(Received December 24, 1997, Accepted April 3, 1998)

요 약 : CR을 이용하여 PC를 기반으로 하는 PACS를 구현하였다. CR에서 디지털 데이터를 직접 받아들이기 위하여 의료영상표준인 DICOM 3.0에 맞추어 DICOM Interface Unit (DIU)을 설계하였다. DIU를 통하여 들어온 CR 영상은 파일서버에 저장되며, 그 영상의 환자정보는 데이터 베이스에 저장된다. PC의 효율을 높이고 사용자의 편이를 위해 웨이블릿 변환을 이용하여 다해상도의 영상을 만들고, 이를 순차적으로 나타내었다. 저장공간에 계층적으로 영상을 저장하기 위하여 웨이블릿 압축방법을 새롭게 적용하였다. 이 방법은 웨이블릿 변환을 이용하여 영상을 더 낮은 해상도를 지닌 영상으로 나눈 다음, 이렇게 나누어진 영상들을 벡터 양자화를 이용하여 압축하는 방법이다. CR 영상을 저장하는 저장공간은 파일 서버의 단기저장장치와 검색PC의 하드디스크로 나눈다. 일반적인 PACS에서 지원하는 영상처리도 PC를 기반으로 구현하였다.

Abstract : A small PACS based on PC is designed for CR. To receive the digital image from CR, a DICOM Interface Unit (DIU) is designed that complied with the medical image standard, DICOM V 3.0. The CR images acquired through the DIU are stored in a file-server; the patient information of the images is stored in a database. To improve the performance of PC and to use it easily, multiresolution images are constructed by wavelet transform and displayed progressively. Wavelet compression method is newly adopted to store the images hierarchically to storage units. In this compression method, the image is decomposed into subclasses of image by wavelet transform, and then the subclasses of the image are vector quantized using a multiresolution codebook. The storage units for CR images were divided into the short-term storage in file-server and the harddisk in viewing station. Image processing tools supported by general PACS is implemented based on PC.

Key words : PACS, PC, CR, Wavelet transform, Multiresolution, DICOM V. 3.0, Vector quantization, image procesisng

서 론

1970년대에 들어오면서 방사선영상을 디지털 영상으로 획득할 수 있게 됨에 따라, 단순히 진단을 위해 영상을 보는 차원을 넘어 다른 정보를 위해 이용할 수 있는 데이터로 의료영상을 받아들이게 되었다. 이러한 개념을 토대로 의료영상의 획득에서부터 저장, 관리, 이용에 이르는 종합적인 시스템이 구현되기 시작하였으며 이것이 PACS (Picture Archiving and Communication System)의 시작이다[1].

지금까지의 PACS는 워크스테이션을 중심으로 발전해왔다 [2]. 그 이유는 한 장의 CR (Computed Radiography) 영상의 데이터 양이 약 8Mbytes정도인 것에서 보듯이 의료영상의 데이터양이 매우 크고, 사용자인 의사들의 요구를 맞추어주기 위해 빠른 속도와 고해상도를 요구하기 때문이다. 그러나 워크스테이션의 사용은 지금까지의 PACS의 발전을 가져왔으나, 또한 PACS의 일반화를 저해하는 요소로 나타나게 되었다. 워크스테이션은 가격이 매우 비싸고, 새로운 장비로 확장이 어렵고, 사용자에게 익숙치 않은 단점을 가지고 있어, 대형 병원이 아닌 경우에는 이를 사용하는 것이 어려운 현실이다. 이와는 달리 PC는 저렴한 가격과 쉬운 업그레이드, 사용자에게 쉬운 환경의 제

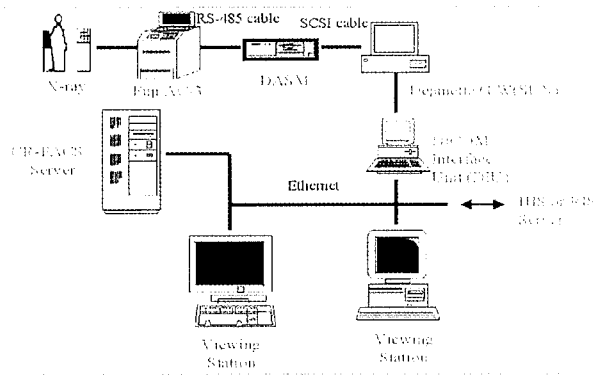


그림 1. CR-PACS의 하드웨어 구성도
Fig. 1. Hardware Configuration of CR-PACS

공하고 있다. 또한 PC의 속도와 성능의 개선은 워크스테이션의 단점을 보완하여 PACS 발전과 보급에 새로운 장을 열며 PC를 통한 PACS의 구현을 가능하도록 하였다[3].

본 연구에서는 PC를 이용하여 CR을 중심으로 하는 소형 PACS를 설계하였다. CR에서 영상을 받아들이기 위해 의료영상 표준안인 DICOM 3.0 (Digital Imaging and Communications in Medicine 3.0)에 맞추어 PC를 기반으로 하는 DIU (DICOM Interface Unit)를 설계하였다. DIU를 통해 들어온 CR영상은 파일서버에 저장되며, 환자정보는 데이터베이스에 저장되어 관리된다. PC의 효율을 높이며, 사용자의 편의를 위해 웨이블릿 변환을 이용하여 다해상도의 영상을 만들어 디스플레이와 저장을 하도록 하였다. 저장공간의 효율을 높이기 위해 저장공간의 종류에 따라 다해상도의 영상을 벡터 양자화를 이용한 손실압축 방법으로 압축하였으며, 의료영상의 완벽한 복원을 위해 원영상과 복원영상의 차이에 해당하는 영상을 미리 구하여 무손실 압축방법인 DPCM으로 압축하여 함께 저장하도록 하였다. 일반적인 PACS에서 지원하는 이미지 프로세싱[4,5]도 PC를 통해 구현하였다.

