

의료영상처리 및 분석 방법

Medical Image Processing and Analysis Methods

이병일 · 최홍국

1. 들어가며

영상분석기 개발과 더불어 영상 특성을 바탕으로 한 의료영상의 처리와 분석은 정밀한 자료처리와 진단을 위한 보조 수단으로의 도구이며 객관적 자료를 근거로 하는 연구보조 도구가 된다. 최근 많은 의료 장비들이 의료영상을 이용한 진단을 하고 있으며 국제적인 추이도 정확한 데이터와 이미지를 기반으로 한 분석기를 개발하여 이용하는 것이라 하겠다. 현재 국내에선 정밀한 이미지 처리 및 분석을 위한 소프트웨어가 개발되어있지 않은 관계로, 외국에 고가를 지불하고 수입하여 사용하고 있는 실정이다. 더욱이 수입한 소프트웨어는 패키지로 묶여 있어서, 사용자가 필요로 하지 않는 부분까지 구입하여야 하며, 정작 필요한 부분들은 버전 업이란 명목으로 다시 가격을 치러야 사용할 수 있는 이중 부담을 안고 있는 상황이다. 이와 같은 이유로 말미암아 국내 일부 대학이나 연구소 및 산업현장에서 필요한 부분을 구현하여 사용하려고 하고 있으나 기본 플랫폼이 구성되지 않아 필요한 부분이 첨가될 때마다 모든 틀을 새로 구성해야 하는 어려움을 안고 있다.

실제 외국 기술을 도입한 경우에, 국내에 고가로 수입된 독일 Zeiss 회사의 프로그램은 연구 및

진료에 사용되지도 못하고 구 모델로 사장되는 경우를 여러 종합병원에서 볼 수 있으며, 이들 기재를 이용한 연구 실적이나 진료 실적이 많지 않은 것을 보면 이들 기술 도입이 제대로 활용되지 않은 것을 알 수 있다. 현재도 독일 Leitz 계의 영상분석기가 있으나 고가에 비하여 실용도가 낮고 응용이나 발전의 여지가 없다고 사료된다. 러시아의 기술을 도입한 BMI-plus와 미국 제품 등이 있으나 이들 프로그램 또한 범용 프로그램 수준이어서 정밀도를 요구하는 분석기로는 적합하지 않다. 다음 표 1은 국외의 제품들에 대한 소개와 기능이다.

표 1. 국외 제품의 기능과 가격비교

회 사	기 능	국 가
Zem Technology	영상처리, 영상분석, 원격병리진료	네덜란드
Fairfield Imaging	영상처리, 영상분석	영국
PathSight	원격병리시스템	노르웨이
Applied Imaging	크로모숨 영상분석	미국
MetaSystem	크로모숨 영상분석	독일
Zeiss	영상분석기	독일
Leitz	영상분석기	독일

*인제대학교 정보컴퓨터공학부

컴퓨터를 통한 이미지처리는 보다 정확한 영상 획득, 정보 추출뿐만 아니라 분석을 통한 정밀한 데이터를 생성할 수 있다. 그러므로 산업현장에서의 완성 제품에 대한 정확성 검사는 물론이고 환자를 다루는 의료영상에선 더욱 절실한 실정이다. 이미 생활 속에 깊숙하게 자리잡게 된 영상처리의 응용기술들은 그 목적이 인간의 인식과 기계로의 인식이라는 두개의 큰 갈래를 두고 개발되어 지는데, 의료영상 분야에서는 의사의 진단을 위한 판단 보조장치로서의 기능을 함으로써 인간의 인식을 도와주고 있다고 한다. 기계화된 공장의 시스템들은 기계가 영상을 통해 인식함으로써 자동화처리를 하도록 하고 있다. 이와 같이 영상 처리 및 분석은 과학과 우주, 영화, 의료 산업 등 많은 응용 분야에서 사용되고 있다. 본 논문에서는 영상에 있어서 가장 민감한 부분인 텍스처를 기반으로 만들어진 플랫폼을 기반으로 영상분석기의 개발과 이의 활용 그리고 각종 의료영상의 분석방법과 그 결과에 대해 정리해 보았다. 국내 산업연구 환경에 적합한 영상처리 및 분석 도구의 개발을 위한 여러 가지 영상처리를 통한 응용 가능한 부분에 대해 기본적인 환경을 제공해 줄 것이며, 영상분석 방법론의 개발 가능성을 열어 줌으로써 영상처리 및 분석의 분야를 발전시켜 나가고자 한다.

2. 의료영상 분석기의 설계

영상분석을 위한 도구는 영상획득, 영상처리, 영상분석의 세 가지 모듈이 포함되어야 한다. 영상획득에 있어서는 손실압축과 무손실 압축 영상 등의 각종 파일 포맷이 읽혀지며, CCD 카메라와 Frame Grabber의 하드웨어적 지원이 차후 필요하다. 의료영상은 스캐너를 통해서 얻어지는 슬라이드로 제작이 되어 있는 영상이 있으며, 광학 현

미경이나 각종 디지털 의료장비에서 얻어지는 포맷 등의 영상이 있다. 이러한 여러 종류의 파일들은 PACS를 통해 병원에서 획득되어지는 의료영상과 함께 병리진단 지원도구로 활용가능 해야 할 것이다. 영상분석기에서 기본적으로 사용된 영상처리 기능은 히스토그램 분석과 컬러 스펙트럼 분석이며 이것은 질감특징을 통한 영상 분석을 위한 전처리를 위한 기능으로 사용된다. 그림 1은 영상분석기의 처리 과정을 보여준다.

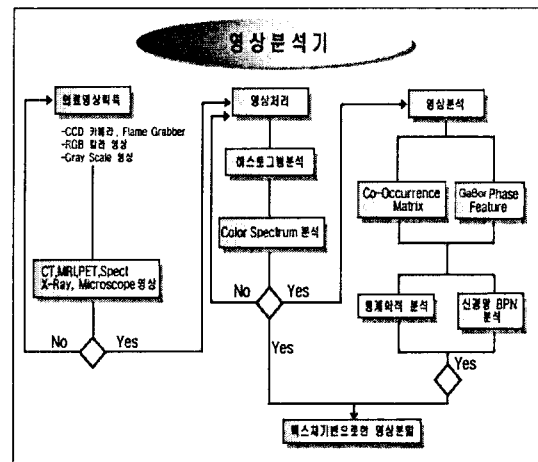


그림 1. 영상분석기 설계

영상분석을 위해서는 Co-occurrence matrix와 Gabor phase feature를 사용하여 질감에 대한 분석을 하고, 분할을 위해서 통계적 방법과 신경망을 사용하여 Classifier를 얻게 된다. 얻어진 데이터는 신경망과 통계학적 분석을 통하여 영상이 가지는 특징 데이터들을 분류하게 되어 이를 통해 병리적 진단 자료의 근거로 이용하게 된다. 질감 특성들을 이용한 영상분할은 이러한 방법으로 영상분석의 각종자료로 활용되는데 이를 포함하게 되는 종합 영상분석기는 아래의 그림 2 처럼 된다. 소프트웨어 개발을 위해 사용한 언어는 Visual C++ 이며, Pentium PC 기반으로 실험을 하였다.

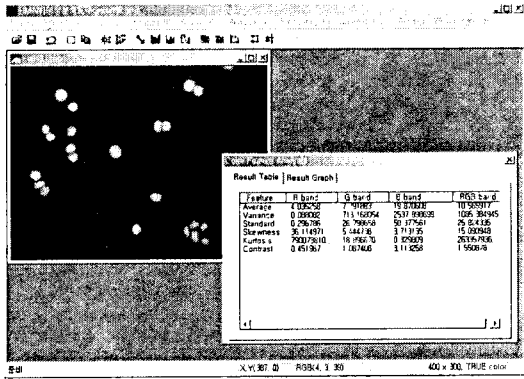


그림 3. 종합 영상 분석기

3. 의료영상 분석

3.1 Preprocessing

① Trinocular 현미경에 Adapter를 연결하고 그 위에 CCD 비디오 카메라를 설치한다. 이 카메라는 다시 Flame Grabber로 연결되어 디지털 RGB칼라 이미지를 얻게 된다.

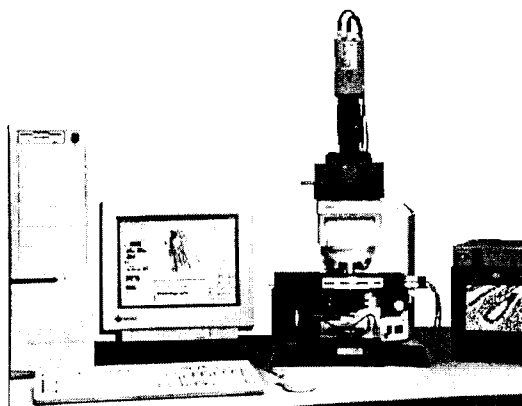


그림 4. 현미경을 이용한 영상 획득 및 분석

② 스펙트럼 밴드단위인 히스토그램에 의해 표현된 RGB 칼라영상을 분석한다. 그러나 아래의 그림과 같이 max치가 너무 높을 경우 영상에 잡음을 첨가하여야 한다. 그러면 히스토그램의 gray

value치가 8비트 이상으로 커지게 된다.

