

# 3차원 의료영상 기반의 원격 진단회의 시스템

서영건<sup>†</sup> · 김응환<sup>††</sup> · 정문렬<sup>†††</sup> · 박영택<sup>†††</sup> · 오해석<sup>†††</sup>

## 요 약

본 논문은 미래의 초고속 통신망의 환경에서 멀티미디어 기술을 이용하는 차세대 의료 진단 시스템을 구축하는 것이 목적이다. 이 시스템에서 원격지의 의사는 환자에 관한 정보와 MRI, CT, CR, Angio 같은 2차원 원부 의료 영상으로부터 재구성된 3차원 의료 영상을 통신망을 통해 공유하며 공동 진단을 하게 된다. 이 진단회의 시스템에서는 음성, 환자의 정보, 지시점(Hand Position), 3차원 의료 영상, 제어 데이터를 주고 받으며 진단회의를 제어한다. 3차원 의료 영상은 분석적 적분 계산을 이용한 광선 추적법에 의해 재구성 된다. 의료 데이터 베이스는 환자의 기본 정보, 의료 영상 정보, 사용자, 진단 결과 등으로 구성된다.

## A Tele-conferencing System for Medical Diagnosis based on 3D-medical Images

Yeong-Geon Seo<sup>†</sup> · Ung-Hwan Kim<sup>††</sup> · Moon-Ryul Jung<sup>†††</sup>  
· Young-Taek Park<sup>†††</sup> · Hae-Seok Oh<sup>†††</sup>

### ABSTRACT

In this paper, we describe an advanced medical diagnostic system using multimedia technologies in network environments. In this system, doctors in remote sites perform medical diagnosis by exchanging information about patients and 3-D medical images of malfunctioning body parts, which are reconstructed from 2-D images such as MRI, CT, CR, Angio. The diagnostic conferencing system controls the conferencing process by exchanging audio, information about patients, hand positions, 3-D medical images and control data. 3-D medical images are reconstructed by a ray casting method that uses an analytical integration. Medical database consists of basic information about patients, information about medical images, users, results of diagnosis.

### 1. 서 론

미래의 초고속 정보통신망에서의 응용 분야는 다양하게 적용될 것인데, 그 중에서도 의료분야에서의 응용은 비용면이나 시간적으로 큰 의미를 갖는다. 원격지에 있는 의사들의 지식을 이용하여 좀 더 나은

진단을 내릴 수 있고, 직접 의사의 방문 없이도 진단을 내릴 수 있으므로 시간도 절약할 수 있다. 이런 원격 의료진단을 위해서는 초고속 통신망과 성능이 우수한 진단회의용 컴퓨터 시스템이 요구된다. 본 시스템은 2차원 의료 영상의 3차원 표현, 의사들간의 정보 교환을 위한 진단회의, 정보를 관리하기 위한 의료 데이터 베이스로 구성된다. 국내외에서 의료영상의 통신을 위한 연구와 이를 이용한 진단회의의 연구가 활발히 진행되고 있다[4][11][16][17].

3차원 영상의 표현은 광선 추적법(ray casting)을 이

† 정 회 원: 숭실대학교 대학원 전자계산학과 박사과정  
†† 준 회 원: 숭실대학교 대학원 전자계산학과 석사과정  
††† 정 회 원: 숭실대학교 정보과학대학 컴퓨터학부  
논문접수: 1996년 5월 18일, 심사완료: 1996년 7월 18일

용하고 입체 가시화는 복잡한 3차원 부피 자료를 2차원 화면에 보여주는 것으로서 정보나 현상의 개념을 편리하게 영상으로 표현할 수 있다. 즉 복잡한 현상에 대한 직관적인 통찰을 얻기 위해 컴퓨터로 처리된 영상을 얻는다. 입체 가시화는 의료 분야에서 환자의 환부의 전체적인 조망을 위해서 많이 이용되고 있다 [3][13]. 본 논문에서는 의료영상 데이터와 과학관련 데이터등 3차원 체적 데이터의 시각화를 위한 분석적 방법에 대한 연구와 이를 이용하는 적분계산에 근간을 둔 효율적인 광선추적법 알고리즘의 개발과 구현에 관한 것을 기술한다.

지역적으로 멀리 떨어진 의사들은 서로 주고 받을 수 있는 정보의 한계가 있기 때문에 되도록 많은 양의 정보를 주고 받을 수 있는 진단회의를 필요로 한다. 진단 회의를 할 때 주고 받는 정보는 카메라에 의한 의사의 얼굴 또는 환자의 실 영상, 마이크에 의한 의사의 음성, 의료영상, 환자에 대한 텍스트 정보, 회의록 하면서 위치를 가리키는 지시점(Hand Position), 특정 정지 영상 등이 요구된다. 이들 회의용 자료들 중에는 단방향(simplex) 방식 또는 전이중(full-duplex) 방식으로 처리할 수 있어야 한다. 현재 WINDOW-NT 상에서 구현되어 있는 비디오 오버레이 카드 드라이브가 존재하지 않는 관계로 카메라에 의한 영상은 구현되지 못했으며, 음성도 현재 전이중 방식을 지원하는 드라이브가 없으므로 반이중(half-duplex) 방식으로 처리했다. 회의에 필요한 여러 자원들은 어떤 순간에도 서로 주고 받을 수 있도록 설계되어 있으며 1:n 통신에 적합하도록 구현했다. 진단회의에 필요한 화상회의 시스템은 MERMAID(Multimedia Environment for Remote Attendee Interactive)[12], PMTC(Personal Multimedia multi-point Tele Conferencing system)[10], MIAS(Multipoint Interactive Audio visual System)[14]이 구현되어 있다.

기본적으로 현재까지의 데이터 베이스는 멀티미디어를 완벽하게 지원하지 않기 때문에 데이터베이스에는 의료영상에 대한 자료는 보관하지 않고, 환자와 의료영상에 대한 정보만 관리한다. 의료 데이터 베이스는 다음의 테이블을 포함한다. 환자 정보, Exam 정보, 영상 정보, 보고서 정보, 사용자(의사) 정보, 폴더(Folder) 정보, Modality 정보, 부위(Body Part) 정보가 있다. 의료 기관에서 사용하고 있는 의료 영상은

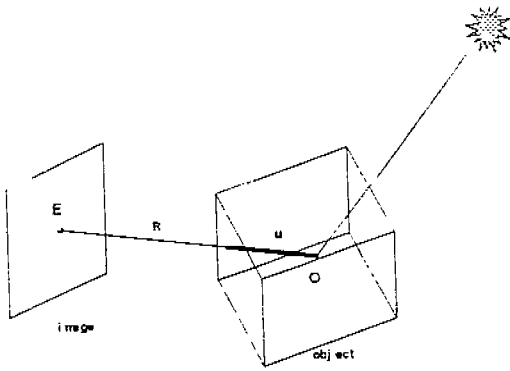
CT(Computed Tomography), MRI (Magnetic Resonance Image), CR (Computed Radiology), Angio (Angiography) 등 여러 가지가 있는데, 이런 영상은 파일로 저장하고 상세한 텍스트 정보만 데이터베이스에 관리한다. 의료영상을 이용한 회의에 관한 자료는 폴더라는 곳에 저장하고 있고 각 폴더 내에는 여러 개의 study(영상 촬영한 series를 최대 3개 단위로 묶은 것)로 구성되며 study는 series(한 부위를 일련으로 촬영한 영상들)로 구성되며 series는 여러 장의 의료 영상들로 구성된다[7].

