

후리에 표시자를 이용한 포탈영상과 시뮬레이터 영상의 자동결합

허 수 진

= Abstract =

Automatic Image Matching of Portal and Simulator Images Using Fourier Descriptors

Soojin Huh

We develop an automatic imaging matching technique for combining portal image and simulator image for improvements in localization of treatment in radiation therapy. Fusion of images from two imaging modalities is treated as follows. We archive images through a frame-grabber. The simulator and portal images are edge detected and enhanced with interpolated adaptive histogram equalization and combined using geometrical parameters relating the coordinates of two image data sets which are calculated using Fourier descriptors. We don't use any kind of imaging markers for patient's convenience.

Clinical use of this image matching technique for treatment planning will result in improvements in localization of treatment volumes and critical structures. These improvements will allow greater sparing of normal tissues and more precise delivery of energy to the desired irradiation volume.

Key words : Image Matching, Portal Image, Localization, Radiation Therapy, Fourier-Descriptor

서 론

의료용 선형가속기는 악성 종양을 치료하기 위해 선택된 부위에만 에너지를 조사(radiation)하는 치료기기이다. 방사선 치료에는 두개의 상반되는 치료목표가 있다. 1) 종양의 성장을 파괴하기 위해 치료부위에 충분한 에너지를 공급하는 것과 2) 그 주위의 정상 조직의 손상을 최소화하기 위한 에너지의 정확한 국소화(localization)이다. 환자의 장기(anatomy)에 대한 치료필드의 적절한 국소화는 방사선치료에서 필수적이며 포탈영상과 시뮬레이터 영상의 시각적인 비교에 의해 확인되고 있다[1]. 그러나 영상처리기술의 발달은 포탈영상에 관련하여 치료위치를 컴퓨터를 이용하여 분석할 수 있게 하여 방사선치료전에 치료위치 오차의 수정과 탐지를 가능하게 하고 있다. 포탈영상과 시뮬레이터 영상을 정량적으로 비교하기 위하여는 영상의 등록과 한 영상과 다른 영상의 관련된 윤곽을 결합시키는데 소프트웨어 도구가 필요하다. 이러한 도

구의 필수적인 기능은 영상 좌표 시스템들 사이의 기하학적인 변환의 결정이다. 이러한 변환을 구하기 위한 하나의 방법이 시뮬레이터와 포탈영상에서 쉽게 식별할 수 있는 랜드마크를 사용하는 것이다[2].

동일한 환자로 부터 얻어지는 두개 이상의 영상을 결합 시킴으로서 환자의 진단에 유용한 정보를 얻을 수 있는 경우는 많이 있다. 두 영상을 결합시키기 위해 영상등록에서 이용하는 방법으로는 환자로 부터 얻어진 영상의 특징 즉 내부적인(intrinsic) 영상특성을 이용하는 방법과 환자에 인공적인 물체를 부착하여 얻어지는 외부적인(extrinsic) 영상특성을 이용하는 것이 있다. 내부특성들의 예는 영상에서의 화소의 세기, 해부학적인 랜드마크(landmark) 점들, 구조적인 특징 등이며 외부특성들의 예로서는 헤드 후레임 또는 스킨 마커 등에 의해 얻어지는 것 등이 있다. 진단목적으로 대조도를 개선하기 위해 환자에게 투여되는 물질들도 내부특성법으로 분류된다. 알고리즘에 따라서 필요하게 되는 사용자의 간여(interac-

tion)는 수동(interactive), 반자동(semi-automatic), 자동(automatic) 등 3가지로 분류된다. 수동 방법에서는 영상변환의 결정에 사용자의 간여가 필요하고, 반자동 방법에서 컴퓨터는 변환을 결정하고 영상매칭 절차의 시작, 진행, 중단 및 사용되는 영상특성들의 선택에 사용자가 간여하며 대부분의 알고리즘이 이 방법을 채택하고 있다. 자동 방법에서는 사용자의 간여가 필요없다[3].