재료 및 방법

연세의료원 심장혈관센터의 집중치료실에 위치한 CR에서 발생하는 영상을 이용하여 PACS를 구현하였다. CR은 Fuji사에서 제공하는 AC-3를 사용하였으며, DICOM 3.0표준안에 맞추어 영상을 전송하기 위하여 Dejanette에서 제공하는 IM2000을 사용하였다. DICOM 3.0에 맞추어진 영상을 받아들이고, 이를 필

요한 저장공간에 저장하며, 영상을 볼 수 있는 영상검색부는 Windows 95를 기반으로 PC를 이용하며 필요한 소프트웨어는 Microsoft사의 Visual C++ 4.2를 이용하여 개발하였다.

1. 하드웨어의 구성

그림 1은 구현한 CR-PACS의 하드웨어 구성도이다.

(1) 영상의 획득

Fuji사에서 제공하는 ACR-3를 이용하여 영상을 획득하며, Dejanette사에서 제공하는 IM2000을 이용하여 DICOM 3.0에 맞춘 영상으로 바꾸어 전송한다. DIU에서는 이 영상을 받아서 환자정보를 데이터베이스에 저장하고, 파일서버에 영상을 저장한다. DIU는 펜티엄 166MHz, RAM 64Mbytes의 PC를 기반으로 설계하였다.

(2) 영상의 저장 및 관리

영상 저장장치는 영상의 생성시간에 따라 일반적으로 다음과 같이 세 종류로 분류한다.

디스플레이 모니터의 하드디스크에서는 사용자가 1~2일내에 보게될 영상만을 저장하게 된다. 영상을 촬영한 환자의 경우, 이미 예약이 된 환자이므로 필요한 환자의 영상을 미리 서버의 단기 저장장치에서 옮겨 저장해 놓는다.

단기 저장장치는 CR에서 영상을 획득하여 일단 저장하여 2~4주를 보관한다. 저장공간의 효율을 높이기 위해 영상을 압축할 수도 있으나, 정확한 진단을 위해 무손실로 압축해야 한다.

장기 저장장치는 단기 저장장치에서 오래된 영상으로 의료영상의 법적 보존기간인 5년동안 영상을 보관하게 된다. 단기 저장장치와는 달리 손실 압축하여 저장공간을 크게 줄일 수 있다.

단기 저장장치와 분리하여 장기 저장장치를 두는 이유는 첫째로 저장공간을 줄이기 위함이다. 장기 저장장치에서는 손실 압축을 이용하여 영상을 저장함으로써 단기저장장치에 비해 한 영상에 필요한 공간을 줄일 수 있다. 두 번째 이유는 필요한 영상을 찾는 속도를 증가시키기 위함이다. 사용자가 자주 필요로 하는 영상은 대부분 발생한지 1-2주 이내의 영상이므로 오래된 영상을 따로 관리하여 단기 저장장치의 영상 수를 줄임으로써 자주 필요로 하는 영상을 찾는 데 걸리는 시간을 줄여 속도를 증가시킨다.

본 연구에서 구현한 PACS에서는 장기 저장장치를 제외한 두 개의 저장장치만을 이용하여 구현하였다. 각 저장장치마다 다른 데이터베이스를 이용하여 영상과 환자정보를 관리하도록 하였다. 표 1은 PACS에서 구현된 검색 PC의 하드디스크와 단기저

표 1. 이미지 저장장치
Table 1. Image Storage

	위 치	운영체계	용 량	저장시간	데이터베이스
하드디스크	검색 PC	Windows 95	1Gbytes	1~2일	Access 97
단기저장장치	파일 서버	Windows NT	64Gbytes	1개월	Open-M

표 2. 검색 PC의 사양

Table 2. Environment of Viewing-station

	사 양
CPU	펜티엄 90MHz
메모리	32Mbytes
모니터	17인치
디스플레이 모드	1024×768
비디오 메모리	2Mbytes

장장치를 비교하고 있다.

(3) 영상 검색장치

영상의 검색은 사용자인 의사들로 하여금 PACS의 사용여부를 결정하는 중요한 요소중의 하나이다. 판독용 모니터의 경우에는 2Kbit×2Kbit나 1Kbit×1Kbit 모니터를 1대를 단독으로 사용하거나, 2대, 4대, 또는 8대를 동시에 놓고 사용하기도 한다[2]. 본 논문에서는 의료영상의 1차 판독을 위한 시스템은 아니므로 판독용 모니터는 사용하지 않고, 일반 모니터를 사용하여 설계하였다.

표 2는 본 연구에서 사용한 영상 검색부의 사양이다.