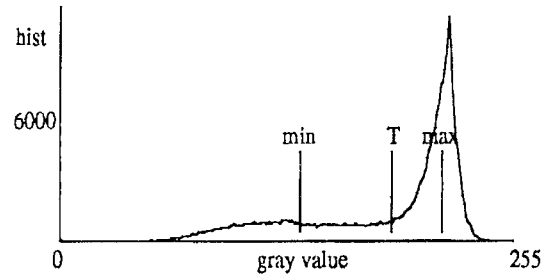


그림 5. 히스토그램 thresholding

③ 위의 히스토그램을 평준화(equalization)함으로써 texture feature를 쉽게 계산할 수 있다.

④ 질감 특성을 계산하기 위하여 동시발생 행렬식(Co-occurrence Matrix)을 생성하여 계산하게 된다. 이 행렬식은 $d(i,j|d,m)$ 으로 나타내게 되는데 i 와 j 는 픽셀치를 말하며, i 와 j 의 거리를 d 로 정의되었으며 m 은 네 방향 중에서 maximum의 픽셀치가 된다.

⑤ 행렬식을 표준화(Normalization)한 다음부터 질감 특성을 계산하여 산출하게 된다. 이 특성들은 Inverse different moment, diagonal moment, product moment, contrast, mean variation, correlation, local mean, different average, diagonal variance, entropy, peak transition probability, local homogeneity 등의 특성을 계산하게 된다. 중요한 세 개의 수식을 아래에 표기한다.

- Correlation :

$$TC_9 = \sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{N-1} (ij) (PM - \mu_x \mu_y) / \sqrt{V_x V_y}$$

- Contrast, inertia :

$$TC_7 = \sum_{n=0}^{N-1} n^2 \left(\sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{N-1} |i-j=n PM \right)$$

- Entropy :

$$TC_{21} = - \sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{N-1} (PM) \log(PM)$$

PM : 동시발생행렬식, V : variance, μ : 평균치, N : 행렬식의 크기(가로,세로).

⑥ Gabor의 Phase Gradient를 계산하여 질감 특성으로 사용하게 된다.

Gabor 필터는 방향성 선택력이 강하고, 주파수 선택력의 특징을 갖는 Band Pass Filter로 효과적인 데이터를 얻을 수 있다. 일반적인 공식은 아래와 같다.

$$h(x, y, \theta k, f, \delta x, \delta y,) = \exp \left[-\frac{1}{2} \left(\frac{x\theta k^2}{\delta k^2} + \frac{y\delta k^2}{\delta y^2} \right) \right] \times \exp(i2\pi f x \theta k)$$

$$x\theta k = x \cos \theta k + y \sin \theta k,$$

$$y\theta k = -x \sin \theta k + y \cos \theta k$$

f : sin 평면파의 주파수

θk : Gabor 필터의 방향

$\delta x, \delta y$: Gaussian의 표준편차

⑦ 질감 특성들을 통계학적으로 분석을 한다. Variance Analysis, Multivariate Analysis, Factor Analysis하여 영상분할에 크게 작용하는 특성들을 추출한다. Bayesian decision rule을 기초로 된 분산 분류는 Mahalanobis distance metric(아래의 수식)를 사용한다.

$$r_i = \sqrt{(x - \mu_i)^t \Sigma^{-1} (x - \mu_i)}$$

μ : 벡터

Σ : covariance 행렬식

⑧ BNP(아래의 그림)를 사용하게 되면 정밀한 영상분할을 하게 된다. 충분한 학습을 거치면 결국은 W_{ij} 와 W_{jk} 만을 얻게되며 이것이 분류자가 된다.

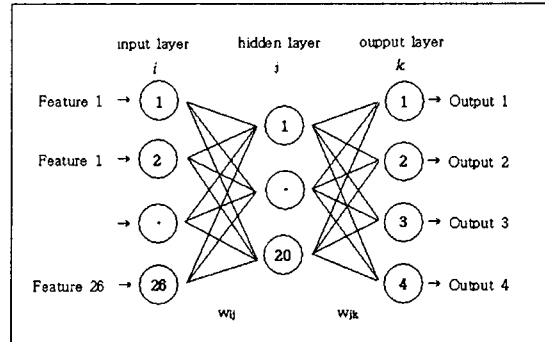


그림 6. 신경회로망 구성도

⑨ 질감 특성추출

동질성의 영상을 분류하는 것은 마스크나 필터를 사용한다해도 어려운 일이다. 본 논문에서는 질감의 특성을 두 가지 방법으로 추출하여 이를 해결하였는데, 하나는 동시발생(Co-occurrence)으로부터 행렬식을 구성하는 방법과 다른 하나는 퍼스(Phase)를 이용하는 방법이다.

⑩ 통계학적 데이터분석

하나의 특성이 분류자에게 큰 영향을 주는 것은 보기 드물다. 그러므로 추출된 질감 특성들은 통계학적 다변수 분석(multivariate analysis)을 통하여 국부적인 영상분류에 강하게 영향을 주는 변수들을 묶어서 분류자를 구성하여 분류의 정확성을 높인다.

⑪ 신경망을 통한 분류법의 적용

질감 특성들을 신경망을 사용하여 동질성이 있는 분류가 어려운 영상을 분할하는데 사용하였으며, 신경망으로 BP(Backpropagation) Network를 적용하였다. 신경망은 예민하고 민감한 이미지 부분을 잘 분류할 수 있다. 질감 분석을 통하여 얻은 데이터들을 학습을 통하여 분류하면 동질성을 가진 어려운 영상의 분할과 같은 것을 강력하게 지원할 수 있게 된다.

3.2 히스토그램 분석

① 히스토그램 분석은 영상이 가지는 intensity를 분석하여 level 별로 그래프 화 시켜주는 히스토그램의 자료를 바탕으로 처리하는 것이다.

② 그레이영상과 컬러영상에 대한 히스토그램을 분석할 수 있으며, 각각의 영상에 대해 질감분석을 위한 전처리 과정으로 평준화(equalization), 잡음(noise), band별 분석, stretching, shrinking 등을 하였다.

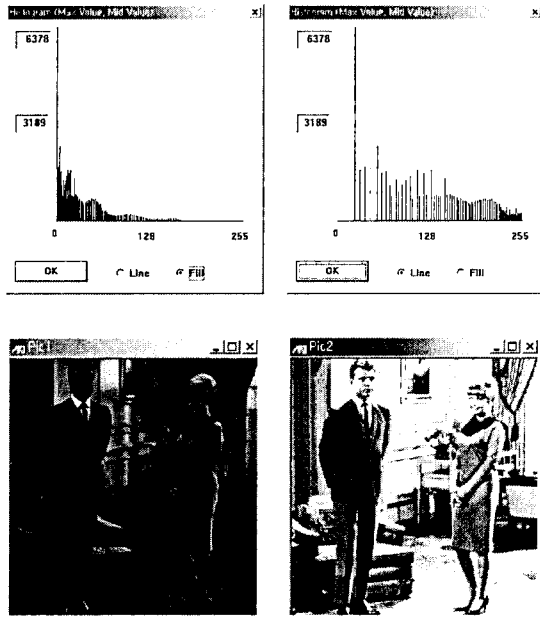


그림 7. 히스토그램 평활화

3.3 컬러 분석

① 컬러 분석은 R, G, B 밴드별로 각각의 intensity를 조사하였으며, 세 밴드가 동시에 영상에 적용되는 결과에 대한 히스토그램으로 각 밴드별 분포를 분석하였다.

② Box classification은 각 밴드별 intensity에 대한 ROI로의 접근법을 위한 한가지 방법으로 압

세포 컬러영상에서 특정부위의 분할을 위한 방법으로 사용하였다.