내부특성을 이용하는 등록방법에서는 매칭시키려는 두 영상으로 부터 유사한 구조물들(anatomical structures)을 영상에서 추출할 수 있다고 가정한다. 그러나 이 방법은 일반적으로 알고리즘이 매우 복잡하다. 예를 들어 렌드마크 매칭에서 내부특성을 수동적으로 추출하는 것은 힘든 일이며, 자동추출 또는 반자동 추출도 매우 복잡한 알고리즘이 필요해진다[4]. 관성모멘트를 이용하는 모멘트(moment) 매칭기법[5]과 상관(correlation)기반의 방법들도 여기에 속한다. 내부특성을 이용하는 방법들은 환자에게 거부감이 없다. 외부특성들을 사용하는 방법들에서는 영상취득을 위해 마커 등이 환자에게 부착되어야 한다. 부착방법은 정밀도와 환자 친밀도를 기준으로 검토되어야 한다. 피부에 부착되는 마커는 상대적으로 환자에게 거부감이 작으나 매칭의 정확도가 피부의 움직임에 영향을 받는다. 그러므로 마커의 위치는 상대적으로 안정된 부위를 선택하는 것이 중요하다. 정위고정형 후레임(stereotaxic frame)은 정확한 매칭을 얻을 수 있어 가장 안정되나 가장 관혈적인(invasive) 방법이다. 자동탐지를 위해 외부 마커들의 설계가 최적화되어 있으므로 외부특성들을 이용하는 방법은 일반적으로 내부특성방법보다 쉽게 영상들을 매칭할 수 있다. 일반적으로 영상위의 마커들의 위치를 비교함으로써 매칭 결과들을 쉽게 시각적으로 확인할 수 있다는 장점이 있으나 단점으로서 마커들은 반복적하여 사용할 수 없는 점이다[6].

시뮬레이터 영상을 근거로 제작된 방사선 차폐블록들을 환자에 부착하여 촬영되는 포탈영상과 원래의 시뮬레이터 영상을 결합, 비교함으로써 방사선 치료부위의 정확도를 확인하고 개선할 수 있다. 이러한 변환을 용이하게 하기 위한 방법의 하나가 시뮬레이터와 포탈영상 모두에서 쉽게 식별될 수 있는 렌드마크의 사용을 통해서이다. 두개의 영상에서 해부학적 구조물이나 피부위에 놓여진 기준 마커 등처럼 공통적으로 시각화되는 것들을 이용하는 방법들과 두개의 영상에 관련된 변환 매트릭스를 사용하는 영상등록 방법이 발표되고 있다[7]. 그러나 구조적으로 영상의 질이 불량한 포탈영상에서 시뮬레이터 영상과 공통적인 구조물을 추출하는 것은 쉽지 않다.

환자의 몸에 어떤 특수 마커(marker)를 부착하여 영상을 얻고 이를 기준으로 하여 영상처리를 하면 용이할 것이나, 본 연구에서는 시뮬레이터 영상과 포탈영상에서 치

료부위 형태가 유사하다는 특징을 이용하여, 두 영상들에서 치료부위를 추출한 후, 후리에 표시자(Fourier descriptor)를 사용하여, 그 영상들의 크기비율, 각도 등을 계산하여 결합시키는 알고리즘을 개발한다. 본 연구에서는 포탈필름의 영상과 시뮬레이터 필름 영상을 PC에 수록한 후에, 관심영역을 추출하고, 이 두 영상의 크기비율 및 각도 등을 계산한 후, 두 영상을 결합하여 모니터에 재생함으로써 방사선치료의 정확성 판정 및 지속 변경등을 위한 정확한 정보를 제공하여 방사선치료의 효과를 향상시키는데 도움이 되고자 하였다. 특히 본 연구에서 사용되는 영상들은 환자의 몸에 어떠한 마커도 부착하지 않은 상태에서 얻는 영상이므로 환자로서는 불편함이 없다. 그 방법은 다음과 같다.