(4) 네트워크의 구성

네트워크는 두부분으로 나누어 구성하였다. Dejanette 게이트웨이와 DIU사이에는 100Mbps 속도의 Fast-Ethernet 허브를 이용하여 영상을 전송하는 시간을 최소화하도록 하였다. DIU에서 받은 영상은 병원내에서 사용하고 있는 10Mbps의 네트워크와 연결하여 이미 구성되어 있는 병원정보시스템에서 쉽게 정보를 얻을 수 있도록 하였다.

2. 소프트웨어의 설계

CR-PACS를 위해 필요한 소프트웨어는 Windows 95를 기반으로 하여 Microsoft사의 Visual C++ 4.2를 이용하여 프로그램하였다. 마우스 위주의 GUI를 이용하여 사용자가 편리하게 사용할 수 있도록 하였으며, 시스템의 확장성을 고려하여 객체 지향형 프로그램을 하였다. 그림 2는 CR-PACS를 위한 전체 프로그램의 구성도이다.

(1) DICOM 메시지 교환

DICOM 3.0에서는 두 개의 서로 다른 장비 간의 정보의 교환을 메시지 교환 형태로 처리하고 있다[6]. DIU에서 필요한 메시지는 C-Store 메시지로 영상 저장에 관계되는 메시지이다. DIU에서는 Dejanette 게이트웨이에서 보내는 C-Store 메시지를 처리하여 영상을 저장하고 그에 관계된 환자정보를 얻도록 되어 있다. 게이트웨이에서 보내주는 정보로는 환자의 ID, 환자의 이름, 영상을 찍을 때 설정, 영상의 좌우 구분, 찍은 위치 등이 있다. 그림 3은 게이트웨이에서 DIU로 CR영상을 전송하는 순서를 보여주고 있다.

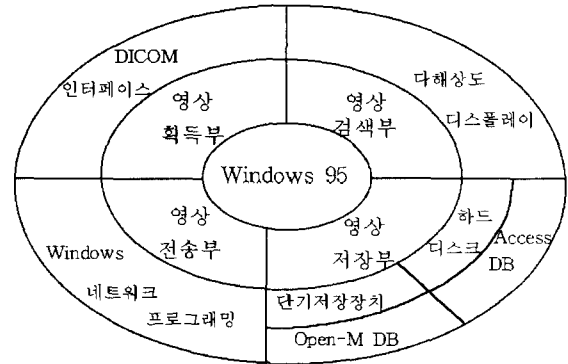


그림 2. 소프트웨어 구성도
Fig. 2. Software Configuration

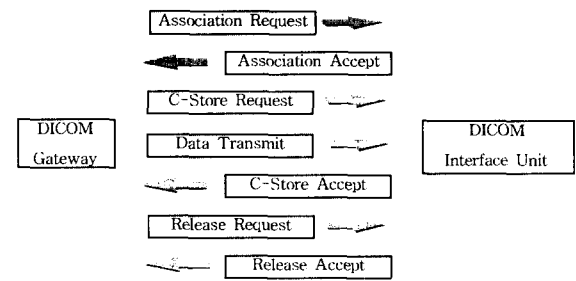


그림 3. DICOM 메시지 교환
Fig. 3. DICOM Message Exchange

(2) DICOM 인터페이스

DIU에서 영상을 받아 데이터베이스에 저장하도록 Windows 95에서 제공하는 윈도우소켓을 이용하여 TCP/IP를 지원하는 네트워크 프로그램을 구현하였다. TCP/IP에 의해 두 장비간의 연결을 하고, 한 장의 영상에 하나의 포트를 생성하여 통신함으로써 서로 다른 두 장의 영상이 하나로 섞이는 것을 방지하였다.

전송된 영상은 서버의 단기 저장장치에 저장하게 되며, 전송된 영상의 헤더로부터 환자의 ID를 얻어내어 이미 구현되어 있는 HIS에서 환자에 관련된 정보를 얻어 단기 저장장치의 데이터베이스에 저장하여 영상관리에 사용되게 된다.

(3) 영상 검색

웨이블릿을 이용하여 원영상을 3단계의 해상도를 가진 서브이미지로 나누어 관리하고 표시한다. 각 단계는 사용자의 편의를 위하여 마우스를 이용하여 동작하도록 프로그램하였다.

첫단계에서는 현재 사용자의 PC에 들어있는 모든 데이터를 한 화면에 표시한다. 화면에 보여지는 영상은 전해상도의 영상이 아니라 웨이블릿에 의해 변환된 영상중 가장 낮은 해상도를 가진 저주파성분의 영상만을 보여준다. 이렇게 함으로써 영상을 보여주는데 필요한 시간을 줄이고, 현재 PC에 있는 모든 영상