구현 환경에서 운영체제는 WINDOWS-NT 3.5, 시스템은 CPU Pentium 150MHz, 주 메모리 64 M 바이트, 네트워크는 ATM 155.52 Mbps, 네트워크 프로토콜은 TCP/IP over ATM, 프로세스간의 통신은 Win32 Socket API, 컴파일러는 Visual C++ 2.0을 사용했다.

## 2. 3차원 의료영상 표현

3차원 영상표현에서 가장 많이 사용하는 방법은 광선추적법(ray casting)으로서 빛이 광원에서 출발하여 물체에 도달해서 반사하여 망막에 맺히는 자연현상을 시뮬레이션 하는 방법이다[5]. 실제로 자연현상에서는 망막(이미지)의 한 점에 도달하는 빛은 광원에서 출발한 무수히 많은 수의 빛이 무한히 많은 물체상의 점에 도달하여 각 점의 특성에 따라 반사하여 각기 다른 방향으로부터 도달하여 합하여지므로 이 현상을 정확히 시뮬레이션 하는 것은 불가능하다. 따라서 더 단순한 모델이 필요한데 보통 광선 추적법에서는 이미지상의 각 점(픽셀, pixel)에 들어오는 빛중, 단 한 방향의 빛만을 고려한다. 그리고 본 연구에서는 이미지상의 모든 점에 들어오는 빛은 평행하며 이 빛과 이미지가 수직(orthographic parallel projection)을 이룬다고 가정한다. 즉, 이미지 상의 각 픽셀의 색을 결정할 때 이러한 조건을 만족하는 빛만을 고려한다.

이 광선추적법에서는 이미지상의 각 픽셀에서 이미지평면과 수직인 가상의 광선을 반투명물체를 향하여 발사한다. 광원에서 나온 빛은 이 가상의 광선상에 있는 물질의 한 점에 도달하여 그 점에서의 물질의 성질에 따라 반사한다. 이중 픽셀 E 방향으로 반사된 빛만이 픽셀 E의 색을 결정하는데 영향을 미치는데 다시 이 점에서 E 방향으로 반사된 빛은 점과 E



(그림 1) 광선 추적법  
(Fig. 1) Ray Casting

사이에 있는 반투명물질을 통과하면서 강도가 변하여 E에 맺힌다. 광선 R 상에 있는 임의의 점에서 이 값을 계산하여 모든 R 상의 점 O에 대하여 합하므로써 E의 색이 결정된다.

현재 가장 많이 쓰이고 있는 계산법은 Levoy의 이산적 누적계산법[6]으로서 선택된 어느 한 점 u에서의 단위길이 불투명도는  $\alpha(u)$ 라고 하고,  $\alpha_{out}(u)$ 를 점 u를 포함한 단위길이 물질에서 픽셀까지의 누적불투명도라하고,  $\alpha_{in}(u)$ 를 점 u를 포함한 단위길이 물질을 고려하지 않고 계산한 누적불투명도라고 할 때 u를 포함한 누적 투명도  $1 - \alpha_{out}(u)$ 는 u를 포함하지 않는 누적투명도  $1 - \alpha_{in}(u)$ 와 점 u에서의 투명도  $1 - \alpha(u)$ 를 곱함으로 얻어진다. 즉  $1 - \alpha_{out}(u) = (1 - \alpha_{in}(u))(1 - \alpha(u))$ 로부터 다음과 같은 관계를 얻을 수 있다.

$$\alpha_{out}(u) = \alpha_{in}(u) + \alpha(u)(1 - \alpha_{in}(u)) \quad (1)$$

마찬가지로 픽셀에서 점 u까지의 누적색깔은 다음과 같이 얻을 수 있다. 그 물질이 완전히 불투명일 때 C(u)를 점 u를 포함한 단위길이의 물질에서 픽셀방향으로 반사되는 색이라 하자. 그 물질의 불투명도가 실제로 (u)라 하면 반사되는 색의 강도는 C(u) $\alpha(u)$ 가 된다. 이 색은 픽셀과 점 u 사이의 투명도에 의하여 약화되므로 C<sub>out</sub>(u)를 점 u를 포함하여 픽셀에서부터 계산된 누적색깔이라 하고 C<sub>in</sub>(u)를 u를 포함하지 않고 계산된 누적색깔이라 할 때 다음과 같은 관계를 얻는다.

$$C_{out}(u) = \alpha_{in}(u) + (1 - \alpha_{in}(u))C(u)\alpha(u) \quad (2)$$

위의 두 관계 (1), (2)로부터 픽셀에서 가장 가까운 광선상의 점부터 차례로 계산하면 그 픽셀에 맺히는 누적 색깔을 얻을 수 있다.

### 3. 진단회의

진단회의에서는 다양한 정보들을 공유하게 되는데, 이 정보들의 효율적인 전송, 수신, 표현은 가장 중요한 과제라 할 수 있다. 여기서 송수신되는 정보는 카메라로부터의 영상, 마이크로로부터의 음성, 텍스트, 정지영상, 의료영상, 지시점, 제어데이터로 구분된다.

#### 3.1 데이터 송수신을 위한 설계 원칙

(1)언제든지 데이터를 주고 받을 수 있어야 한다[1][2].

특정 호스트와 데이터(텍스트 데이터, 멀티미디어 데이터)를 언제든지 주고 받을 수 있도록 해야 하는데, ATM 네트워크 상의 TCP/IP의 UDP를 이용하여 상대방은 언제든지 받을 준비가 되어 있다. UDP를 NonBlocking(Aync) 모드로 설정하여 데이터가 있는 경우에만 처리하도록 했고[9], 데이터가 발생하지 않으면 다른 사용자 인터페이스와 관련된 일을 처리하도록 했다.

(2)실시간으로 데이터를 주고 받을 수 있어야 한다.

본 시스템에서 구현된 방법은 ATM 네트워크상의 UDP는 TCP를 이용하는 것보다는 훨씬 빠른 전송속도를 제공한다. TCP를 이용하면 MAC(Media Access Control) 층의 전송속도의 20% 정도의 대역폭으로 전송되고 UDP를 이용하면 MAC 층 전송속도의 50%정도의 대역폭으로 전송된다. 그래서 ATM 상의 UDP는 80Mbps 정도의 전송속도가 된다는 것을 알 수 있다[8]. 가장 많은 전송량을 차지하는 데이터는 카메라의 영상인데, 최대 통신량은 300 × 300 × 3(가로, 세로, 색깔) × 15프레임/초 인 경우 4.05M 바이트가 된다. 이는 약 40 Mbps 면 되므로 충분하다. 그러나 물리적인 전송량보다는 데이터 발생이 여러 곳에서 두 개 이상이 발생할 경우에는 전송모들은 한 번에 하나씩 처리하므로 우선순위가 낮은 데이터는 지연처리될 수 있다. 예를 들어 의료 영상이 큰 경우에는 1M바이트 정도의 크기도 있으므로 이것을 보내는

네는 약간의 시간이 소요되므로 카메라 영상을 보내는 시간과 겹치면 우선적으로 카메라 영상을 처리하기로 한다. 또한 카메라에 의한 영상은 중간에 1-2 프레임 삭제되더라도 큰 문제가 없지만, 음성 데이터는 한 프레임이 삭제되면 데이터의 질에 큰 영향을 미치기 때문에 음성 데이터가 가장 우선적으로 처리된다.

(3) 어떤 호스트라도 데이터를 주고 받을 수 있어야 한다.