- 포탈영상과 시뮬레이터 영상을 후레임 그래버로서 컴퓨터에 저장한다.
- 두 영상에서 관심영역인 방사선 치료부위만을 추출한다.
- 구조적으로 상태가 불량한 포탈영상을 개선한다.
- 포탈영상과 시뮬레이터 영상을 분석하여 두 영상의 크기의 비율 및 각도차이를 Fourier descriptor를 이용하여 구한다.
- 얻어진 두개의 파라메타를 이용하여 두 영상을 결합한다.
- 결합된 영상에서 두 개의 영상의 특성을 찾아내어 보여주므로써 방사선 치료부위의 정확도와 오차를 개선한다.

실험 방법

후레임 그래버(frame grabber, Data Translation DT-2867-LC)와 줌 렌즈가 부착된 카메라(Panasonic WV-CD132E)를 이용하여 포탈필름과 시뮬레이터필름의 영상을 256×256×8bit의 크기로 수집, 조정된 후 개인용 컴퓨터에 저장하고 알고리즘을 적용하여 결과 영상을 모니터에 재생한다. 터보 C로 작성된 알고리즘은 후레임 그래버가 장착된 486PC(486DX2 66MHz)에서 구현된다. 영상을 얻은 치료장비는 선형가속기(Varian Clinac-1800)와 시뮬레이터(Varian Simatron)이다.

치료부위의 추출

포탈영상은 높은 에너지를 이용하여 촬영되는 것이므로 영상이 매우 흐리며 어둡다는 구조적인 문제점이 있다. 이러한 영상을 개선하기 위하여는 치료필드와 그 주변필드로 영상을 우선 분할한 후, 각 필드 별로 영상처리를 하였다. 본 연구에서는 소벨탐지자로 포탈영상을 전처리

한 후 레이블링 알고리즘과 메디안 필터링을 이용하여 포탈영상에서의 추출되는 물체의 갯수와 면적을 참조하여 최적의 문턱치를 선정하여 영상을 분할한 후, 형태학적 세션화 기법을 적용하여 치료필드를 추출함으로써 포탈영상에서 방사선 치료부위와 차례부위를 구분하는 방법을 이용하였다[8]. 시뮬레이터 필름상에 치료계획을 위해 표시된 윤곽선을 추출하는데도 동일한 알고리즘을 적용하여 시뮬레이터 영상으로 부터 치료계획 부위를 추출하였다.

Interpolated AHE

적응히스토그램 평활화기법(AHE, Adaptive Histogram Equalization)은 Ketcham, Pizer 등에 의해 제안되었던 방법으로 어떤 화소의 결과값을 구하는데 그 화소를 둘러싼 일정영역의 화소들로서 HE 값을 계산하는 것으로서 실행속도가 느리며 어떤 상황들에서는 개선된 영상이 오히려 바람직하지 않은 특징들을 갖는 경우가 있었다. 본 연구에서는 포탈영상에서 추출한 방사선 치료부위의 영상을 개선하기 위해 interpolated AHE 방법을 사용하였다. IAHE는 선택된 샘플화소들에서 먼저 매핑값을 계산하고, 임의의 화소에서의 매핑값은 그 화소를 둘러싸는 4개의 샘플 화소들의 매핑값으로 부터 보간(interpolation)하여 계산함으로써 속도를 향상시킨 것이다. 위치(x, y)에서 화소의 세기가 i인 화소의 IAHE 결과값은 다음 식으로 표현된다[9].

$$m(i) = a[bm_{--}(i) + (1-b)m_{+-}(i)] + [1-a][bm_{-+}(i) + (1-b)m_{++}(i)] \quad (1)$$

where $a = (y - y_-) / (y_+ - y_-)$ $b = (x - x_-) / (x_+ - x_-)$

여기서 (x,y)의 오른쪽 위의 샘플 화소(x₊, y₊)의 매핑값을 m₊₊이라 하고 같은 방법으로 첨자 ++, -+, --는 (x, y)의 오른쪽 아래, 왼쪽 아래, 왼쪽 위에 있는 샘플 화소들의 위치와 매핑값을 각각 표시한다.

각각의 샘플화소들의 그 값이 계산되는 영역을 갖으며 이 영역의 크기가 증가함에 따라 덜 locally sensitive해지나 IAHE로서는 더 효율적이 된다. 이 영역의 크기가 감소함에 따라 영상 대조도는 점차 개선된다. 본 연구에서는 이 영역의 넓이를 영상의 1/16로 사용하였다.