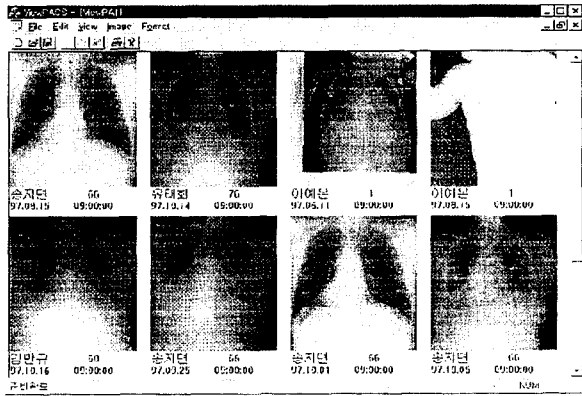


그림 4. 모든 환자의 영상과 정보
Fig. 4. Images and Information of all Patients

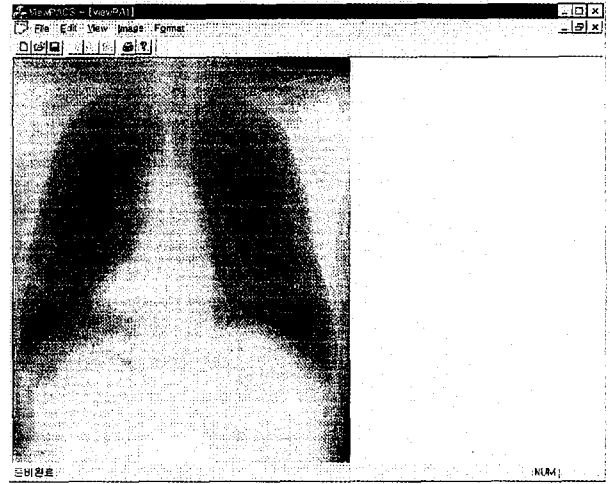


그림 6. 전해상도의 환자영상
Fig. 6. Full-resolution Patient Image

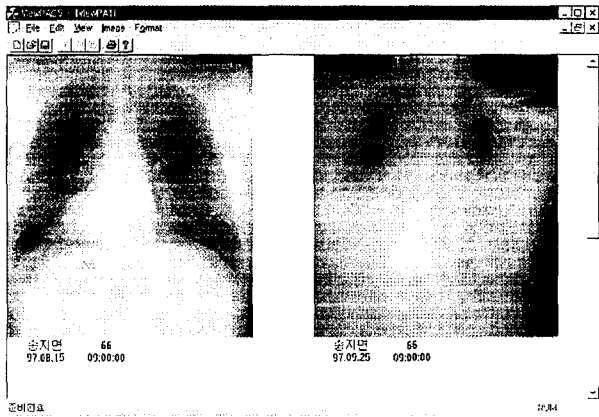


그림 5. 선택된 환자의 영상과 환자 정보
Fig. 5. Images and Information of Selected Patient

을 다 볼 수 있도록 하여 사용자가 자신이 원하는 영상을 쉽게 찾을 수 있도록 하였다. 또한 환자의 이름과 나이, 촬영일자를 보여주어 사용자의 선택을 돕도록 하였다. 그림 4는 첫단계의 화면을 보여준다.

두 번째 단계에서는 사용자의 PC에 저장되어 있는 한 환자의 영상만을 보여준다. 일반적으로 진료나 학술적인 목적으로 영상을 사용하는 경우, 한 환자의 이전 영상과 현재의 영상을 비교하여 더욱 정확한 정보를 얻을 수 있다. 이러한 목적을 돕기 위해 한 환자의 여러 영상을 동시에 화면에 나타나도록 하였다. 두 번째 단계로 가기 위하여 사용자는 전단계에서 원하는 환자의 영상을 마우스로 더블클릭을 하면 된다. 더블 클릭된 영상과 같은 환자의 영상들은 한 단계 높은 해상도를 지닌 영상으로 복원되어 보여진다. 그림 5는 두 번째 단계의 화면을 나타낸다.

마지막 단계는 선택된 하나의 영상만을 보여주게 된다. 현재까지는 원영상보다 낮은 해상도를 지닌 영상들을 보여주어 영상을 보여주기 위한 시간과 사용되는 메모리의 양을 줄이도록 하였다. 이 단계에서는 사용자가 원래의 해상도를 지닌 영상을 볼

수 있도록 한다. 두 번째 단계에서 어느 하나의 영상을 마우스로 더블 클릭하면, 전해상도의 영상으로 복원된다. 웨이블릿 변환에 의해 변환되었다가 복원된 영상은 원영상과 차이를 가지고 있다. 이 차이에 해당하는 영상을 압축하여 함께 저장하고 있다. 이 차이가 마지막 단계에서 함께 복원하여 손실이 전혀 없는 영상을 보여줄 수 있다. 그림 6은 전해상도의 환자 영상이다.

(4) 웨이블릿 변환을 이용한 압축 알고리즘

웨이블릿 변환은 신호처리에서 사용해 왔던 서브밴드나 필터뱅크와 같은 개념을 Daubechies 등이 수학적으로 정리한 것이다 [7,8]. 이렇게 정리된 웨이블릿 변환은 1차원 신호처리, 신호의 특성추출 등에서 관심있게 사용되어 왔다. 또한 1990년대에 들어오면서 2차원 신호인 영상처리에도 이용되기 시작하였으며, 특히 웨이블릿을 이용한 영상압축에 웨이블릿을 이용한 많은 방법들이 제시되기 시작하였다[9-11]. 웨이블릿 변환 자체는 압축 방법이 아니므로 함께 사용되는 압축방법으로 산술 코딩, 허프만 코딩, 벡터 양자화 등이 사용된다[11-13].

본 연구에서는 웨이블릿 변환 중에서 가장 간단하고 빠른 계산 속도를 가지고 있으면서도 완벽한 재구성이 가능한 Haar 웨이블릿 변환을 사용하였고, 변환된 서브이미지 중 저주파에 해당하는 영상은 무손실 압축방법인 DPCM을 이용하여 압축하였고, 나머지 고주파에 해당하는 영상은 손실 압축방법인 벡터 양자화를 이용하여 압축하였다.