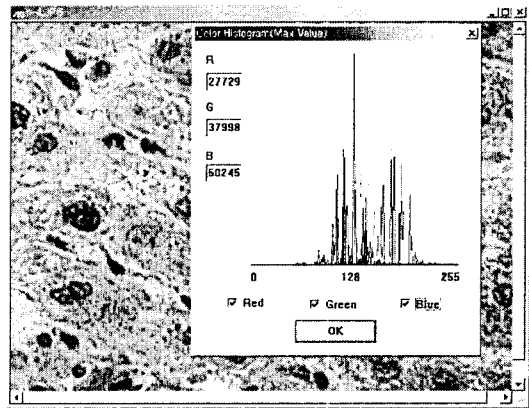


그림 8. 컬러분석을 위한 히스토그램

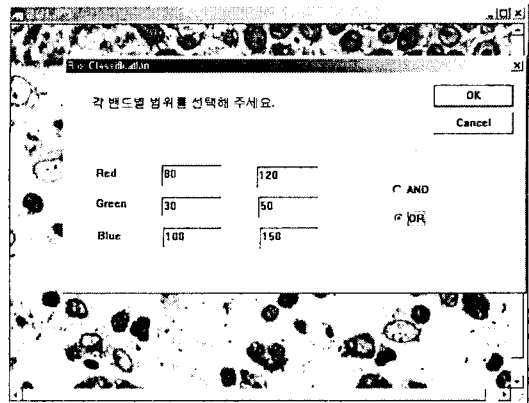


그림 9. Box Classification

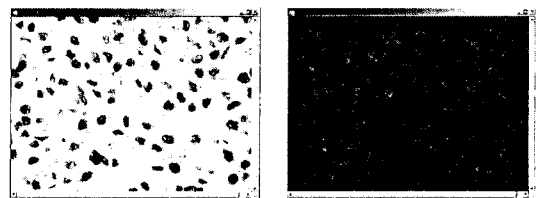


그림 10. 정상 간세포에서의 컬러분석 후 Box Classification 분할

③ 컬러분석은 각 밴드별 영상에 대한 적용이

이루어지므로 AND연산과 OR연산이 필요하다. 이를 통해 각 밴드별 영상이 결과에 미치는 범위를 조절하게 된다.

3.4 질감특징분석

① 유방암세포의 진행 정도 분석

가. 유방암세포의 분할

유방암은 흔한 것부터 희귀한 것에 이르기까지 여러 가지 종류가 있고, 성질도 달라 아주 다양한 형태로 존재한다. 또한 암의 종류에 따라 치료방법까지도 다양하다. 암의 진단은 유방 촬영술, 건조 X선 촬영술, 초음파검사 등을 통해 1차적인 검진을 받을 수 있으며 암의 징후가 나타날 경우 조직검사를 하게 된다. 조직검사는 유방암세포조직에 대한 현미경 영상을 보고 다양한 징후를 판단하게 되는 것이며, 조직학적 양상에 따라 치료법이 다르게 된다. 조직학적 양상은 여러 가지가 있으며, 특히 세포와 핵의 크기, 종양의 퍼짐 정도가 기(stage)를 결정하기 위한 중요한 요인이 된다. 그러나 현재 이러한 검사는 양성세포와 음성세포의 분포정도, 세포핵의 형태학적 양상 등을 근거로 암의 진행 정도를 결정하고 적절한 치료계획을 세우고 있기는 하나, 육안에 의해 다소 주관적인 판단에 의한 것이므로 개인이나 환경에 따라 차이를 나타낼 수가 있다. 이러한 주관적이 요인의 객관화를 위한 초기 단계로 세포핵에 대한 정확한 분할은 필수적이다. 일반적인 영상분할의 방법으로는 region growing, split and merge, thresholding 등의 방법이 있다. 특히 세포조직 영상의 분할 방법에 대한 연구로 문턱치화 Box classification 방법을 조합하여 분할하였으나 정확히 분할되지 않았으며, 또한 많은 후처리 과정을 거쳐야 했다. 영상에서 픽셀값의 불연속적인

변화를 정량화 하는 질감 특징은 ROI(region of interest)를 추출하고 윤곽선을 획득하는데 매우 유용하다.

나. 재료와 이미지 획득

면역조직화학적으로(IHC) 염색한 세포핵 조직절편은 1998년 서울대학 병원에서 유방암 환자로 부터 채취한 조직이다. 조직절편은 Diaminobenzidine(DAB)으로 발색하고 Hematoxyline으로 대조 염색하였다. 이 면역 화학 조직염색은 서로 다른 형태의 항체들을 조직에서 서로 묶어 시각적으로 노출하게 하는 염색이다. 디지털화 된 이미지는 두께가 4 μ m가 되며, RGB 각각 1byte씩 3개의 grey level 밴드를 가지고 있는 640 \times 480 컬러 이미지로써 CCD 컬러 비디오 카메라가 연결되어 있는 Olympus 광학 현미경을 통해 40 \times 확대 영상을 얻었다. 영상 중 분할에 관여된 부분은 전문가가 흥미를 가지는 영역을 부분적으로 선택하여 140 \times 107크기의 영상에서 실험하였다.

다. 유방암 세포의 분석

a) 유방암세포의 분석을 위해 5 \times 5 크기의 마스크를 이용하여 각 영역별로 분할을 위한 학습을 시킨다.

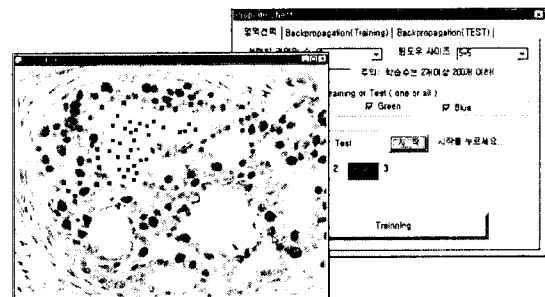


그림 11. 질감 분석을 위한 영역별 마스크의 설정과 학습

b) 분석을 위해 사용한 질감특징은 다음과 같다.

표 2. 질감 특징 종류

texture features(measurements)	
angular second moment	diagonal variance
different moment	second diagonal variance
diagonal moment	sum variance
second diagonal moment	sum average
product moment	entropy
inverse different moment	sum entropy
contrast	different entropy
homogeneity	information measure
correlation	peak transition probability

c) 아래의 그림 12는 각종 질감 특성값 들을 추출한 결과이다.

test dat											
1	0.786733	1.632508	24.923177	3.166132	0.030599	13.205295					
2	0.933519	1.594913	30.388672	3.349891	0.023438	13.356771					
3	0.774278	1.636951	25.428385	3.181849	0.023220	13.193359					
4	0.989228	1.594959	28.335286	3.372430	0.028212	13.439019					
5	0.814082	1.631401	24.830078	3.194336	0.022786	13.241753					
6	1.294185	1.471665	30.495226	3.515052	0.028645	13.685547					
7	0.733106	1.643463	23.350911	3.102612	0.026476	13.144748					
8	0.723263	1.640139	24.317274	3.112339	0.025825	13.127604					
9	0.792205	1.627494	23.785373	3.151836	0.028212	13.207248					
10	1.773189	1.240456	34.309245	3.704121	0.055339	13.995009					
11	2.422043	1.018605	45.548177	4.231093	0.041233	14.621962					
12	2.021680	1.203129	40.199870	4.019783	0.037109	14.340495					
13	2.441594	1.010869	45.901476	4.252772	0.034939	14.640191					
14	2.153470	1.140297	41.703993	4.086931	0.045139	14.426188					
15	2.222443	1.107548	44.417101	4.137726	0.036892	14.471354					
16	2.725047	0.867272	45.725477	4.305286	0.037326	14.791567					
17	2.207098	1.115229	42.029297	4.093013	0.042969	14.463325					
18	1.940108	1.233731	40.369064	3.990890	0.048611	14.265842					
19	2.652921	0.909365	45.249566	4.284840	0.042535	14.775391					
20	2.367231	1.044894	44.097439	4.199495	0.038628	14.587023					
21	4.292773	0.103494	58.680339	4.867989	0.051432	15.726345					
22	4.392475	0.053758	58.951172	4.892001	0.055339	15.779080					
23	4.349561	0.075195	58.493924	4.875085	0.054688	15.756727					
24	4.286917	0.106487	57.634115	4.850972	0.055122	15.724175					
25	4.333800	0.083080	58.461589	4.873951	0.053819	15.748915					
26	4.387594	0.056200	59.227431	4.895005	0.055339	15.776693					
27	4.442183	0.028907	59.445530	4.908682	0.055122	15.804253					
28	4.356477	0.071751	58.986111	4.886883	0.055339	15.760634					
29	4.316751	0.091590	58.557943	4.875962	0.053819	15.739800					
30	4.061418	0.218975	56.113064	4.781742	0.055122	15.605035					

그림 12. 추출된 질감 특성값

d) 호르몬의 영향을 받는 세포의 분석을 위해 positive cell과 negative cell로 분리를 하였다. 아래의 그림은 두 부분으로 분리된 영상이다.