후리에 표시자(Fourier Descriptor)

후리에 변환기법의 하나인 후리에 표시자(FD, Fourier Descriptor)로서 물체의 경계를 나타낼 수 있다. 이 방법은 물체 경계상의 점들을 두개의 함수로 취급하고 이것들을 주파수 성분을 나타내는 값으로 분해한다. 경계상의 점들의 갯수는 2의 제곱형태로 선정하여 FFT알고리즘을

사용하여, FD를 계산한다. 영상에서 경계가 구해지면 이를 파형의 쌍(pair of waveform) (x(t), y(t))로 생각할 수 있고, 샘플링된 경계는 다음과 같은 식으로 표시할 수 있다.

$$u(n) = x(n) + jy(n), \quad n=0, 1, \dots, N-1 \quad (2)$$

폐경계에 대하여 u(n)은 주기 N을 갖는 주기함수이다. 주기함수 u(n)의 이산적 후리에 변환 표현은 다음과 같다. 이처럼 얻어진 복소계수 a(k)를 경계의 후리에 표시자라고 한다[10].

$$u(n) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} a(k) \exp\left(\frac{j2\pi kn}{N}\right) \quad 0 \leq n \leq N-1 \quad (3)$$

$$a(k) = \sum_{n=0}^{N-1} u(n) \exp\left(-\frac{j2\pi kn}{N}\right) \quad 0 \leq n \leq N-1 \quad (4)$$

두 물체가 크기와 방위가 다르더라도 형태의 유사성을 측정하는데 FD들을 사용할 수 있으며 a(k)와 b(k)가 각각 두 물체의 경계 u(n)과 v(n)의 FD라면 이들의 차이 d가 근소한 경우 유사한 형태를 갖는다고 생각할 수 있다. u(n)과 v(n)간의 다음과 같은 척도를 생각하자.

$$d(u_0, \alpha, \theta_0, n_0) = \min \left(\sum_{n=0}^{N-1} |u(n) - \alpha \cdot v(n + n_0) e^{j\theta_0} - u_0|^2 \right) \quad (5)$$

즉 경계 v(n)을 적절히 변위(translation), 크기비율(scaling)의 변경 및 시작점 이동 그리고 회전(rotation)시켜 경계 u(n)에 일치되도록 하면 위의 척도가 최소가 되는 u₀, α, θ₀, n₀가 구해진다. $\sum u(n) = \sum v(n) = 0$ 이 되도록 u(n)과 v(n)이 정규화(normalization)되어 있다면 임의의 시작점 이동 n₀에 대하여 다음과 같은 매개변수들의 값에 의하여 위의 척도 d는 최소가 된다[10].

$$u_0 = 0;$$

$$\alpha = \frac{\sum_k c(k) \cos(\psi_k + k\phi + \theta_0)}{\sum_k |b(k)|^2} \quad (6)$$

$$\tan \theta_0 = \frac{\sum_k c(k) \cdot \sin(\psi_k + k\phi)}{\sum_k c(k) \cdot \cos(\psi_k + k\phi)} \quad (7)$$

위식에서 $a(k) \cdot b^*(k) = c(k) \cdot \exp(j\phi)$, $\phi = -2\pi n_0 / N$ 이며 c(k)는 실수값을 갖는다. 이처럼 구해진 α와 θ₀를 대입하면 최소거리 d는 다음과 같이 되며 이 값은 두 물체의 경계 u(n)과 v(n) 간의 유사성을 나타내는 척도로 사용된다. 본 연구에서 사용되는 포탈영상과 시뮬레이터 영상의 치료부위를 두개의 경계 u(n), v(n)으로 하여 식(8)을 적용하면 그 형태가 비슷하므로 최소값은 거의 0

이 되어야 한다.