1차원 신호와 달리 2차원 신호인 영상을 변환하기 위해서는 2차원 필터가 필요하다. 그러나 2차원 필터를 만드는 것도 어렵고, 계산속도도 보장할 수 없으므로, 1차원 필터를 X축과 Y축에 대하여 필터링 하는 방법으로 웨이블릿 변환을 실시하였다. 그림 7은 2차원 영상의 분해를 나타낸 것이며, 분해의 역과정에 의해 영상이 복원된다.

이와 같은 방법으로 영상을 3단계로 웨이블릿 변환을 실시하

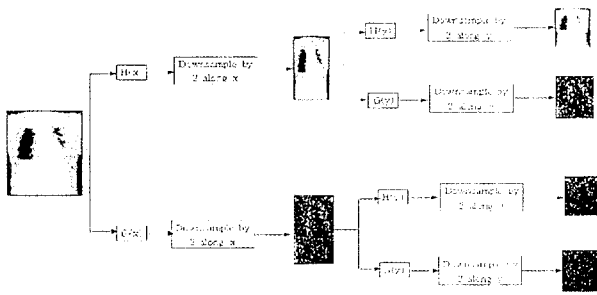


그림 7. 2차원 영상의 분해
Fig. 7. Image Analysis

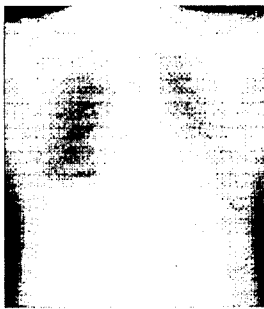


그림 8. 1760×2140의 원영상
Fig. 8. 1760×2140 Image



그림 8. 웨이블릿에 의해 변환된 영상
Fig. 8. Wavelet Transformed Image

계 된다. 3단계 웨이블릿 변환에 의해 생성된 영상들은 원영상의 1/64, 1/16, 1/4 크기를 갖게된다. 그림 8과 그림 9는 CR 영상을 3단계 웨이블릿 변환시킨 결과이다.

위와 같이 변환된 영상은 두 가지 방법으로 나뉘어서 압축된다. 대부분의 정보를 가지고 있는 저주파 영상의 경우에는 정보를 보존하기 위해 DPCM을 이용하여 무손실 압축을 하며, 방향성을 지닌 에지성분이 강조된 고주파 영상은 벡터 양자화를 이용하여 손실 압축한다.

해상도에 따른 압축 방법은 그림 10과 같이 나타난다.

	m=3	m=2	m=1
Low resolution	Horizontal 1 bpp size 2×2	Horizontal 0.25 bpp size 4×4 (k=16)	Horizontal orientation 0.25 bpp size 4×4(k=16)
Vertical 1 bpp size 2×2	Diagonal 1 bpp size 2×2		
	Vertical 0.25 bpp size 4×4 (k=16)	Diagonal 0.25 bpp size 4×4 (k=16)	
	Vertical orientation 0.25 bpp size 4×4 (k=16)		Diagonal orientation 0.25 bpp size 4×4 (k=16)

그림 10. 해상도에 따른 벡터 양자화
Fig. 10. Vector quantization according to the resolution

(5) 영상 처리

PACS에서 영상 처리는 논문의 주제의 하나로도 다루어지고 있다[4,5]. PACS에서 사용하는 일반적인 영상 처리 방법으로는 manipulation tools, processing tools, annotation tools로 구분된다[4]. 본 연구에서는 사용자의 편의를 위해 다음과 같은 영상 처리 방법을 구현하였다.

실험 및 결과

심혈관 ICU에 있는 CR을 이용하여 설계한 PACS를 실험하였다. 실험은 세 가지 내용을 실험하였다. 첫째는 Dejanette 게이트웨이와 DIU간의 CR 영상의 전송을 테스트하였고, 둘째는 Haar웨이블릿 변환과 다른 웨이블릿 변환과의 압축율과 복원율을 비교하였으며, 셋째는 검색 PC에서 영상을 검색하고 나타내는 속도와 CR 영상에 따른 압축율과 복원율을 계산하였다.