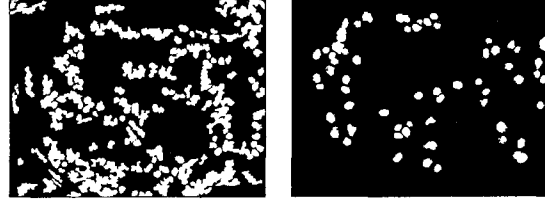


그림 13. 분리되어진 좌측의 음성세포 영상과 우측의 양성세포

3.5 형태분석(Morphology analysis)

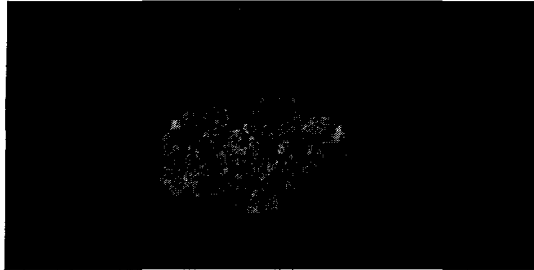
① 폐암의 변이 형태 분석

가. 폐암의 변이 형태

폐암의 변이 형태는 팽창형과 침윤형으로 나눌 수 있는데, 침윤형 성장은 원격전이될 가능성이 높다. 질병은 정적인 상태가 아니고 항상 진행, 변화하는 과정이므로 변이 형태의 분석은 환자를 진단하고 치료하는데 중요한 요인으로 작용한다. 따라서 정량적 분석방법으로 객관성을 유지할 수 있는 수치화 된 자료가 필요한 실정이다. 폐암의 변이 형태를 수치화 하기 위해서 해부영상 사진인 GROSS 이미지를 사용하여 실험하였다. 먼저 GROSS 이미지에서 암이 존재하는 부분을 추출하기 위해서 질감 특징과 통계학적 분류법을 사용하여 분할하였고, 정량적 평가를 위한 형태학적 분석에서는 두 변이형태에 따른 여러 가지 특성값을 추출하여 분석하였다.

나. 재료와 이미지 획득

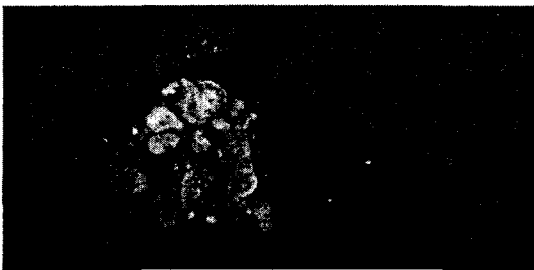
연구에 사용된 이미지들은 인제대학교 백병원 해부 병리학 교실에서 제공하였다. 해부영상 사진인 GROSS 사진은 35mm 슬라이드 필름으로 만들어져 있다. 이를 HT 4C/T 스캐너를 통해 300 dpi 해상도와 트루컬러로 디지털화 하여 저장하였다.



(a) 실험영상 1



(b) 실험영상 2



(c) 실험영상 3

그림 14. 폐암 Gross 영상

다. 질감특징 추출

사용한 질감 특징은 일반적으로 영상에서 두 픽셀간의 거리와 픽셀간의 각도에 따라 다양한 방법으로 co-occurrence matrix를 생성하여 질감 특성을 추출하였으며 이를 기반으로 분할하였다.

(TC1) Contrast, inertia

$$\sum_{n=0}^{N-1} n^2 \left(\sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{N-1} PM \right)$$

(단, $|i-j| = n$)

(TC2) Directional entropy X

$$- \sum_{i=0}^{N-1} Px(i) \log(Px(i))$$

(TC3) Product moment

$$\sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{N-1} (i-\mu)(j-\mu) PM$$

(TC4) Mean variation

$$\sum_{n=0}^{N-1} (n-1) Px-y(n)$$

(TC5) Sum average

$$\sum_{i=0}^{2(N-1)} i Px + y(i)$$

(TC6) Sum Variance

$$\sum_{i=0}^{2(N-1)} (i - TC5)^2 Px + y(i)$$

(TC7) Directional entropy Y

$$- \sum_{j=0}^{N-1} Py(j) \log(Py(j))$$

(TC8) Difference entropy

$$- \sum_{i=0}^{N-1} Px-y(i) \log(Px-y(i))$$

(TC9) Entropy HXY1

$$- \sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{N-1} (PM) \log(Px(i)Py(j))$$

(TC10) Entropy HXY2

$$- \sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{N-1} Px(i)Py(j) \log(Px(i)Py(j))$$

(TC11) Sum entropy

$$- \sum_{i=0}^{2(N-1)} Px + y(i) \log(Px + y(i))$$

(TC12) Peak transition probability

$$\max(PM)$$

암이 존재하는 부분, 정상인 부분, 배경으로 분할하기 위해 각각의 영역에서 13가지 질감특징을 추출하였다. 아래의 그림은 GROSS 영상에서 ROI 영역을 분할한 결과이다.

$$g_i(w) = \sum_j c_{ij}w_j + w_{i0}$$

그림 15에서 연한색으로 분할된 영역이 분석을 위해 추출한 ROI 영역이다.

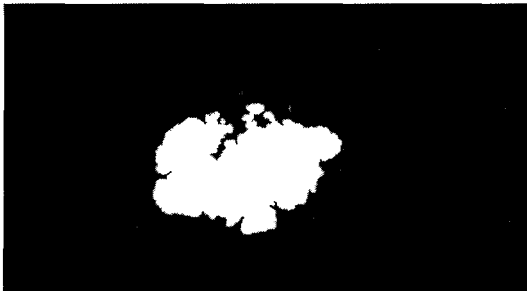


그림 15. 폐암 Gross 영상에서 분할된 ROI영역

라. 정량적 분석

변이형태 분석을 위하여 분할된 ROI 영역에서 형태학적 특성값 Area, Perimeter, X_{width} , Y_{width} 을 계산한 후 ROI의 크기에 독립적인 정규화 된 특성값 추출을 위해 다음의 식을 이용하여 특성값을 구하였다.

$$F_{px} = \frac{X_{width}}{P_r} \times 100 \quad F_{py} = \frac{Y_{width}}{P_r} \times 100$$

$$F_{ax} = \frac{X_{width}}{Area} \times 100 \quad F_{ay} = \frac{Y_{width}}{Area} \times 100$$

마. 추출한 형태학적 특성값

위의 실험 영상에서 추출한 형태학적 특성값을 정리하면 다음 표와 같다.

표 3. 형태학적 특성값

영상 특성	실험영상1	실험영상2	실험영상3
Area	8177	9522	10281
Perimeter	754	386	636
X_{width}	141	111	125
Y_{width}	106	113	129

이상의 데이터를 이용하여 각 영상의 외부적인 형태를 분석하기 위해 각 실험영상에 대해서 아래의 결과를 계산하였다.

표 4. 실험영상의 형태분석 결과

영상 특성	실험영상1	실험영상2	실험영상3
F_{px}	18.7%	28.7%	19.6%
F_{py}	14.0%	29.2%	20.2%
F_{ax}	1.72%	1.16%	1.21%
F_{ay}	1.29%	1.18%	1.25%

이상의 형태분석의 결과와 아래의 질감 분석을 토대로 폐암의 변이 형태 분석을 위한 형태학적 분석에 대한 실험으로 ROI의 기하학적 데이터와 형태학적 데이터를 이용하였고 질감특징의 특성값을 분석하여 변이형태를 구분하는데 유효한 특성값에 대한 수치를 계산하여 다음 표와 같은 결과를 얻었다.

표 5. 실험영상에 대한 질감 특성값

영상 특성	실험영상1	실험영상2	실험영상3
Entropy	1.1969	0.0169	1.8712
Contrast	0.2074	0.0017	0.2853
Correlation	0.1246	0.0002	0.4683

각 실험영상에 대한 결과를 보면 계산한 4개의 특성값이 변이 형태에 따라 조금씩 변화됨을 관찰할 수 있다. 질감 특성값은 실험영상의 종류에 따라 확연히 구분되는 결과를 얻었다.

폐암의 변이 형태 분석에 대한 표준화된 수치 자료는 보다 많은 방법의 적용으로 향후 연구될 수 있을 것으로 기대된다. 이차원 영상에서의 측정한계를 극복하기 위해서는 3차원적인 볼륨 측정을 통해 크기와 성장단계를 평가해야 할 것이며, 우리 나라에서 많이 발생하는 유방암, 위암, 간암, 대장암에 적용될 수 있도록 좀 더 표준화된 분석 방법과 도구가 필요하다. 또한 정확한 측정을 위해서 현미경 영상의 분석이 병리진단 분석에 사용되고 있으나, 폐암의 진단에서 침윤형과 팽창형이 동시에 존재하는 경우 육안에 의한 형태 분석과 통계치의 측정에는 주관성을 배제하기 위한 자동화된 시스템이 필요하다고 하겠다.

② 방광암세포의 형태분석 실험 결과 영상

방광암은 그 세포의 발전 단계를 나누는 방법이 몇 가지가 있지만 본 결과 영상에서는 1기, 2-A기, 2-B기, 3기의 4단계로 나누어서 실험해 보았으며, 이 때 단계별 분석을 위한 영상에서의 형태 분석 결과 영상을 보여 주고 있다.