회의 시스템은 2인용이 아니라 여러 명의 의사들이 한곳에 모여서 회의를 하는 것이 불가능하기 때문에 이용하는 것인 것 만큼, 하나의 이용자는 다른 어느 이용자에게도 데이터를 보낼 수 있고 어느 이용자로 부터도 데이터를 받을 수 있어야 한다. 비연결형 서비스를 이용하여 실제로 데이터를 전송할 때 상대방을 명시하기 때문에 어떤 호스트라도 송신이 가능하고 수신할 때는 데이터의 패킷속에 상대방의 주소가 실려서 수신되기 때문에 어느 순간이든 어느 호스트건 모두 송신이 가능하다[15].

예를 들어 한 순간에 두 개의 호스트가 동시에 데이터를 보내 온다면, 이미 이런 상황은 MAC 층에서 제공할 수 없으므로 불가능하다. 실제로는 아주 미세한 시간적 공간을 두고 수신 될 것이다. 특정 호스트로부터 데이터가 수신되면 이벤트가 발생되어 이미 데이터는 수신되므로 다음 호스트로부터 온 데이터는 다음으로 받게 된다. 결국 어디서 왔는가는 중요하지 않다. 그 데이터가 어떤 데이터 종류인가에 따라 표현되는 디바이스가 다르게 처리되기 때문이다.

### 3.2 진단회의에 사용되는 데이터

원격지에 있는 여러 명의 의사들이 서로의 의사를 교환하고 특정 대상에 대해서 결론을 내리는데 필요한 정보들을 서로 신속하게 교환할 수 있도록 지원해야 되는데, 그 중에서 가장 중요한 데이터는 음성이다.

음성은 현재의 전화기와 같은 기능을 하도록 설계하는 것이 가장 중요하다. 또한 음성 데이터는 중간에 약간의 잡음은 허용할 수 있지만 한 프레임 이상씩 삭제되어서는 안된다. 본 시스템에서 구현된 음성처리는 반이중 방식으로 구현되어 있고 0.1초 녹음 -> 전송 -> 0.1초 녹음 -> 전송 순으로 되어 있기 때문에 수신측에서는 0.1초 후에 음성을 듣게 된다. 수신측에서 음성을 듣다가 음성을 보내고 싶다면 음성

전송모드로 두고 말을 하면 된다. 이때 상대방은 자동적으로 수신모드로 변한다. 이는 반이중으로 처리하기 때문이다.

다음으로 중요한 데이터는 의료 영상이다. 현재의 의료 기관에서는 벽에 설치된 의료 영상 뷰 박스(View Box) 위에 일련의 의료영상을 걸어 놓고 이야기하고 있다. 의료 영상은 의료 영상 서버에서 리모트에 있는 의사가 이용하고 있는 시스템으로 실시간으로 영상을 전송해야 한다. 이 때 한 장으로 구성된 영상도 있겠지만 여러 장으로 구성된 의료 영상이 더 많다. 사용자가 원하는 대로 2차원으로 상대방에 보이게 할 수도 있고 3차원으로 바꾸어서 상대방에게 나타나게 할 수도 있다.

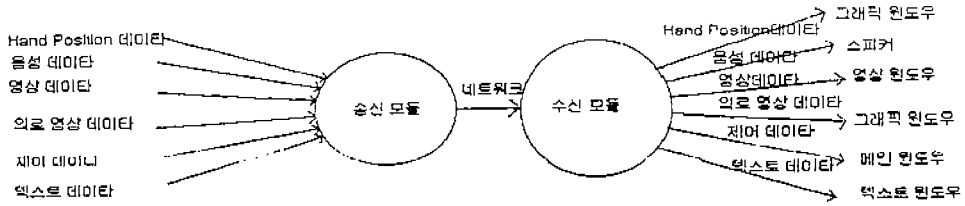
지시점은 사용자가 서로 이야기를 하면서 의료 영상의 특정위치를 가리키면서 이야기 하도록 지원한다. 이 위치는 마우스로 제어하며 한쪽 방향 또는 동시 양방향 모두 지원한다.

의료 영상과 함께 부가적인 정보에 관한 자료를 원격지에 있는 의사도 보아야 되는 데, 이 정보는 데이터 베이스에 환자에 대한 정보로써 들어 있으며 의사가 의사 결정을 내리는 데 중요한 자료가 된다. 텍스트 윈도우가 따로 존재하여 환자의 이름, 현재 상태, 최근의 병에 대한 결론, 나이, 임신여부, 담당의사, 성별, 부위, 의료영상 종류, 병 발생일자, 최근 진단일자 등이 표시된다.

위의 네 가지 구성요소를 제외한 통신시스템 상의 제어데이터가 요구되는데, 회의 참가요구 및 결정, 회의 종료, 음성모드 전환 등을 결정할 때 이용된다. 음성데이터의 수신모드에서 전송모드로 바꿀 때 CONTROL\_AUDIO\_RECV를 보내어 상대방을 전송모드에서 수신모드로 바꾼다.

### 3.3 데이터 송수신 및 표현

발생되는 데이터는 송신 모듈의 하나의 큐 속에 저장되고 데이터의 종류와 크기를 갖고 있으며, 어떤 호스트로 보낼 것인가도 포함한다. 네트워크의 트래픽 또는 시스템의 성능에 의하여 큐에 대기하게 되는 시간은 있을 수도 있는 데, 이 경우에는 먼저 도착한 데이터를 먼저 처리하게 된다. 송신된 데이터는 데이터의 크기와 종류를 갖고 있으므로 종류에 따라서 표현되는 디바이스가 다르게 적용된다. (그림 2) 에서와



(그림 2) 데이터 송수신과 표현의 관계  
(Fig. 2) Relation of transmission and Representation of data

같이 여러 곳에서 발생된 데이터는 송신 모듈에서 처리하고 수신 모듈에서는 수신된 데이터를 특정한 디바이스에 표현한다. 예를 들어 음성 데이터는 음성 카드에서 음성 획득 모듈로 와서 송신모듈로 넘겨주기만 하면 송신모듈이 처리한다. 추후에 새로운 데이터 소스가 추가되더라도 간단하게 처리할 수 있다. 수신된 데이터는 각각 지정된 디바이스에 표현되는데, 카메라 영상은 영상 윈도우에, 의료 영상은 그래픽 윈도우에 BITMAP 으로 표현되고, 텍스트는 텍스트 윈도우에, 음성은 스피커로, 지시점은 그래픽 윈도우에, 제어데이터는 메인 윈도우에 표현된다.

#### 4. 의료 데이터 베이스

의료기관에서 의료영상을 이진화하여 컴퓨터에 저장해 놓고 하나의 영상은 여러 의사들이 공유해서 사용할 수 있도록 하는 PACS(Picture Archiving and Communication System)이 있는데[7], 여기서 사용되는 이진화된 영상의 종류는 다음과 같다. 내용은 가로×세로×그레이 레벨 비트수를 나타낸다.