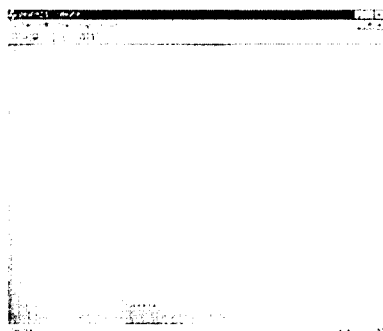


그림 11. 반전된 영상
Fig. 11. Image Invert

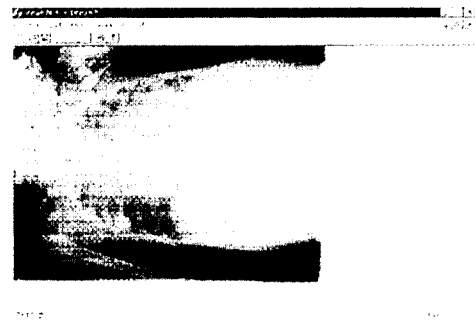


그림 12. 왼쪽으로 90° 회전시킨 영상
Fig. 12. Image Rotate

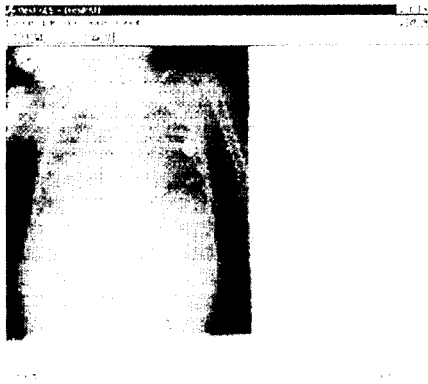


그림 13. 좌우를 바꾼 영상
Fig. 13. Image Flip

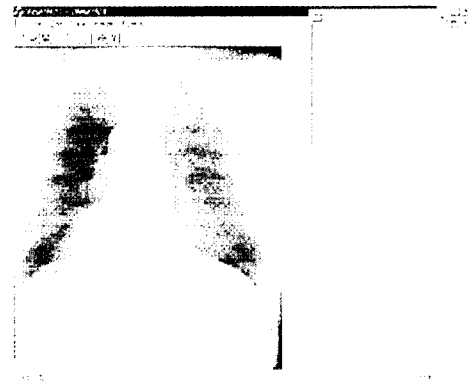


그림 14. 히스토그램 윈도우
Fig. 14. Histogram Window

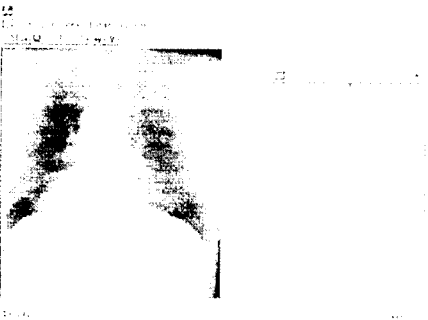


그림 15. 영상의 명암과 밝기 조절 윈도우
Fig. 15. Contrast & Brightness Window

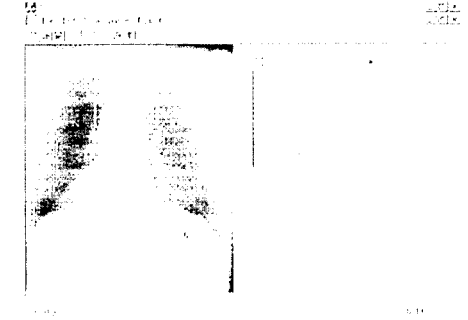


그림 16. 확대경
Fig. 16. Magnifying Window

표 3. 웨이블릿 필터와 벡터 양자화를 이용한 압축방법의 비교(dB)

Table 3. Comparison of compression method using wavelet filter & vector quantization(dB)

영상의 크기	Haar 필터		Daubechies 필터		QMF	
	복원율	압축율	복원율	압축율	복원율	압축율
512 × 640 × 8bits	35.30	6.00:1	27.04	5.99:1	25.44	5.97:1
512 × 576 × 8bits	33.90	5.77:1	28.58	5.77:1	24.51	5.75:1
512 × 640 × 8bits	33.91	6.03:1	28.35	6.01:1	25.03	5.99:1

(1) 영상 전송

Dejanette 게이트웨이에 들어온 CR 영상은 DICOM 3.0 표준 안에 맞추어서 DIU로 보내지게 된다. DIU에 들어온 CR 영상은 일단 단기 저장장치에 저장된다. 저장하기 전에 보내진 CR의 환자정보를 데이터베이스에 저장하게 된다. 한 장의 영상을 Dejanette 게이트웨이에서 단기 저장장치로 저장하고, 데이터베이스에 환자정보를 저장하는데 30~60초 정도의 시간이 걸렸다. 시간의 차이는 네트워크의 상황에 따라 크게 좌우된다. 특히 데이터베이스와 연결하고, 정보를 읽고 쓰는데 걸리는 시간의 변동에 따라 전체 시간의 변화가 생겼다.

(2) 웨이블릿 변환간의 압축율과 복원율 비교

웨이블릿 변환과 벡터 양자화를 이용한 압축 방법의 효율을 알아보기 위해 두 개의 웨이블릿 필터와 잘 알려진 서브밴드 필

터를 이용하여 비교 실험을 하였다. 웨이블릿 필터로는 본 논문에서 사용한 Haar 필터와 Daubechies가 제안한 필터 중 필터의 길이가 4인 필터[14]를 사용하였고, 서브밴드 필터는 QMF (Quadrature Mirror Filter)로 Johnston이 제안한 32의 길이를 갖는 필터를 사용하였다[15]. 2단계 필터링을 통해 서브이미지를 만들었으며, 저주파 서브이미지는 영상 정보의 손실을 줄이기 위해 무손실 압축방법인 DPCM을 사용하여 압축하였고, 저주파 영상을 제외한 나머지 서브이미지들에 대해서는 벡터 양자화를 이용하여 압축하였다. 원래의 CR 영상은 한 픽셀이 16bit으로 구성이 되고 크기가 약 2K×2K이지만, 여기서는 비교 실험을 위해 8bit로 샘플링하고 크기를 약 500×500으로 축소시킨 CR 영상을 만들어서 사용하여 압축율과 복원율을 계산하였다. 표 3은 실험에 대한 결과이다. 복원율은 PSNR(dB)을 사용하여 계산하였다.