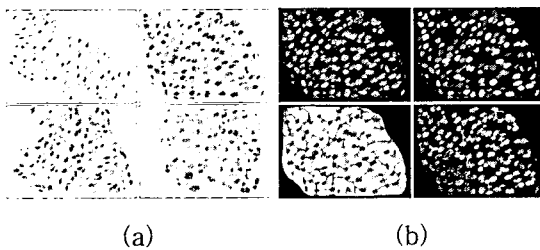


그림 16. 방광암의 형태분석

3.6 통계처리에 의한 분석(Statistical Analysis)

① 통계처리란?

조사나 실험을 통해 관찰하거나 측정하여 얻어진 자료를 수집(collection), 분류(classification), 요약(summary), 분석(analysis), 기술(description), 해석(interpretation) 하는 것이다.

가. Descriptive statistics

빈도분포에 대한 집중경향치, 산포도, 왜도, 첨도의 분포의 특성치를 수학적으로 분석하는 방법이다.

나. Inferential statistics

확률적 개념을 사용하여 표본의 통계적인 특성치로부터 모집단의 특성치를 추론하여 이 특성치가 모집단에서 발생할 확률을 근거로 설명하는 방법이다.

② 폐암 Gross 영상의 통계학적 처리

가. 실험영상

실험을 위한 아래의 폐암 Gross 영상은 인제대학교 부산백병원 해부병리학 교실에서 보관하고 있는 영상 중에서 전문가의 분석 소견에 따라 실험에 적당한 영상을 선택한 것이다.

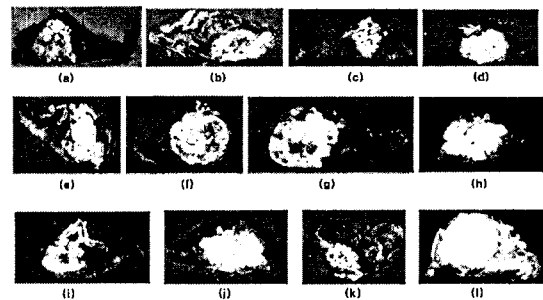


그림 17. 폐암 Gross 영상 샘플

나. 실험목적

폐암의 전이 형태인 침윤형과 팽창형, 둘 다 존재하는 혼합형의 3가지 경우를 본 연구에서는 좀더 다양한 폐암영상을 가지고 객관적인 데이터를 추출하여 통계적인 분할이 가능한지를 실험하였다. 침윤형은 암의 크기가 작고 성장 속도가 빨라서 다른 장기로의 전이가 될 가능성이 높다. 따라서 환자를 진단하고 적절한 치료를 하는데 전이 가능성 판단은 중요한 요인으로 작용한다.

다. 실험방법

먼저 형태분석에 대한 결과값과 질감분석을 통한 특성값을 추출하여 각 특성값을 형태적 특성

에 따른 분류가 되는지 알아보기 위해 통계 패키지를 이용하여 다변량 통계학적 분석을 한 후 분류자를 만들어서 각각의 영상이 전이 형태에 따라 분류되는지 알아보았다.

라. 형태분석결과

수치로 나타내어진 형태분석결과와는 아래의 표와 같았다.

마. 유효한 세 가지의 질감 특성값을 계산하였다.

바. 두 가지 전이 형태에 대한 분석결과 질감과 형태연산결과를 통하여 약 70%이상이 전문가의 견해와 일치를 보였다.

표 6. 그림 13에 대한 형태분석결과

	a	b	c	d	e	f	g	h	i	j	k	l
Fpx	19.65	27.07	20.15	26.24	9.41	26.19	24.17	14.84	15.41	21.56	17.06	28.76
Fpy	20.28	14.19	20.89	20.16	15.50	26.19	20.13	15.21	18.01	14.72	15.88	29.27
Fax	1.22	2.36	0.91	0.60	0.46	0.49	0.63	0.57	0.67	0.75	1.16	1.17
Fay	1.25	1.24	0.95	0.46	0.76	0.49	0.53	0.58	0.78	0.51	1.08	1.89

표 7. 그림 13에 대한 세 가지 질감 특성값

	a	b	c	d	e	f	g	h	i	j	k	l
Entropy	1.8712	2.0976	2.1586	1.3402	1.1680	1.8232	1.8685	2.0875	1.8369	1.0701	1.7415	0.0169
Contrast	0.2853	0.4073	0.2707	1.1276	1.1315	0.2284	0.2035	0.2908	0.2024	0.1255	0.2287	0.0017
Correlation	0.4683	0.5329	0.9436	0.3189	0.2113	0.5222	0.6511	0.9751	0.6191	0.1764	0.4525	0.0002

표 8. 그림 13에 대한 형태 분석 결과

Expert	Computer	Infiltrative type		Expansile type	
		Texture	Morphology	Texture	Morphology
	Infiltrative type	7	7	2	1
	Expansile type	2	2	2	3
	Correction rate	77.78%	77.78%	50.0%	75.0%

3.7 신경회로망(Neuron Network)

① 신경회로망 분류법

이 연구에서 사용한 신경회로망 모델은 비선형 패턴 분류에 효과적인 다층 퍼셉트론(multilayer perceptron)모델이며 모멘텀 역전파(Momentum backpropagation) 알고리즘을 사용하여 학습시켰다. 신경망은 R,G,B 각각 18개씩 총 54개의 입력 노드와 28개의 은닉노드, 3개의 출력 노드로 구성되며, 각 노드의 출력은 단극성 시그모이드 함수를 사용하였다.

$$f(NET) = \frac{1}{1 + \exp(-\lambda NET)}$$

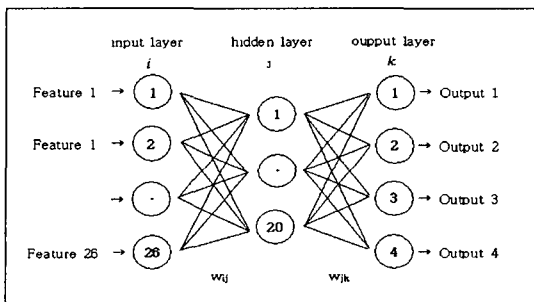


그림 18. 신경회로망 구성도와 시그모이드함수

학습률은 B.Widrow가 정의한 입력층의 수가 n 일때에 $0.1 \leq n \times \text{학습률} \leq 1$ 에 따라 $0.0018 \leq \text{학습률} \leq 0.018$ 의 범위에서 선정하였다. 그리고 Momentum 상수는 일반적으로 사용하는 0~0.8의 범위를 사용하였으며, 최대 에러율은 10^{-3} 으로 설정하였다. 초기연결강도와 bias는 -1 ~1 사이에서 랜덤하게 선택하였다. 다음그림은 신경망의 구조를 나타낸다.

② 신경회로망 학습을 위한 영역 추출
신경회로망의 학습에 사용하기 위해 10개의 영

상에서 양성세포핵영역, 음성세포핵영역 그리고 배경영역에 대해 각각 10개씩 총 300개의 5×5 화소영역을 선택하였다. 다음 그림은 영역선택의 예를 보여준다.

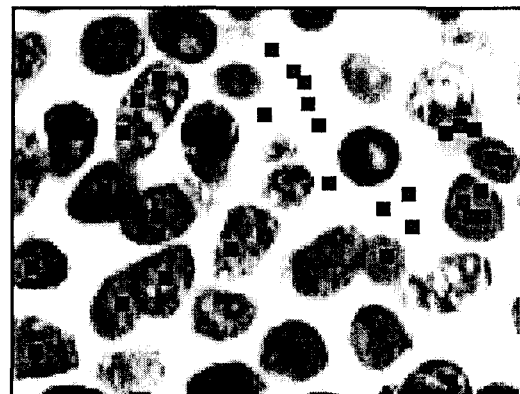


그림 19. 신경회로망 학습을 위한 영역추출

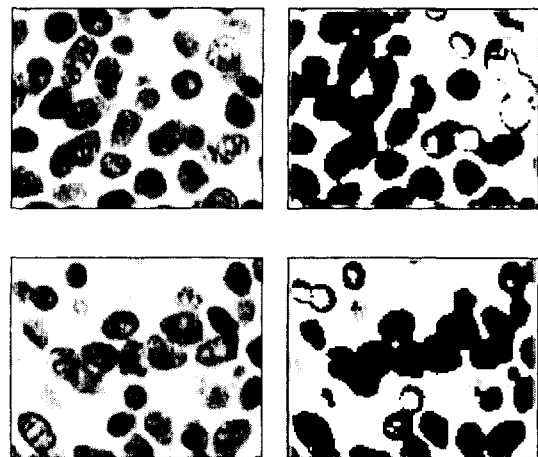


그림 20. 분할되어진 양성과 음성영역

③ 학습된 신경망 분류기를 전문가가 흥미 있어 하는 영역에 적용한 결과를 아래의 그림에서 보여준다. 결과에서 보면 먼저 검은색으로 나타난 영역이 양성세포핵에 해당하는 영역이며, 흰색으로 나타난 영역이 음성세포핵을 나타내는 영역이며, 배경영역은 원래영상의 색으로 나타내었다.