CT(Computed Tomography): 512 × 512 × 12

CR(Computed Radiology): 2K × 2K × 10

MRI(Magnetic Resonance Imaging):  
512 × 512 × 12

Angio(Angiography): 1K × 1K × 12

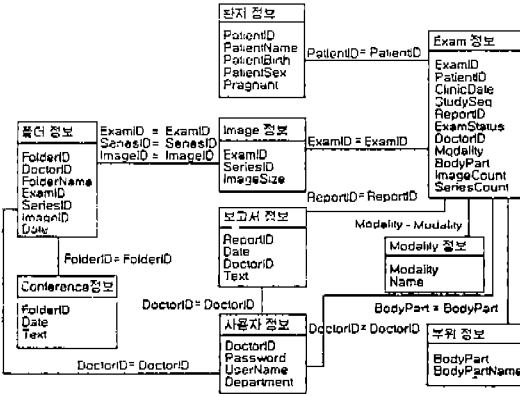
DSA(Digital Subtraction Angio): 1K × 1K × 12

의료영상은 종류에 따라 1장~수십 장으로 구성되어 있는데, 이진화된 영상은 DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) 파일 형태로 저장되고 공간을 줄이기 위하여 여러장으로 구성된 영상은 동영상으로 간주하여 압축(예, MPEG)도 수행 한다.

기존의 판독 방식은 뷰박스(view box)에 필름을 걸어놓고 의사들이 판독을 하게 된다. 여기서 판독하는 필름의 종류에 따라서 뷰 박스에 필름을 끼우는 방식도 달라진다. 의료 영상을 이진화해서 컴퓨터에 저장시켜 놓고 이용하는 PACS 시스템에서는 실제 환경을 구현하기에는 어려운 점이 많이 있다. 하나의 모니터에 30개의 영상을 보이게 할 수도 없다. 실제 필름의 해상도는 아날로그이기 때문에 해상도가 상당히 높으므로, 이진화된 영상을 모니터에 보이게 하기 위해 여러개의 모니터를 사용하기도 한다. 필름 디지털타이저를 이용하여 아날로그 필름을 이진화하고 해상도는 최대 3500 × 4300 × 12 비트 정도 되는데 이 크기를 표시할 수 있는 고해상도 모니터를 이용할 수 없기 때문에 다시 사본의 일 크기로 줄이기도 한다.

진단회의는 폴더라는 기본적인 의료영상 묶음 단위에 의해서 행해지는데 폴더의 종류는 Exam 폴더, 컨퍼런스 폴더, 개인 폴더, 아카데미 폴더로 나누어진다. 어떤 폴더를 통하여 결론이 났거나 의견을 데이터베이스에 저장해야 하고, 회의 중에 의료영상에 표시한 각종 그래픽 정보를 Annotation이라 하는데, 하나의 폴더에는 여러개의 텍스트 의견과 여러개의 Annotation이 들어갈 수 있다. 이 정보는 다음에 개최되는 컨퍼런스에서 다시 보게 될 것이다. Annotation은 백터 데이터로 관리되며 원 영상에는 영향을 미치지 않으며 단지 화면에 보일때만 겹쳐서 보이게 된다.

의료자료는 크게 의료영상 자료와 환자와 폴더 정보로 나누어지는데, 의료 영상은 파일로 관리되며 환자와 폴더 정보는 데이터베이스에 저장된다. 의료영상은 영상 한 장당 하나의 화일로 저장되고 파일구성은 ExamID + SeriesID + ImageID.img로 만들어진다. 이 파일에 대한 인덱스는 영상 정보 테이블에서



(그림 3) 의료 데이터 베이스  
(Fig. 3) Medical Database

관리되고 응용프로그램에서 하나의 Exam에 관련된 모든 영상을 읽어들이어 3차원으로 표현하고 상대방으로 전송된다. (그림 3)은 의료 데이터 베이스의 테이블 관계를 명시하고 있고 각 테이블에 포함되는 내용은 다음과 같다.

- 환자정보: 환자 한 사람에 대한 인적 사항 및 현재 상태
- Exam정보: 방사선 검사후 이진화된 영상을 획득한 검사에 대한 정보
- 영상정보: 한 Exam에서 여러 영상이 발생되며, 각각의 영상에 대한 정보 및 영상을 보관하고 있는 파일을 관리
- 리포트정보: 진단 결론이 난 결과 보고서를 관리
- 사용자정보: 시스템을 사용하는 사용자 정보
- 폴더 정보: 여러명의 의사들이 함께 하는 아카데미 폴더 관리
- Conference 정보: 회의가 발생할 때 회의의 계획표
- Modality 정보: 의료영상 종류와 이름
- BodyPart 정보: 의료영상의 인체의 특정 부위를 가리키는 정보

5. 구현

사용자는 먼저 진단회의를 할 의사(호스트)와 대상을 선택한다. 대상이란 이미 파일로 저장된 환자의 2차원 의료 영상과 환자의 정보를 의미한다. 물론 이

미 대상을 이용하기 전에 데이터베이스에 등록해 두어야 한다. 선택후에는 원격 호스트에도 같은 화면을 보게 되므로 같은 컴퓨터 모니터를 통해서 보는 것과 같다. 여기서 선택할 수 있는 기능은 음성 송신 모드, 지시점 송신 모드, 다른 회의 대상 선택, 보고서 작성 등이 있다.

5.1 적분 계산을 이용한 광선추적법에 의한 3차원 표현

(그림 1)의 한 픽셀에서 발사된 광선은 직선이므로 한 매개 변수  $u$ 로 매개될 수 있다. 즉 광선상의 임의의 점은 그 픽셀과 그 점과의 거리  $u$ 의 함수로 표시할 수 있다. 따라서 매개변수  $u$ 는 광선상의 한 점을 나타낸다.  $\alpha_c(u)$ 를 픽셀과 광선상의 점  $u$  사이의 누적 불투명도라하고  $\Delta u$ 를 체적원소의 불투명도를 정의하는데 사용된 단위 길이라고 하자. 체적이 광선을 따라 이 단위 길이로 나누어져 쌓여 있다고 생각할 수 있다. 픽셀에서 점  $u$  까지의 투명도는  $1 - \alpha_c(u)$ 로 표현된다. 그때 픽셀에서 점  $u + \Delta u$  까지의 투명도  $1 - \alpha_c(u + \Delta u)$ 는  $u$ 와  $u + \Delta u$  사이의 투명도인  $1 - \alpha_c(u) \Delta u$ 와  $u$ 까지의 투명도  $1 - \alpha_c(u)$ 의 곱으로 표현된다. 즉  $1 - \alpha_c(u + \Delta u) = (1 - \alpha_c(u) \Delta u)(1 - \alpha_c(u))$ 로 표현되며 다음과 같은 관계를 얻을 수 있다.

$$\alpha_c(u + \Delta u) = \alpha_c(u) + \alpha(u) (1 - \alpha_c(u)) \Delta u \tag{3}$$

마찬가지로 누적색깔  $C_c(u)$ 는 다음과 같이 계산될 수 있다.  $C(u)$ 는 점  $u$ 에서의 픽셀 방향으로의 색이고 점  $u$ 를 포함하는 단위길이  $\Delta u$ 를 물질의 단위길이당 불투명도가  $\alpha(u)$  이므로 점  $u$ 에서 실제로 픽셀방향으로 반사되는 색의 강도는  $C(u) \alpha(u) \Delta u$ 가 된다.