$$d = \min(d(\theta))$$

$$= \min(\sum |a(k) - ab(k)\exp(j(k\phi + \theta_0))|^2) \quad (8)$$

영상의 기하학적 변환

입력영상으로 부터 출력영상으로 화소의 위치를 변환하는 과정을 source to target 매핑이라고 한다. 앞절에서 후리에 표시자를 이용하여 얻은 두개의 영상이 이루는 각도와 크기비율로서 영상을 변환할 때 좌표변환 방정식은 다음과 같다. 여기서 (x, y)는 입력화소 좌표이고(x', y')는 출력화소의 좌표이다. 그리고 θ 는 시계방향으로의 각도이며 크기비율(scaling) Sx, Sy는 각각 x, y 방향으로의 비율이다[11].

$$x' = x\cos\theta + y\sin\theta \quad (9)$$

$$y' = -x\sin\theta + y\cos\theta \quad (10)$$

$$x' = xS_x, \quad y' = yS_y \quad (11)$$

그러나 실제로는 입력영상의 화소들이 변환되면서 일부 출력화소들의 위치에는 변환이 적용되지 않아 공백으로 남아 버리는 경우도 있다. 이런 현상은 영상의 확대시에 심해진다. 이때 역변환을 하여, 즉 target to source 매핑으로서 이런 문제들을 해결한다.

영상에 기하학적 변환을 적용할 때 재샘플링(resampling) 과정이 필요하게 된다. 이것은 원래의 영상을 얻는데 사용된 샘플링비와 방향이 변화했음을 의미한다. down-sampling시에 원영상의 고주파 성분은 변환과정에서 alias 되어 출력영상에 aliasing artifact가 나타난다. 이러한 것을 막기위하여 저역필터를 이용하여 영상의 주파수 성분을 감소시켜 새로운 샘플링비의 한계를 넘지 않도록 하고 나서 영상을 새로운 크기로 축소한다. up-sampling은 영상의 공간 해상도를 증가시키는 것이다. 변환된 화소의 위치가 정수로 되지 않으면 화소보간법(pixel interpolation)을 사용한다. 보간과정은 정수로 표시되는 화소위치들 사이에 존재하는 화소의 밝기를 결정하는 평가과정이다. 여러가지 방법이 있으나 본 연구에서는 이선형보간법(bilinear interpolation)을 사용하였다 [12].

실 험

본 연구에서 제안한 알고리즘의 정밀도를 평가하기 위해 그림1과 같은 두개의 오각형의 시험 영상에 이를 적용하여 경계선을 검출한 후에, 후리에 표시자(FD, Fourier Descriptor)를 이용하여 두 실험물체가 이루고 있는

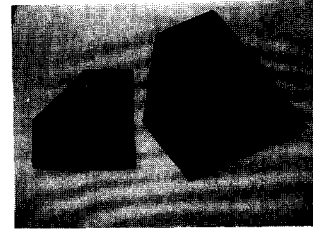


그림 1. 두개의 시험 물체영상
Fig. 1. Two test images

각도와 크기를 구하였다. 또한 추출된 두개의 실험물체의 경계선상에서 실험물체 상호간의 크기 배율 및 각도를 구하기 위해서는 몇개의 후리에 표시자들을 적용하는 것이 적당한가를 실험하였다. FD의 성질에서 경계의 기하학적인 변환은 이미 구해진 FD들에 단순한 연산들을 수행하면 된다. 즉 경계선의 축소 또는 확대와 같은 비율(scaling)의 변화는 FD의 크기를 같은 비율만큼 증가 또는 감소시키고 각도 θ_0 만큼 경계를 회전시켰다면 FD를 θ_0 만큼의 일정한 위상이동(phase shift) $e^{-j\theta_0}$ 을 하면 된다.

사용되는 FD들의 갯수에 따라 표1과 같은 결과를 얻었다. 표에서 물체의 표시 L60은 큰 물체가 기준선에서 60도의 각도를 갖는 것이고 S30은 작은 물체가 기준선에서 30도의 각도를 이루는 것을 의미한다. 두개의 시험물체로 부터 경계선을 추출한 후 각각에서 8, 16, 32, 64개의 FD를 이용하여 물체간의 각도 및 크기의 비를 계산하였다. FD를 이용한 영상의 재현시에는 저주파 항이 물체의 전체적인 특성을, 고주파 항은 물체의 미세부분의 특