④ 양성세포핵영역, 음성세포핵영역 그리고 배경 영역에 해당하는 새로운 5×5 화소영역을 각각 100 개씩 선택하고, 학습이 끝난 신경망 분류기를 사용하여 테스트한 결과이다.

표 9. 신경망 분류 테스트결과

분류	양성	음성	배경
양성(100)	98	2	0
음성(100)	0	100	0
배경(100)	0	0	100

⑤ 참고적으로 그림 4는 9×9 화소영역을 추출하여 R밴드에 대해서만 특징을 추출하여 신경회로망을 입력노드 18개, 은닉노드 12개, 출력노드 3개로 하여 테스트한 결과이다.

아래의 그림 21에서 검은색 부분이 양성으로 나타난 부분이고 흰 부분이 음성으로 나타난 부분이다. 배경은 원래의 색을 그대로 처리하였다.

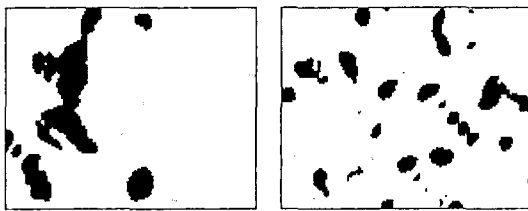


그림 21. R밴드에 대한 테스트결과

⑥ 유방암 세포에 대한 같은 실험의 결과영상과 표이다. 9×9 마스크 크기에서는 실제 영상에 적용하였을 때 5×5 마스크 크기의 결과 보다 양성세포핵영역, 음성세포핵영역 그리고 배경영역의 경계선 부위가 모두 음성세포핵 영역으로 나타나는 것을 볼 수 있다. 이것은 추출 윈도우의 크기를 너무 크게 잡고, 또 유방암 세포조직 영상에서 R밴드만으로 영역을 추출했기 때문이라 사료된다.

표 10. 9×9 마스크 크기에서 테스트한 결과

분류	양성	음성	배경	%
양성(50)	45	5	0	90%
음성(50)	0	49	1	98%
배경(50)	0	1	49	98%

⑦ 질감특징과 신경회로망을 이용한 영상의 분할 방법은 기존의 다른 영상 분할 방법들에 비해 좋은 결과를 나타내었다. 이것은 병리학자에 의한 시각적 정밀검사에 좋은 자료가 될 것이며, 세포핵에 대한 다양한 형태학적 분석에 도움을 줄 것이다.

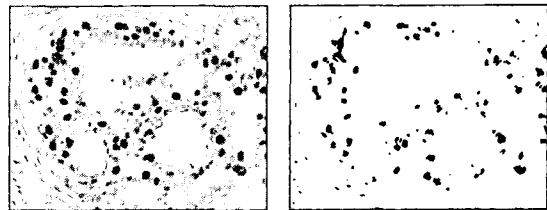


그림 22. 9×9 마스크에서의 신경회로망 분할 결과영상

4. 영상분석의 응용분야

4.1 Image Retrieval System

① Wavelet을 이용한 내용기반 영상 검색 시스템

최근 멀티미디어 데이터가 처리용량이 늘어나면서 각 데이터에 대한 데이터베이스 구축에 대한 부분과 영상, 음성, 텍스트에 대한 저장 및 검색 부분이 관심이 커지고 있다. 지난 몇 년 전부터 기존의 단일 데이터에 대한 데이터 베이스의 단점을 보완하기 위하여 이미지에 대한 내용기반 검색에 관한 연구가 활발히 진행중이다. 내용기반 시스템들은 이미지 자체가 지닌 고유한 시각 특징을 색인화 함으로 해당되는 키워드를 미리 알고 있어

야 한다든지, 색인어 작성과 같은 노력이 필요 없이 효율적으로 이미지를 검색함을 볼 수 있었다.

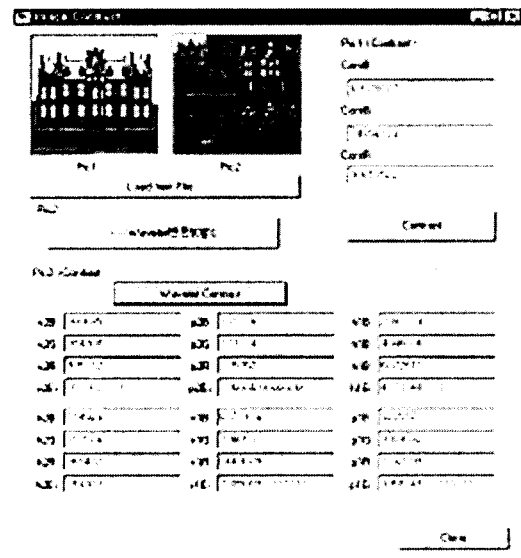


그림 23. Wavelet 각 영역의 특징추출

4.2 영상통신

① 배경

최근 병원의 전산화가 급속도로 이루어지고 있는 가운데 환자의 의료영상(X-ray, CT, MRI등)을 이용하는 의료영상 회의 시스템이 필요하게 되었다. 특히 의료분야의 정보화 작업은 국민 복지과 직결되는 민감한 부분으로써 다양한 방법에 의해 정보화 작업이 이루어지고 있다. MICS (medical Image conference system) 시스템 역시 의료영상을 처리 및 분석함으로써 의료영상에 대한 의료인의 정확한 진단을 도울 수 있도록 하였으며, 특히 네트워크를 통한 정보공유의 작업 환경을 제공하고 있다.

MICS 설계시 고려사항은 첫째로, 누구나 쉽게 본 시스템을 이용할 수 있게 한다는 것이다. 이를 위해서 본 시스템의 클라이언트는 웹을 기반으로

브라우저를 통해 쉽게 구동할 수 있는 Java Applet으로 구현하였다. 분산환경에서 플랫폼에 독립적이고, 객체 지향적이며 실시간으로 데이터 처리를 가능하게 하는 CORBA 기반으로 HTTP의 비연결성 및 Java applet 보안성들의 단점을 보완하여 사용자의 요구를 수용할 수 있도록 설계 하였다. 둘째는 본 시스템이 다루어야 할 정보들은 비공개로 요구하는 의료정보들이 다수이므로 이에 대한 보안 정책을 쉽게 적용할 수 있도록 하는데 있다. 이를 위해서 본 시스템은 클라이언트와 실제 영상 처리를 하는 영상처리 서버사이에 회의 관리자와 객체 관리자를 두어 다단계 접근 권한을 입체적으로 적용할 수 있도록 하였다. 또한 객체 관리자는 서버 객체의 분산화를 효율적으로 관리하기 위한 기능도 제공한다.

② 개발환경

본 시스템은 Inprise 사의 Visibroker라는 ORB를 내장한 Netscape 사의 Netscape Enterprise Server를 Web Server로 사용하였으며, 개발 언어로는 SUN 사의 JDK1.1.5를 이용하였다. 또한 서버측의 영상처리 모듈은 사용자 요구에 대한 서비스 속도 향상을 위해 C++를 이용하였다. CORBA는 각기 다른 언어로 만들어진 객체간의 연결통로로서 매우 뛰어난 미들웨어이며, 플랫폼에 독립적이라서 호환성이 뛰어나고 개발 및 유지보수가 쉽다.

③ 구현 예

다음 그림은 의료영상회의 시스템에서 간 조직 영상을 이용하여 회의를 진행하는 클라이언트 실행 화면이다.

그림의 좌측은 원본 영상이며, 우측은 다양한 필터 처리된 영상이다. 필터 처리된 영상들은 쉽게 그 처리 필터를 알 수 있도록 필터의 주요 철자

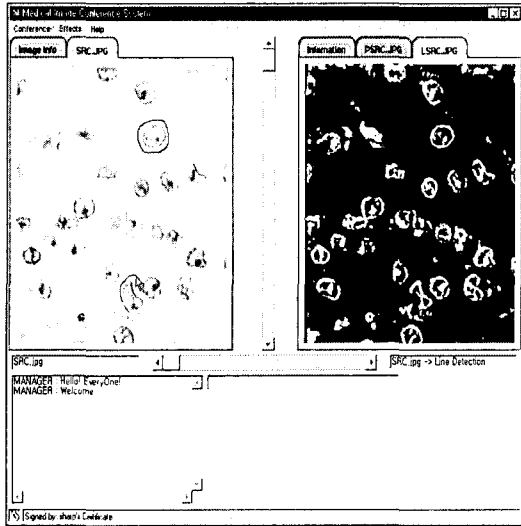


그림 24. 구현된 MICS에서 클라이언트의 실행화면

를 원본 이미지 이름과 결합하는 명명 기법을 사용하였고, 자세한 필터 이름은 영상 하단에 기록하도록 하였다. 좌측 하단은 의사 소통 기능으로서 채팅 기능을 나타낸다. 상하, 좌우 스크롤 바의 기능은 영상이 실행화면 보다 클 경우를 고려한 것으로, 스크롤시 원본 영상과 필터 처리된 영상이 동시에 이동한다.