이 빛은  $u$ 와 픽셀사이를 통과하면서 약화되므로 다음과 같은 관계가 성립한다.

$$C_c(u + \Delta u) = C_c(u) + (1 - \alpha_c(u)) C(u) \alpha(u) \Delta u \tag{4}$$

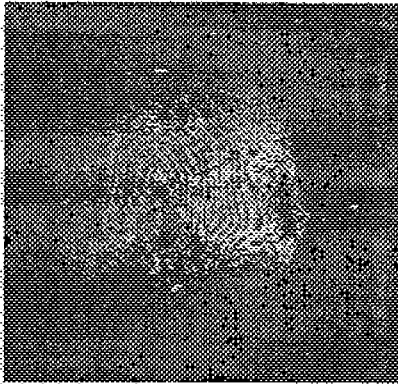
식 (3),(4)에서 단위길이  $u$ 를 무한하게 작게 잡으면 (3),(4)는 지금까지의 이산적 관계가 아닌 연속적 관계가 된다. 하지만 이때  $\alpha(u)$ 는 본래의 정의인 “단위 길이 불투명도”와는 다른 새로운 해석이 필요하다. 정확히 표현하면 이 경우  $\alpha(u)$ 는 빛이 그 점  $u$ 를 통과

하면서 흡수되는 정도인 미분불투명도(differential opacity)라 부른다. 이를  $\alpha(u)$ 와 구분하기 위하여  $\beta(u)$ 라 하자. 그러면 (3),(4)의 연속적인 형태인 다음과 같은 관계를 얻는다.

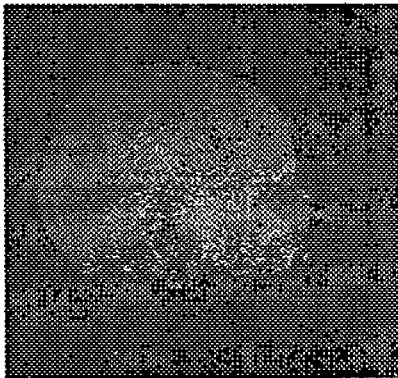
$$d\alpha_c(u)/du = \beta(u)(1 - \alpha_c(u)) \tag{5}$$

$$dC_c(u)/du = (1 - \alpha_c(u))C(u)\beta(u) \tag{6}$$

(5)의 미분방정식을  $\alpha_c(0)=0$ 의 조건으로 풀면  $\alpha_c(u) = -e^{-\int_0^u \beta(s)ds} + 1$ 을 얻는다. 여기서  $\int_0^u \beta(s)ds$ 의 값을 결정하는 문제가 중요하다.



(그림 4) 이산적누적계산법(MRI)  
(Fig. 4) Discrete Accumulation



(그림 5) 적분 계산법(MRI)  
(Fig. 5) Integration

픽셀에서 발사된 광선은 많은 셀을 통과하는데  $\beta(u)$ 는 점  $u$ 가 속해 있는 셀을 둘러 싸고 있는 여덟 개의 체적요소의  $\beta$  값에 의하여 3차 선형근사된다. 따라서 우리는 광선을 분할하여 선분들인  $[0, u_0], [u_0, u_1], \dots, [u_{n-1}, u_n]$ 을 정의할 수 있는데, 여기서 각 선분  $[u_{i-1}, u_i]$ 는 한 셀에 속한다. 그러면  $\int_0^u \beta(s)ds$ 는  $\sum_{i=1}^n \int_{u_{i-1}}^{u_i} \beta(s)ds$ 로 나타낼 수 있다. 이때  $\beta(s)$ 는  $s$ 가  $u_{i-1}$ 에서  $u_i$  사이에 변할 때 오직 한 셀에서만 정의되고,  $\beta$ 는 그 셀에서 3차 다항식으로 표현되므로 부정적분이 존재하게 되고, 그 부정적분은 모든 셀에 대하여 일정한 형태를 갖는다. 따라서 미리 계산된 부정적분의 계수를 이용하여  $\sum_{i=1}^n \int_{u_{i-1}}^{u_i} \beta(s)ds$ 는 쉽게 계산될 수 있다. 마찬가지로 (6)의 미분방정식의 해를 구하면  $C_c(u) = \int_0^u C(u)\beta(u)(1 - \alpha_c(u))$ 를 얻는다. 위에서  $1 - \alpha_c(u) = e^{-\int_0^u \beta(s)ds}$ 이므로  $C_c(u) = \int_0^u C(u)\beta(u) e^{-\int_0^u \beta(s)ds}$ 이다. 여기서  $e^{-\int_0^u \beta(s)ds}$ 로 인하여 위의 부정적분이 우리에게 알려져 있는 함수로 나타내지지 않는다. 따라서 위 적분 값을 근사시킬 수 있는 방법이 필요하다. 직접  $e^{-\int_0^u \beta(s)ds}$ 를 다항식으로 근사시켜 부정적분을 구할 수 있다. 입력 자료는 사람 두뇌를 MRI로 촬영한  $256 \times 256 \times 108 \times 12$ bits 크기의 자료이다. 현재는 12비트 자료를 8비트로 변환하여 약 16M 바이트에서 약 8M 바이트로 줄여서 사용하고 있다. (그림 5)는 제안된 방법으로 표현된 것인데, 기존의 방법보다 훨씬 부드럽다는 것을 알 수 있다.

### 5.2 데이터 송수신

#### (1) 송수신 헤더

```
typedef struct {
    char type; // 데이터 종류
    long size; // 데이터 크기
    char flg; // 데이터가 다음에 또 있을
                // 때는 '1'(MORE_DATA) 없으면
                // '0'(ONE_DATE)
} HEADER
BYTE *DataBuf; // 데이터 버퍼
```

보낼 데이터가 발생되면 HEADER와 데이터 버퍼를 송신 모듈에 넘겨 주면 큐에 저장된 우선 순위대로 상대 호스트에 전송된다. 상대 호스트는 시스템이

구동된 직후에 설정되기 때문에 호스트의 이름은 명시하지 않는다. 데이터를 서로 주고 받기 전에 데이터의 종류, 크기, 한번 또는 두 번 이상의 데이터라는 것을 의미하는 플래그를 갖는 HEADER를 먼저 주고 받는다.

받는 측에서는 데이터 종류에 따라서 특정 정해진 메모리 버퍼를 할당하고 size 만큼 데이터를 받아서 그 버퍼에 채운다. flg=1 이면 다음에 오는 HEADER를 받고 이어서 오는 데이터는 그 버퍼의 채워진 다음 부분부터 채운다.

### (2) 데이터 버퍼

각 데이터 종류별 버퍼 포인터 하나씩(예외, 음성 데이터 반이중처리를 위해서는 4개의 포인터)이 요구된다. 마이크로부터 음성 입력용 버퍼, 네트워크에서 전송된 음성을 스피커로 출력하기 위한 버퍼가 각각 하나씩 존재하는 데, 음성은 연속된 데이터스트림이기 때문에 출력하는 동안에 두 개의 출력 버퍼가 요구된다. 하나는 현재 출력하고 있는 버퍼, 하나는 네트워크 상에서 온 데이터를 담아 두는 버퍼이다. 결국 이 두 개의 버퍼를 번갈아 가면서 출력용, 네트워크용으로 사용된다. 마찬가지로 마이크로부터 입력을 할 때 하나는 마이크로부터의 입력용 버퍼 하나는 네트워크 상으로 전송하기 위한 하나의 버퍼가 필요하다. 만약 두 개를 같은 버퍼로 쓴다면 이미 보내기 전에 다음 음성 데이터가 먼저 데이터를 읽어 버리게 할 수 있다. 결국 이 두 개의 버퍼도 번갈아 가면서 하나는 입력용, 하나는 네트워크 전송용으로 사용된다.

또 다른 하나의 예외는 영상 데이터이다. 영상 데이터도 음성데이터와 같이 전이중방식을 지원하기 위해서는 3개의 버퍼가 요구된다. 하나는 카메라 영상 입력용, 하나는 입력된 영상의 전송용, 하나는 받는 측의 영상의 출력용으로 정해진다. 앞의 두 개의 버퍼는 출력용, 영상용 번갈아 가면서 사용된다.