표 1. FD의 갯수를 변경하면서 두개의 시험영상에 구한 각도와 크기비

Table 1. Scales & Angles as measured from two test images using varying number of FDs

FD의 수	실험		각도의 측정		크기비 측정	
	물체1	물체2	실제값	계산값	실제값	계산값
64	L60	L30	-30	-29.3	1.0	0.99
	L60	S30	-30	-30.7	2.0	2.02
	S30	L30	.0	1.1	0.5	0.50
32	L60	L30	-30	-29.3	1.0	0.99
	L60	S30	-30	-30.6	2.0	2.03
	S30	L30	.0	1.1	0.5	0.49
16	L60	L30	-30	-29.5	1.0	1.00
	L30	S30	-30	-30.4	2.0	2.02
	S30	L30	.0	1.2	0.5	0.49
8	L60	L30	-30	-29.2	1.0	1.00
	L30	S30	-30	-30.8	2.0	2.02
	S30	L30	.0	1.2	0.5	0.49

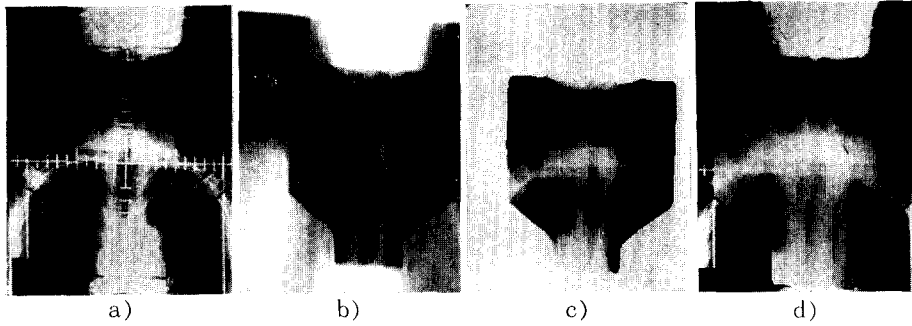


그림 2. 포탈영상과 시뮬레이터 영상의 처리 (목)

a) 시뮬레이터 영상 b) 포탈 영상 c) 개선된 포탈영상의 치료부위 d) 시뮬레이터 영상과 포탈 영상의 결합영상

Fig. 2. Processing of portal and simulator images (neck)

a) Simulator image b) Portal Image c) Treatment field of portal image enhanced with IAHE d) Combined display of portal and simulator image

성을 나타내지만 각도나 크기의 비율 등을 계산하는 데에는 FD의 갯수는 별 상관없이 없을 수 있다. 실제값과 계산값이 약간의 차이가 있는 것은 주어진 물체에서 에지를 추출할때의 오차 등에서 기인한다고 생각된다. 두 물체가 이루는 각도가 30도인 경우 계산값은 29.2-30.7도, 0도인 경우는 1.1-1.2도로 계산이 되며, 두 물체의 크기 비가 0.5인 경우 계산값은 0.49-0.5, 1.0인 경우 0.99-1.0, 2.0인 경우는 2.02-2.03로 계산결과가 얻어졌다. 따라서 본 알고리즘을 실제 임상에 적용하여도 지장이 없는 정도의 정밀도를 갖는다고 생각된다.

토 의

두 영상간의 상호관련을 위한 랜드마크로서 장기(anatomical) 특성들을 사용하는 방법도 있지만 두 영상들에서 랜드마크로 사용할수 있는 특성을 항상 찾아내는 것이 용이하지 않다. 특히 포탈영상이 구조적으로 매우 흐리거나 빠르게 그 속에서 랜드마크로서의 해부학적 구조물을 찾아내는 것은 쉽지 않다. 또한 환자의 몸이 딱딱한 물체가 아니므로 환자의 장기(anatomy)에 대하여 정지된(stationary) 랜드마크를 환자의 몸 위에 또는 내부에 부착하는 것도 불편하므로 고려하지 않았다.