4.3 Volume Rendering

① 배경

polygon 방식의 기존의 그래픽 방식은 오브젝트의 surface만 점과 선으로 연결하여 렌더링하기 때문에 오브젝트 내부 영역을 가시화할 수가 없다. 하지만 VR은 2차원 영상들 재구성할 때 픽셀들을 z축으로 쌓은 후 view ray에 따라서 sampling과정을 거친 voxel기반으로 렌더링을 하기 때문에 오브젝트의 내부 영역까지도 렌더링할 수가 있다. 특히 최근 몇 년간 많은 병원들이 PACS system을 도입하면서 예전과는 달리 슬라이스 영상들을 필름으로 현상

해서 일일이 보관하는 것이 아니고 PACS 시스템에서는 모든 영상들이 디지털화 된 이미지 파일 형태로 저장이 되고 네트워크를 통해서 빠르게 전송이 될 수 있다. 따라서 원하는 영상들을 언제든지 빠른 시간에 찾아 볼 수가 있고, 연속적인 슬라이스 영상들이 많이 필요한 MRI 같은 영상들도 하나의 단위로 묶어서 편하게 볼 수 있다. 이러한 환경에서는 2차원 슬라이스 영상들을 쉽고 빠르게 모을 수가 있기 때문에 3차원 영상으로 렌더링 해서 진단에 쓰는 경우가 많이 늘어나고 있다.

② Volume Rendering

Volume Rendering은 연속적인 2차원 슬라이스들을 기본으로 하는 3-dimensional dataset들을 z축으로 쌓아서 3차원 영상으로 재구성하는 것이다. 다음 그림은 Volume Rendering이 pipeline을 보여주고 있는데, 제일 먼저 3차원 영상으로 만들 기본 데이터들을 획득하는 과정이 필요하다.

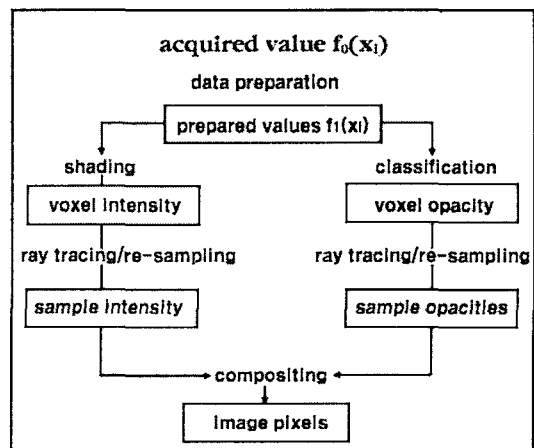


그림 25. Volume rendering pipeline

③ Voxel과 Pixel

영상에서 pixel이라 함은 화소를 말하는 것으로

2차 평면공간에서의 단위를 pixel이라 하고 3차 공간에서의 단위를 voxel이라 한다. Volume rendering을 위해서는 이러한 공간상에서의 voxel에 대한 값의 처리가 필요하다. 요소로는 빛의 강도, 영상강도, 거침도, 반사도, 조명, 불투명도 등이 있다. 이러한 요소들의 관계와 연산으로 렌더링의 결과치가 나오게 된다. 아래 그림은 voxel에서의 ray의 투과 과정을 보여준다.

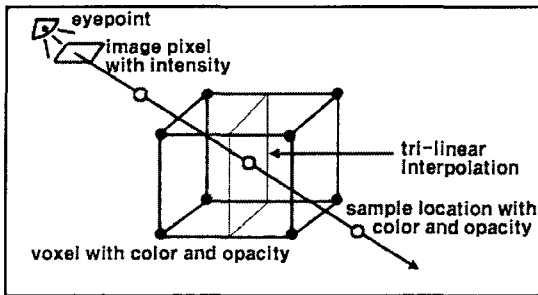


그림 26. Voxel에서 2-D plane으로의 raycasting

④ 보간법

결과영상의 출력을 위해서는 여러 가지 interpolation 기법이 사용되어지는데 그림27과 그림28에서는 linear interpolation과 cubic interpolation 과의 결과 영상을 비교하여 보았다.

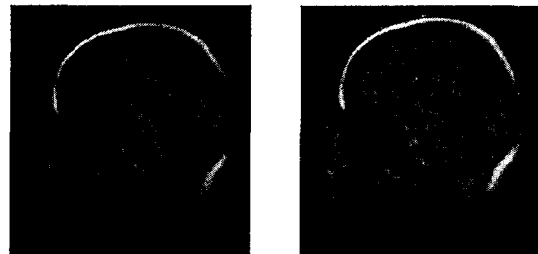
⑤ Transfer Function을 이용한 결과 영상비교

MIP rendering 방법은 ray가 통과하는 voxel value중에서 가장 큰 값을 가지는 voxel의 intensity 값을 구해서 최종적으로 화면에 투영하는 방법이다. 그림 29는 average composition을 이용한 영상으로 skin부분에서 voxel intensity들은 평균값을 가지기 때문에 head나 engine의 영상이 조밀하지 못하다. 슬라이스별 적용을 한 그림30의 경우 적용되는 평균값들이 전체영상의 값에 비해 변한 것을 볼 수 있다.



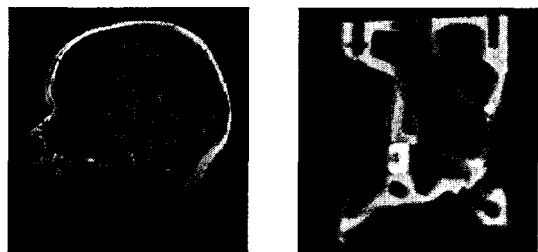
(a) Linear (b) Cubic

그림 27. Average composition



(a) Linear (b) Cubic

그림 28. Average composition 50-70번째 슬라이스



(a) MRI Head (b) CT-Engine block

그림 29. Average composition을 이용한 결과 영상



(a) 50-70 슬라이스 (b) 50-70 슬라이스

그림 30. Average Composition을 이용한 해당 슬라이스 부분 결과 영상

5. 맺으머

현미경 영상의 분석은 그 대상 세포의 특징이나 분석하고자 하는 방향에 따라 분석 방법이 다양한 것이 현실이다. 따라서 그 분석 방법의 표준적인 특성을 파악하거나 방법을 개발하는 것이 필요하고 이를 기반으로 방법론의 과학적인 모델이 필요한 것이다. 세포 병리 영상에 있어서의 진행단계 분석이나 특성을 파악하는 단계는 이미 여러 나라에서 상당히 진행되어 왔으며 우리나라에서도 다양하게 시도되고 있다. 의료영상은 그 분석 분야가 다양하고 진단을 필요로 하는 곳에 쓰이는 곳도 점점 확대되고 있는 추세이다. 현미경 영상같이 미세한 조사를 필요로 하는 곳은 컴퓨터의 도움으로 정밀성을 요구하는 데이터를 확보하는데 사용되고 있으며, 결과 데이터는 임상 실험의 근거자료로 쓰이고 있다.

현미경 영상 뿐만 아니라 방사선과에서 다루어지고 있는 x-ray, MRI 영상이나 핵의학과에서 다루어지는 PET/SPECT 영상을 비롯하여 전신 스캔에 이르기까지 의료영상의 방향은 점점 그 영역을 확대해 나가고 있다. PACS 시스템 같이 거대 시스템에서는 아직까지 데이터 베이스의 구축과 효율적인 활용에 주력하고 있지만 곧 획득된 영상의 정밀한 분석이나 진단에 필요한 처리 방법들이 첨단장비의 개발과 함께 계속적으로 추가되어질 것이다. 영상의 처리를 위한 소프트웨어의 개발은 고가의 장비를 수입해야 하는 국내의 실정에 대한 수입 대체의 효과를 줄 것으로 기대 되며, 소프트웨어의 개발이 활기를 띄고 있는 국내의 산업 여건에 적합한 연구 분야인 것으로 사료된다.

영상처리 및 분석은 그 다양한 방법과 첨단 기술집약적인 시스템의 효과적인 결합에 의해 그 진가를 발휘하게 될 것이다. 지속적인 의료영상

처리 방법론과 분석 방법론의 개발과 더불어 의료 과학에로의 눈부실 발전 및 적용을 기대한다.