### (3) 송신

헤더를 송신하는 것은 이미 크기가 정해져 있기 때문에 간단하다. 더구나 헤더의 크기가 정해져 있어야만이 송신측과 수신측이 동기화를 맞추는 데 편리하다. 먼저 HEADER를 보낼 때는 Async모드이고 UDP

데이터그램을 이용하기 때문에 상대방(peer\_addr)을 확인하지 않고 그냥 보낸다. 이때 상대방의 응용프로그램이 동작중이지 않거나 버퍼가 비어 있지 않는 경우에는 송신측에서는 오류가 발생하지 않고 다만 수신측에서 데이터를 읽어버리게 된다. HEADER를 보낸 후 HEADER의 크기와 보낸 데이터의 크기가 같으면 HEADER의 전송은 끝나게 되고 다음에는 실제 데이터를 보내게 된다.

- 1) send a HEADER to peer\_addr
- 2) if (sizeof(HEADER) is equal to return\_value) then return(TRUE) else return(FALSE)

실제 데이터를 보낼 때는 데이터의 종류는 의미가 없다. 이미 HEADER 정보에 모두 보냈기 때문이다. 단지 여기에서 고려해야 될 것은 보낼 데이터가 MAX\_FRAME\_SIZE보다 큰 경우이다. 이런 데이터는 여러 번에 나누어서 전송해야 된다. 여러 프레임이 연속적으로 전송될 때는 상대방이 이미 보낸 데이터를 모두 처리했는지에 대한 정보를 알아야 한다. TCP를 이용하면 select()함수를 이용해 버퍼가 비어 있는 지를 확인할 수 있지만 UDP는 그렇지 못하기 때문에 상대방으로부터 받았다는 ACK를 받은 후에 전송해야 한다. 만약 이런 작업을 거치지 않고 연속적으로 데이터그램을 보내면 상대방에서는 아직 데이터를 처리하지 않았는데 다음 데이터가 도착하게 되므로 먼저 데이터는 읽어버리게 된다.

- 1) Index = 0
- 2) set send\_size = (if (head -> size - Index > MAX\_FRAME\_SIZE) then MAX\_FRAME\_SIZE else head -> size - Index)
- 3) send &(Data[Index]) to peer\_addr as send\_size
- 4) Index = Index + return\_value of send() if (Index) = head -> size return(TRUE)
- 5) wait until arriving ACKNOWLEDGE with select()
- 6) receive ACK from peer\_addr
- 7) goto 2)

여기에서 사용된 Index 변수는 한 프레임을 보내고 다음 프레임을 보내는 인덱스를 가리키고 send\_size



는 한 번에 보낼 데이터의 양을 결정한다. 4)번에서 현재의 인덱스와 금방 보낼 데이터의 크기를 더하면 다음에 보낼 데이터의 인덱스가 결정되는데 그 위치가 head→size보다 크거나 같으면 (이미 전송끝났다는 의미) 전송이 성공적으로 끝나게 된다. 만약 보낼 데이터가 MAX\_FRAME\_SIZE 보다 크면 MAX\_FRAME\_SIZE 만큼 보내고 상대방으로부터 ACK 를 기다린다. 상대방으로부터 오는 데이터가 있다는 것을 확인하기 위해서 select()함수를 이용하고 데이터가 ACK 를 받고 다음 프레임을 보내게 된다.

(4) 수신

상대방에서 들어오는 데이터가 있으면 IDM\_EXISTIO가 발생하도록 설정해 두었기 때문에, 이때만 데이터를 수신하면 된다. 수신될 때 데이터는 HEADER 인지 데이터인지의 구분이 없으므로, 무조건 가장 먼저 오는 데이터는 HEADER 로 간주된다. HEADER 다음에는 실제데이터가 수신된다. HEADER는 송신측과 데이터 송수신 동기화를 맞추기 위해 존재하므로 크기는 항상 일정하다.

1)case IDM\_EXISTIO:

if (FirstData) then process 2)  
else process 4)

2)receive HEADER as sizeof(HEADER)

from peer\_addr

3)if (sizeof(HEADER) is equal to  
return\_value) then return (TRUE)  
else return (FALSE)

실제 데이터를 받는 부분은 head→type을 분석해서 종류별로 각각 다른 버퍼를 두고 있으므로 종류에 따라서 버퍼의 영역도 정해진다. 이렇게 한 이유는 여러 데이터 종류들이 여러 모양으로 올 수 있다는 것을 고려했기 때문이다. 즉 지시점을 받으면서 음성 데이터도 받을 수 있다는 것을 의미한다.

송신측과의 협약에 의해서 데이터를 받을 때 이미 이전에 얼마 만큼의 데이터를 받아야 하는지 알고 있으므로 그 크기가 MAX\_FRAME\_SIZE 를 초과할 때는 두 번 이상에 걸쳐서 수신하게 된다. 한 프레임 수신 후에는 송신측에 반드시 ACK 를 전송한다. 데이터를 모두 수신한 후에 수신된 데이터를 처리할 수 있는 모듈로 넘어간다.

4) Index = 0

5) allocate memory buffer to receive data

according to head→type and head→size

6) recv\_size = (if (head→size - Index )

MAX\_FRAME\_SIZE)

then MAX\_FRAME\_SIZE

else head→size - Index)

7) receive &(Data[Index]) from peer\_addr

as recv\_size

here, if type = AUDIO\_DATA, Data

Buffer is changed to the other audio

buffer

8) Index = Index + return\_value of receive()

if (Index) = head→size) return(TRUE)

9) send ACK to peer\_addr

10) go to 6)

이 알고리즘은 송신측과 프로토콜이 맞물려서 돌아가도록 되어 있다. 특히 ACK를 보낼 때는 상대방의 현재 상태는 별로 의미가 없다. 금방 ACK 를 보내왔다는 것은 버퍼가 비어 있어 받을 준비가 되어 있다는 것이기 때문에 확인할 필요 없이 보내도 된다. 여기서 주의해야 될 것은 IDM\_EXISTIO가 발생되어 실제 데이터를 받는데, 서로 맞물려서 계속 주고 받을 때는 IDM\_EXISTIO가 발생하지 않는다.

5.3 데이터 발생

이 절에서는 다양한 데이터들이 어떤 경우에 발생하며 발생된 데이터가 송수신 모듈로 전달되는 데까지 보여지게 된다.

환자의 Exam을 선택하면~선택된 Exam과 그 환자의 정보를 의료 데이터 베이스에서 가져와서 텍스트 정보는 텍스트 윈도우에, 의료 영상은 3차원으로 표현된 후에 그래픽 윈도우에 표현된다. 윈도우가 만들어지면서 음성 처리장치 드라이브를 여는데, 이 때는 기본적으로 수신모드 전용으로 만든다. 그리고 두 개의 음성 전송용 버퍼에 교대로 음성이 축적되도록 설정해 둔다. 하나의 음성 녹음은 0.1초 동안에 행하고, 0.1초마다 버퍼가 바뀌도록 설정한다. 녹음된 버퍼는 전송 후 버퍼를 바꾸면 그 만큼 시간이 소모되므로 버퍼를 바꾸고 전송을 하게 된다. 물론 음성 전송을 위해서는 "AUDIO ON"버튼을 누른 후에 시작한다.