표 3. CR영상에 따른 압축율과 화질

Table 3. Compression Ratio & Quality of CR Images

	영상의 크기	압축율(손실)	압축율(무손실)	PSNR(dB)
CR 1	1760×2140×16bit	22.63 : 1	3.27 : 1	30.88
CR 2	1760×2140×16bit	23.01 : 1	3.50 : 1	36.46
CR 3	1670×2010×16bit	22.56 : 1	3.68 : 1	28.82
CR 4	1670×2010×16bit	22.81 : 1	3.69 : 1	37.99

필터링 과정에서 필터의 계수값은 소수점을 가지고 있으나, 필터링을 하고 난 결과값은 8bit의 정수형으로 저장하게 된다. 이 과정에서 계산시에 생기는 소수점의 값들은 반올림으로 처리되어 오차를 발생하게 된다. 이 오차는 분해 압축과정에서 1차적으로 생기고, 복원과정에서 이미 오차가 생긴 결과값이 분해 과정과 동일하게 필터링에 의한 오차가 발생하게 된다. 이러한 오차는 Haar 필터에 비해, Daubechies 필터나 QMF 필터에서 더욱 크게 나타나게 된다.

(3) 영상 검색

영상을 표시하는 부분에서는 두 가지 사항을 고려하여 테스트 하였다. 첫째는 영상을 디스플레이 하는데 걸리는 시간이고, 둘째는 영상의 압축율과 영상의 화질을 고려하였다.

검색 PC의 하드웨어는 펜티엄 90MHz, RAM 32Mbytes, Video RAM 2Mbytes의 하드웨어와 17인치 모니터에 1024×768 모드의 화면에 디스플레이하였다. 개인 데이터베이스는 Microsoft사의 Access 97을 이용하였고, 모두 10개의 CR 영상을 데이터로 구성하였다. 한 환자의 여러 영상을 테스트하기 위하여 5장의 영상을 가진 환자, 3장의 영상을 가진 환자를 만들었다.

첫 번째로 디스플레이에 필요한 시간을 측정하였다. 사용자가 처음 데이터베이스를 오픈하여 10장의 영상의 저해상도 영상을 보여주는데 걸리는 시간은 5~6초 정도의 시간이 걸렸다. 두 번째로 사용자가 하나의 영상을 마우스로 선택하여 선택된 영상의 환자가 가진 다른 영상들을 한 단계 높은 해상도로 나타내는데 걸리는 시간은 한 환자가 가진 영상의 숫자에 따라 다르게 나타난다. 1장을 가진 환자의 경우에는 1초 이하의 시간이 걸렸고, 3장의 영상을 가진 환자의 경우에는 1~2초 정도의 시간이 걸렸으며, 5장의 영상을 가진 환자의 경우에는 3초의 시간이 걸렸다. 마지막으로 한 영상의 전해상도(full-resolution)를 가진 영상을 디스플레이 하는대는 40초의 시간이 걸렸다.

두 번째로 각 영상의 압축율과 복원영상의 화질을 계산하였다. 화질은 PSNR (dB)을 이용하여 나타내었고, 압축율은 손실 압축과 무손실 압축인 경우를 구분하여 계산하였다. 무손실 압축은 손실 압축의 복원영상과 원영상의 차이에 해당하는 영상을 DPCM을 이용하여 압축하고 이를 손실 압축된 데이터와 함께 저장하고 압축율을 계산하였다. 4개의 CR 영상에 대해 위와 같은 방식으로 압축을 해서 나타난 결과를 표 4로 나타내었다. 원영상의 특성에 따라 복원영상의 화질이 다르기는 하지만 30dB

정도의 좋은 화질을 나타내었다.

고 찰

개인 PC에 들어있는 환자의 영상들과 환자의 정보를 전체적으로 보여줌으로써 사용자가 자신이 원하는 영상을 쉽게 찾을 수 있었으며, 마우스를 사용하여 영상을 선택할 수 있게 함으로써 누구나 쉽게 사용할 수 있다.

전체 환자의 영상을 낮은 해상도로 보여주는 경우와 점진적으로 나아가서 사용자가 한 환자를 선택하여 그 영상을 보여주기 위한 시간은 영상의 수에 따라 다르기는 하지만, 1초에 두 장 정도의 디스플레이 하는 속도를 가지므로 만족스러운 속도를 가지고 있다. 그러나 전해상도의 영상을 보기 위해서는 약 40초 정도의 시간이 필요로 하게 되는 단점을 가지고 있다. 이것은 실험에서 사용된 PC보다 좋은 성능의 PC를 사용하여 보완할 수 있으나, CR 영상의 용량이 크고 (약 8Mbytes), 압축된 데이터를 풀기 위해 필요한 계산량이 매우 많으므로 속도를 줄이는 것에는 한계가 있다.

PACS에서 일반적으로 지원하고 있는 영상 처리기능을 몇 가지 구현하였고, 이를 실행하는 데는 PC를 이용하여도 원하는 시간에 처리를 할 수 있었다.

PC를 기반으로 하기 때문에 PACS를 구성하기 위해 필요한 비용은 절감하였다.

전체적으로 비록 워크스테이션에 비해 영상을 디스플레이 하는 속도가 뒤지기는 하지만, 웨이블릿 변환을 이용하여 점진적으로 영상을 디스플레이 하여 이러한 단점을 만회하고, 마우스를 통한 영상의 선택 등 사용자의 편의를 중시하는 PC 기반의 PACS를 구성할 수 있음을 알 수 있었다.