참 고 문 헌

- [1] 이충달, "Basic Pathology", 고려의학, pp. 199-204, 1991.
- [2] 최진, "병리학," 수문사, 1988.
- [3] Heung-Kook Choi, Janos Vasko, Ewert Bengtsson, Torsten Jarkrans, Per-Undo Malmstrom, Kenneth Wester, Christer Bursch, "Grading of transitional cell bladder carcinoma by texture analysis of histological sections," Analytical Cellular Pathology Vol. 6, pp. 327-343, 1994.
- [4] Earl Gose, Richard Johnsonbaugh, Steve Jost, "Pattern Recognition and Image Analysis," Prentice-Hall, pp. 372-379, 1996.
- [5] Robert M. Haralick, K. Shanmugam, Its' Hak Dinstein, "Textural Features for Image Classification," IEEE Trans. On System, Man, and Cybernetics, Vol. SMC-3, No. 6, pp. 610-624, 1973.
- [6] 최현주, 허민권, 최홍국, 김상균, 최항목, 박세명, "칼라유방암조직영상에서 질감 특징과 신경회로망을 이용한 양성세포핵과 음성세포핵의 자동 분할," 정보과학회 가을학술발표논문집, Vol. 26, No. 2, pp. 422-424, 1999.
- [7] 김승현, 최홍국, 양영일, 남상희, "의료 GROSS 사진의 디지털화를 통한 데이터베이스 구축과 영상특성 분석 시스템의 구현," 멀티미디어학회 추계학술발표논문집, Vol. 2, No. 2, pp. 212-217, 1999.
- [8] G. Van de Wouwer, P. Scheunders, S. Livens, D. Van Dyck, "Wavelet Correlation Signatures for Color Texture Characterization," Pattern Recognition, pp. 443-351, 1999.
- [9] Gosta H. Granlund, Hans Knutsson, "Signal Processing for Computer Vision," Kluwer Academic Publishers, 1995.
- [10] C. Sidney Burrus, Ramesh A. Gopinath, Haitao

- Guo, "Instruction to Wavelets and Wavelet Transforms," Prentice-Hall Inc. 1996.
- [11] Richard A. Johnson, Dean W. Wichern, "Applied Multivariate Statistical Analysis," Prentice-Hall Inc. pp. 629-725, 1998.
- [12] 강재효, 김정현, 김상균, 박세명, 최항목, 최홍국, "CORBA 기반의 의료 영상 회의 시스템 구현", 한국정보과학회 봄 학술 발표 논문집, 26, pp. 340-342, 1999
- [13] 김현기, "다자간 화상회의 시스템에서의 동시 전송방법에 의한 데이터 입출력 시간 단축 방안", 멀티미디어학회 논문지, 제3권, 제3호, pp. 234-240, 2000
- [14] Davic R. Woolley, "The Future of Web Conferencing", June, 1998
- [15] Scott E. Umbaugh, "Computer Vision and Image Processing", Prentice Hall, pp. 37-97, 1998.
- [16] 고창순, "해의학", 도서출판 고려의학, 1995
- [17] 허신 외4명, "경로제설정을 통한 3차원 시상 두뇌 자기공명영상분할", Vol. 21, No. 2, 145-156, 2000
- [18] Lennart Thurfhell, "An Adjustable 3D Brain Atlas for Quantitative Analysis of Neuroimaging Data", Acta Universitatis Upsaliensis, 1994
- [19] "Volume Visualization with Texture", SGI, Oct, 1999.
- [20] Michael Teschner and Christian Henn, "Texture Mapping in Technical, Scientific and Engineering Visualization", SGI, Dec, 2000
- [21] B. Cabral, N. Cam, and J. Foran. Accelerated Volume Rendering and Tomographic Reconstruction Using Texture Mapping Hardware. ACM Symp. On Vol. Vis., 1994
- [22] OpenGL Architecture Review Board. OpenGL reference Manual. Addison-Wesley Press, 2nd. 1997.
- [23] Lorensen, W.E. and Cline, H.E., "Marching Cubes : a high resolution 3D surface reconstruction algorithm," Computer Graphics, Vol. 21, No. 4, pp. 163-169.
- [24] 최현주, 이병일, 황해길, 최홍국. "폐암 변이 형태 분석을 위한 정량적 평가 방법", 한국멀티미디어학회 춘계학술발표논문집(발표 2000.5.27) Vol. 3, No. 1, pp. 133-136, 2000.
- [25] 최현주, 이병일, 이연숙, 최홍국, "Wavelet 변환에 기반한 암세포 조직 영상의 질감분석", 한국 신호처리 · 시스템학회, 2000년 하계종합학술대회 논문집, Vol. 1. No. 1 pp. 305-308, 2000.
- [26] K. Engel. R. Westermann, and T. Ersi. Isosurface extraction technique for web-based volume visualization. In Visualization 99, 1999
- [27] Marc Levoy, University of North Carolina, "Volume Rendering", IEEE May, 1998.
- [28] D. Laur and P. Hanrahan, "Hierarchical Splattings : A Progressive Refinement Algorithm for Volume Rendering", Computer Graphics, Vol. 25, No. 4, pp. 285-288, 1991.
- [29] L. Westover, "Footprint Evaluation for Volume Rendering", Computer Graphics, Vol. 24 No. 4, pp. 367-376, 1990.
- [30] I. Ihm and R. Lee, "On Enhancing the Speed of Splatting with Indexing", In Proceedings of Visualization 95, pp. 27-34, Atlanta, GA October 1995.
- [31] P. Lacroute and M. Levoy, "Fast Volume Rendering Using a Shear-Warp Factorization of the Viewing Transformation", Proceedings of SIGGRAPH 94, pp. 451-458, 1994.
- [32] 이연숙, 이병일, 최홍국, 김상균, 서재현. "Wavelet과 Texture Feature를 이용한 영상 분류방법", 한국멀티미디어학회 춘계학술발표논문집(발표 2000.5.27) Vol. 3, No. 1, pp. 357-360, 2000.
- [33] 박재영, 이병일, 최현주, 최홍국, "3D Data Set에서 Transfer Function를 이용한 경계영역의 가시화 방법", 한국멀티미디어학회 춘계학술발표 논문집(발표 2000.5.27) Vol. 3, No. 1, pp. 425-428, 2000.
- [34] 박재영, 이병일, 최홍국, "Volume Rendering을 위한 향상된 Sampling 방법", 한국 신호처리 · 시스템학회, 2000년 하계종합학술대회 논문집, Vol. 1. No. 1 pp. 213-216, 2000.

[35] Marc Levoy, "Display of Surface from volume data", IEEE Computer Graphics and Applications, Vol. 8, No. 5, pp. 29-37 May, 1988.

[36] Marc Levoy, "Efficient Ray Tracing of volume data", ACM Transaction on Graphic, Vol. 9 No. 3, pp. 245-261, July 1990.

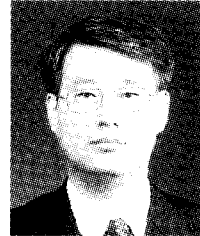
[37] S.M. Kwon, J.K. Kim, H.W. Park, and J.B. Ra, "A Black-Based Volume Rendering Algorithm Using Shear-Warp Factorization", Journal of Biomedical Engineering Research, Vol. 21, No. 4, Aug, 2000.

[38] Tom McReynolds and David Blythe "Programming with OpenGL : Advanced Rendering", SGI, Dec, 1997



이 병 일

- 1997년 2월 인제대학교 전산학과 졸업(이학사)
- 1999년 2월 인제대학교 대학원 전산학과 졸업(이학석사)
- 2000년 3월~현재 인제대학교 대학원 전산학과(박사과정)
- 관심분야 : 의료영상처리 및 분석, 컴퓨터 그래픽스, 3차원 의료영상처리



최 흥 국

- 1984년 6월~1990년 9월 Linköping University, Linköping, Sweden Computer Science and Engineering
- 1990년 9월~1996년 9월 Uppsala University, Uppsala, Sweden Ph.D. at the Centre for Image Analysis in Computerized Image Analysis.
- 1996년 10월~1997년 2월 서울대학교 의공학연구소 연구원.
- 1997년 3월~1999년 3월 인제대학교 정보컴퓨터공학부 전임강사.
- 1997년 11월~1999년 2월 인제대학교 전산정보처장.
- 1999년 4월~인제대학교 정보컴퓨터공학부 조교수.
- 1997년 12월 20일~한국멀티미디어학회 이사, 신호처리 분과위원장 및 논문지편집위원
- 2000년 8월 17일~2001년 8월 16일 한국신호처리·시스템학회 상임이사, 학술 및 편집위원
- 관심분야 : Multimedia, Image Processing and Analysis, Computer Graphics, Image Retrieval, Telepathology System, Biometrics