제어 데이터로서 CONTROL\_AUDIO\_RECV를 상대방으로 보내는 것은 반이중 방식으로 처리하기 때문에 이쪽에서 송신 모드이면 상대방은 수신 모드로 전환해야 된다.

의료 영상은 서로 동시에 의료 영상을 주고 받을 수 있으며 대개는 한쪽 호스트에서만 그 정보를 보관하게 된다. 여러장의 2차원 영상을 3차원으로 표현한 후에 상대방으로 보내는 데, 3차원 표현 시간이 많이 걸리기 때문에 미리 3차원 영상을 파일에 만들어 놓고 차례대로 볼 수도 있다. 본 시스템에서는 하나의 영상 화면만 존재하나, PACS에서는 여러대의 모니터를 일렬로 두고 많은 영상(예, CT 영상)을 한꺼번에 보도록 되어 있다[7].

손의 위치(지시점)는 의료영상 윈도우 내에서만 처리되며, 움직임은 마우스의 위치로 표현되며 조금이라도 움직임이 있으면 상대방으로 전달된다. 물론 이때 "MOUSE ON" 상태여야 된다. 상대방도 "MOUSE ON" 상태이면 서로가 움직임에 대해서 각각 전달이 된다. "WM\_MOUSEMOVE" 이벤트가 발생하면, "MOUSE ON" 상태이면 상대방으로 마우스의 상대적 위치가 전달된다.

5.4. 수신된 데이터 표현

이 절에서는 다양한 데이터들이 수신되는 데 각각 그 종류마다 표현되어야 하는 장치나 화면이 틀리기 때문에 따로 표현 모듈을 만들어야 한다.

송신용 음성버퍼 두 개, 수신용 음성버퍼 두 개를 이용해서, 송신일 때 하나는 녹음용 하나는 전송용, 수신일 때 하나는 스피커 출력용 하나는 데이터 수신용으로 사용된다. 수신할 때 데이터 버퍼는 교대로 설정된다. 기본적으로 송신측에서 0.1초마다 0.1초의 음성을 전송하므로 수신측에서는 IDM\_EXISTIO가 발생할 때마다 음성데이터인 경우 데이터를 스피커로 출력하면 된다.

송신측에서 CONTROL\_AUDIO\_RECV를 보내 오게 되면 수신측에서는 자동적으로 수신전용 모드로 전환되어야 된다. 전환된 이후에는 음성데이터를 보낼 수 없으며 다시 음성 전송을 원하면 "AUDIO ON"을 누른 후 음성 전송모드 신호를 상대방에게 보내고 전송모드로 전환된다.

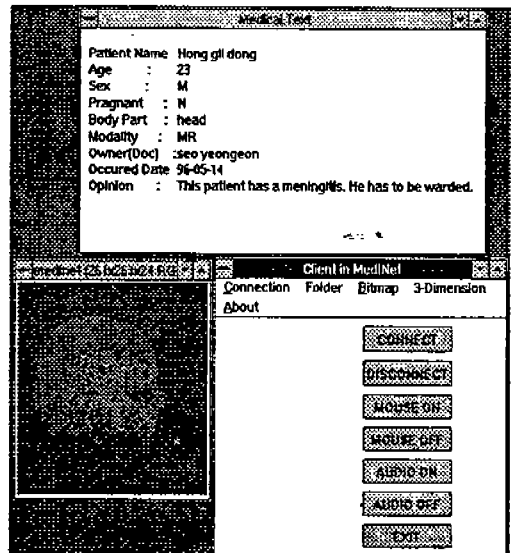
의료영상은 BITMAP 형태로 정보를 주고 받으며

FILEHEADER 는 주고 받지 않는다. 이 데이터는 그래픽 윈도우라고 정의된 윈도우에 출력되며, 영상의 크기에 따라 윈도우의 크기도 조절되고 캡션바에 영상의 개략적인 정보가 표시된다. 의료영상은 그래픽 윈도우 내에서만 움직이게 되므로 송신측과 수신측의 그래픽 윈도우는 전체화면상에서 각각 다른 위치에 있을 수도 있다. 수신된 위치는 상대적인 위치이므로 전체 화면 상에서 절대적인 위치로 바꾸어서 나타내야 한다. 또한 그래픽 윈도우 화면으로 마우스가 들어가면 손 모양으로 마우스 커서의 모양이 바뀌고, 텍스트 데이터가 수신되면 텍스트 윈도우에 추가된다.

6. 실험 결과

(그림 6) 은 사용자 화면을 보인 것인데, 세 개의 윈도우는 각각 그래픽 윈도우, 텍스트 윈도우, 메인 윈도우를 나타내고, 회의에 참여한 모든 의사들은 이와 유사한 화면을 보게 된다.

실험 환경이 ATM 네트워크 상이기 때문에 네트워크의 트래픽이 문제가 되지는 않았다. 이 프로그램을 인터넷 환경에서 실험을 한 결과도 마찬가지 였는데,



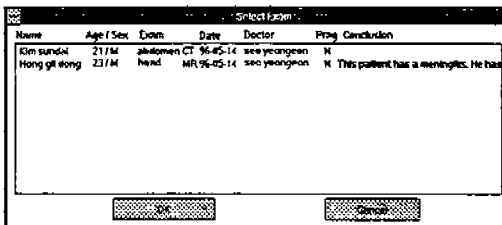
(그림 6) 사용자 윈도우 (Fig. 6) User's window

단지 아주 간단한 3차원으로 표현된 그래픽을 0.1초에 한번씩 보내도록 설정했을 때는 문제가 생겼다. 그러나 실제로는 의료영상의 표현은 시간이 많이 걸리기 때문에 문제가 되지는 않았다. 의료 영상의 3차원 표현은 자료를 읽어들이고 옥트리를 만드는데 약 1분정도 걸리고 300×300의 isodensity 영상을 보여주는데 기존의 Levoy의 방식으로 한 것은 설정에 따라 대략 5분-7분정도 걸리고 분석적 적분계산을 이용하면 10분 정도 걸렸다.

음성 데이터는 0.1초 녹음하면 평균 550 바이트 크기를 갖기 때문에 전체 트래픽에 전혀 영향을 미치지 못했다. 단지 반이중 방식이기 때문에 이를 제어하기 위한 기법이 오히려 프로그램을 어렵게 만들었다. 전이중 방식을 지원하게 되면 오히려 프로그램에서는 간단해진다.

여러개의 데이터 원(SOURCE)으로 부터 연계된 데이터가 발생 가능하기 때문에 어떤 데이터의 전송은 조금의 시간 지체는 있을 수 있다. 예를 들어 표현된 3차원 의료 영상이 2M 바이트라면 이를 보내는 동안에 지시점 데이터는 0.1초 정도 늦어질 수는 있는데, 사용자 입장에서는 크게 문제가 되지 않았다. 의료 데이터 베이스는 C-ISAM을 사용했는데, 추후에는 서버/클라이언트형 데이터 베이스로 바꿀 예정이다.

(그림 7)은 진단회의 대상을 선택하는 Exam을 선택하는 화면을 나타낸 것이다. 선택 방법은 "Folder" 메뉴에서 "Select Exam"을 선택하면 되는데, 이 화면은 처음 시작 직후나 진단회의가 끝나고 다른 진단대상을 선택할 때 쓰인다.