결 론

기존의 PACS는 워크스테이션을 사용함으로써 기능 면에서는 우수한 평가를 받아 왔으나, 가격이 비싼 단점을 가지고 있으므로, 작은 규모의 시스템을 구현하는 데는 문제점을 가지고 있었다. 본 논문에서는 이러한 워크스테이션의 단점을 극복하기 위하여 저렴한 가격으로 개인 컴퓨터를 이용하여 CR 영상을 다루는 PACS를 설계하였다.

영상의 용량이 큰 CR을 쉽게 다루기 위하여, 웨이블릿 변환

을 이용하여 하나의 영상을 여러 해상도를 지닌 서브이미지로 나누어서 관리하였다. 변환된 영상은 저장공간에 따라 분리하여 검색 PC의 하드디스크에는 저해상도의 영상들과 차이영상을 함께 저장하여 완전한 복원이 가능하도록 하였고, 장기 저장장치에서는 영상의 손실을 인정하므로 차이영상을 저장하지 않고, 압축된 저해상도 영상들만을 저장함으로써 저장공간을 줄일 수 있다.

다해상도의 영상을 사용함으로써 사용자가 자신의 하드 디스크에 있는 환자들의 영상을 보며 원하는 정보를 빠른 시간에 찾을 수 있도록 하였으며, 환자별로 해당하는 모든 영상을 한꺼번에 볼 수 있도록 하여 사용자가 진단하는 데 도움을 주도록 하였다. 또한 사용자가 환자의 영상을 보면서 마우스를 이용하여 선택하게 함으로써 사용자가 쉽게 환자의 영상을 검색하도록 하였다. 또한 사용자가 원하는 조건의 영상에 대해서만 단계적으로 해상도를 높여감을 통해 전해상도의 영상을 이용하여 원하는 영상을 검색하는 것보다 빠르고, 쉽게 찾을 수 있도록 하였다.

사용자의 편의를 위해 워크스테이션을 기반으로 하는 PACS에서 제공하는 영상의 반전, 회전, 플립, 히스토그램, 명암과 밝기의 조절, 확대경의 영상 처리기법을 PC를 통해서도 구현할 수 있음을 확인하였다.

참 고 문 헌

1. K. M. McNeill, M. Osada, R. Martinez, K. Tawara, K. Maloney, R. Vercillo, T. Ozeki, K. Komatsu, W. J. Dallas, Y. Fukushima, and 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, 1990.
2. B. K.T. Ho, O. Ratib and S. C. Horii, "PACS Workstation Design, Computerized Medical Imaging and Graphics", vol.15, no.3, pp.147-155, 1991.
3. J. Duch ne, J.F. Lerallut, N. Gong and R. Kanz, "MicroPACS: a PC-based small PACS implementation", Med. & Biol. Eng. & Comput., pp.268-276, 1993.
4. Y. Ligier, O. Ratib, M. Logean, C. Girard, R. Perrier, and J. R. Scherrer, "Object-Oriented Design of Medical Imaging Software", Computerized Medical Imaging and Graphics, vol.18, no.2, pp.125-135, 1994.
5. S. K. Yoo, K. M. Kim, N. H. Kim, J. M. Huh, B. C. Chang, and B. K. Cho, "Design of a Medical Image Processing Software for Clinical-PACS", Yonsei Medical Journal, vol.38, no.4, pp.193-201, 1997.
6. NEMA Standards Publication PS3.x, Digital Imaging and Communications in Medicine, 1994.
7. I. Daubechies, "The Wavelet Transform, Time-Frequency Localization and Signal Analysis", IEEE Trans. Inf. Theory 36, pp.961-1005, 1990.
8. I. Daubechies, "Orthonormal Bases of Compactly Supported Wavelets", Commun. on Pure and Appl. Math, 41: 909-996, November, 1988.
9. R. A. DeVore, B. Jawerth, and B. J. Lucier, "Image Compression Through Wavelet Transform Coding", IEEE Trans. on Information Theory, vol.38, no.2, pp.719-746, 1992.
10. V. N. Ramaswamy, K.R. Namuduri, and N.Ranganathan, "Lossless Image Compression Using Wavelet Decomposition", IEEE Proceedings of ICPR '96, pp.924-928, 1996.
11. E. A. B. da Silva, D. G. Sampson and M. Ghanbari, "A Successive Approximation Vector Quantizer for Wavelet Transform Image Coding", IEEE Trans. on Image Processing, vol.5, no.2, pp.299-309, 1996.
12. P. Saipetch, B. K.T. Ho, R. Panwar, M. Ma, and J. Wei, "Applying Wavelet Transforms with Arithmetic Coding to Radiological Image Compression", IEEE Engineering in Medicine and Biology, pp.587-593, 1995.
13. M. Antonini, M. Barlaud, P. Mathieu, and I. Daubechies, "Image Coding Using Wavelet Transform", IEEE Trans. on Image Processing, vol.1, no.2, pp.205-220, 1992.
14. A. S. Lewis and G. Knowles, "Image Compression Using the 2-D Wavelet Transform", IEEE Trans. on Image Processing, vol.1, no.2, pp.244-250, April, 1992.
15. J. D. Johnston, "A Filter Family Designed for Use in Quadrature Mirror Filter Banks", Proc. ICASSP, pp. 291-294, April, 1980.