(그림 7) 진단회의의 대상 선택  
(Fig. 7) Selection of exam

## 7. 결 론

초고속 통신망의 출현은 미래의 생활을 바꿔 놓기에 충분하다. 그러나 이런 환경에 적당한 응용 프로그램이 없다면 무용지물일 것이다. 본 시스템이 구현된 환경은 두 대의 개인용 PC에서 구현되었지만 앞으로 하드웨어의 발달과 가격의 하락이 도래하면 의료 기관에서 각광 받을 것이다. 물론 개인용으로도 원격 진료에도 이용되게 될 것이다. 본 시스템에 이용된 기술로는 3차원 의료 영상의 표현, 진단회의, 데이터 베이스 기술 등이 있는데, 3차원 영상을 표현하기 위해서는 성능이 우수한 하드웨어를 요구한다. 하나의 영상을 표현 하는 데, 10분 정도 걸리기 때문에 더 좋은 하드웨어와 알고리즘으로서 속도를 향상시켜야 한다. 진단회의에서는 영상압축이나 음성 압축 기술을 이용하지 않았다. 그 이유는 압축하는 시간 동안에 이미 다른 호스트로 전송을 할 수 있기 때문이다. 추후에 지역적으로 멀리 떨어진 여러대의 호스트와 통신을 하기 위해서는 데이터의 압축이 필수적이다.

본 시스템에서는 구현되지 않은 부분은 카메라에 의한 영상으로서, WINDOW-NT 버전의 비디오 오버레이 보드가 발표되면 쉽게 구현될 수 있도록 설계되어 있다. 카메라에 의한 영상은 의사의 얼굴을 보면서 대화하는 환경을 제공하며, 어떤 경우에는 환자의 실영상을 전달하므로써 좀 더 정확한 진단을 내리는 데 도움을 줄 수 있다. 또한 음성처리가 반이중 방식으로 처리되어 있기 때문에 사용자가 오히려 불편을 느낄 수 있다. 전이중 방식의 처리는 반이중보다 훨씬 간단하기 때문에 전이중 방식을 지원하는 드라이버가 발표되면 쉽게 지원될 수 있다.

현재 구현된 환경은 WINDOWS-NT의 ATM 망에서 구현했는데, 앞으로 WINDOWS 95의 이더넷 환경의 버전을 발표할 것이다. WINDOWS-NT 환경에서 구현한 것은 완벽한 멀티프로그래밍 환경을 지원하기 때문이고, 추후에 각 모듈들을 멀티쓰레드 환경에서 동작하도록 만들어서 전체 시스템의 성능의 향상을 꾀할 것이다.

참 고 문 헌

[1] David Aschkenasy, et al, "Video Multicast in an IP/ATM Environment", Oregon State University, APR. 12. 1995.

[2] F. Gong, "Multipoint Audio and Video Control for Packet-Based Multimedia Conferencing", Proc of ACM Multimedia '94, Oct. 1994.

[3] James Kajiya and Brian P. Von Herzen, "Ray Tracing Volume Densities", Computer Graphics, Vol. 18, No. 3, pp. 165-174, July 1984.

[4] Kazuo Watabe, "Distributed Desktop Conferencing System with Multiuser Multimedia Interface", IEEE Journal of Selected Areas in Communications, Vol. 9, No. 4, May. 1991.

[5] Marc Levoy, "Display of surfaces from volume data", IEEE Computer Graphics and Applications, 8(3):29-37, March 1988.

[6] Marc Levoy, "Efficient Ray Tracing of Volume Data", ACM Transactions on Graphics, Vol. 9, No. 3, pp. 245-261, July 1990.

[7] "PACS(Picture Archiving and Communication Systems)", Asan Medical Center, 1995

[8] Rainder Handel, "ATM Networks Concepts, Protocols, Applications", Addison-Wesley, 1994.

[9] Ralph Davis, "Windows NT Network Programming", Addison-Wesley, 1994

[10] S. Masaki, T. Arikawa, H. Ichihara, M. Tanbara, K. Shimamura, "A Promising Groupware System for Broadband ISDN: PMTC", Proc. of Multimedia '92 April, 1992

[11] S. T. Treves, E. S. Hashem, B. A. Majmudar, K. Mitchell, D. J. Michaud, "Multimedia Communications in Medical Imaging", IEEE JSAC, Vol 10 No 7, Sep. 1992

[12] T. Ohmori, K. Maeno, S. Sakata, H. Fukuoka, K. Watabe, "Distributed Cooperative Control for Application Sharing Based on Multiparty and Multimedia Desktop Conferencing System: ME-RMAID", Proc. of Multimedia'92, April, 1992

[13] The Rendering Equation. Computer Graphics,

Vol. 20, No. 4, pp. 143-150, August 1986.

[14] W. J. Clark, "The European MIAS System for ISDN Multimedia Conferencing", Proc. of Multimedia'92. April, 1992

[15] W. R. Stevens, "Unix Network Programming", Prentice Hall, 1990

[16] 김영탁, 정현열, 이태홍, 정연기, 이준하, 이무영, "멀티미디어 원격 의료 정보 시스템 개발 연구", 한국정보처리학회 제3회 초고속 정보 통신망 이용기술 학술대회 논문집, 1995.

[17] 서영건, 정문렬, 오해석, "원격 의료 진단 지원 시스템을 위한 멀티미디어 데이터 송수신 및 표현", 한국정보처리학회 춘계 학술발표 논문집 제 3권 제1호, 1996. 4



서 영 건

1987년 경상대학교 전산통계학과(학사)

1989년 숭실대학교 대학원 전자계산학과(공학석사)

1992년~현재 숭실대학교 대학원 전자계산학과 박사과정 수료

1989년~1992년 (주)삼보컴퓨터 소프트웨어 사업부 대리

1992년~1995년 (주)관악R&D 기술개발부 과장

관심분야: 네트워크, 멀티미디어(특히, 화상회의 시스템)



김 응 환

1995년 숭실대학교 전자계산학과(학사)

1995년~현재 숭실대학교 대학원 전자계산학과 석사과정

관심분야: 컴퓨터 그래픽스(특히, 가상현실)



정 문 렬

1980년 서울대학교 계산통계학과(학사)

1982년 한국과학기술원 전산학과(공학석사)

1992년 Univ. of Pennsylvania 전산학과(공학박사)

1982년~1986년 국방관리연구소 연구원

1992년~1994년 일본 구주공업대학 정보공학과 조교수  
1994년~현재 숭실대학교 정보과학대학 컴퓨터학부 조교수  
관심분야: 컴퓨터 그래픽스, 애니메이션(특히, 가상현실)



**박 영 택**

1978년 서울대학교 전자공학과(학사)  
1980년 한국과학기술원 전산학과(공학석사)  
1992년 Univ. of Illinois at Urbana Champaign 전산학과(공학박사)

1990년~1992년 USA CERL 연구원  
1980년 숭실대학교 정보과학대학 컴퓨터학부 부교수  
관심분야: 인공지능, 기계학습, 전문가 시스템, 지식 습득, 인지도형



**오 해 석**

1975년 서울대학교 응용수학과(학사)  
1981년 서울대학교 대학원 계산통계학과(이학석사)  
1989년 서울대학교 대학원 계산통계학과(이학박사)  
1976년~1979년 태평양화학(주) 주임

1979년~1981년 (주)삼호 과장  
1990년~1991년 일본 동경대학 객원교수  
1982년~현재 숭실대학교 정보과학대학 컴퓨터학부 교수  
1996년~현재 정보통신부, 통상산업부, 내무부, 총무처, 농수산부, 경찰청, 특허청 자문위원  
관심분야: 멀티미디어, 데이터 베이스, 영상처리(특히, 영상회의, 영상인식)