포탈영상의 치료필드와 시뮬레이터 영상의 치료계획 표시부위가 기하학적으로 거의 비슷하다. 포탈영상으로부터 치료필드가 추출되면 원래 포탈영상의 대조도는 IAHE에 의해 개선된다. 포탈영상으로부터 추출한 치료필드와 상호관련(correlation)을 위한 물체로서 시뮬레이터 영상위에 표시된 치료계획 필드 윤곽으로부터 추출한 마스크를 사용하였다. 얻어진 이진 마스크는 균일한 물체로 생각할 수 있으며 기하학적으로 비슷한 두개의 마스크들에 후리

에 표시자를 사용하여 두 물체간의 각도의 차이, 크기비율 등을 구하고 영상변환을 하였다.

포탈영상과 시뮬레이터 영상이 얻어질 때 X선 빔과 환자와의 각도가 동일하다고 가정하고 있으며 이 각도가 다르게 되면 영상들의 등록에서 에지들의 모양이 변하므로 영상결합에 오차가 발생한다. 따라서 영상을 얻을때의 촬영각도가 변하지 않도록 유의해야 한다. 시뮬레이터 영상의 치료계획 위치의 추출은 시뮬레이터 필름위에 색연필로 그려진 치료계획표시를 에지로서 추출한 것이다. 이 표시가 대충 표시된다면 이것을 근거로 추출된 에지가 포탈영상에서 얻어진 에지와 정확히 일치하기는 어렵다는 문제가 있으므로 본 연구에서 사용되는 시뮬레이터 영상에 치료계획 위치를 표시할 때는 가급적 정확하게 표시해야 하는 불편함이 있을 수 있다. 포탈영상의 치료부위가 개선된 영상에서 해부학적 구조물들(anatomical structures)이 다소라도 나타난다면 두 영상의 일치 여부를 쉽게 확인 할 수 있으며 특히 그 구조물이 빠진 경우에는 간단히 확인된다.

포탈영상에서 추출한 치료부위를 시뮬레이터 영상과 결합시킨 영상들이 그림 2, 3, 4이며 각각에서 a는 시뮬레이터 영상, b는 포탈영상이며 c는 포탈영상에서 치료부위만을 추출하여 IAHE로 개선시킨 영상, d는 시뮬레이터 영상에 표시된 치료계획 부위상에 개선된 포탈영상의 치료부위를 결합시킨 결과영상이다. 포탈영상들의 치료부위의 영상을 개선한 결과가 좋아 보이지는 않지만 이는 원래의 영상이 대단히 불량한 결과이다. 치료부위의 장기의 특징들이 잘 보이면 치료부위의 설정이 잘 되었는지를 쉽게 판별할 수 있고, 영상개선에서도 장기의 특성이 잘 나타나지 않은 경우에는 전체적인 마스크의 결합 상태 등으로 판별할 수 있다.

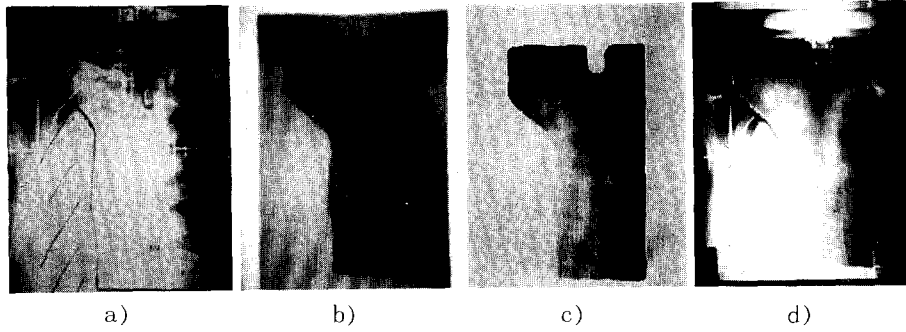


그림 3. 포탈영상과 시뮬레이터 영상의 처리 (가슴)

a) 시뮬레이터 영상 b) 포탈 영상 c) 개선된 포탈영상의 치료부위 d) 시뮬레이터 영상과 포탈 영상의 결합영상
 Fig. 3. Processing of portal and simulator images(chest)
 a) Simulator image b) Portal Image c)Treatment field of portal image enhanced with IAHE
 d) Combined display of portal and simulator image

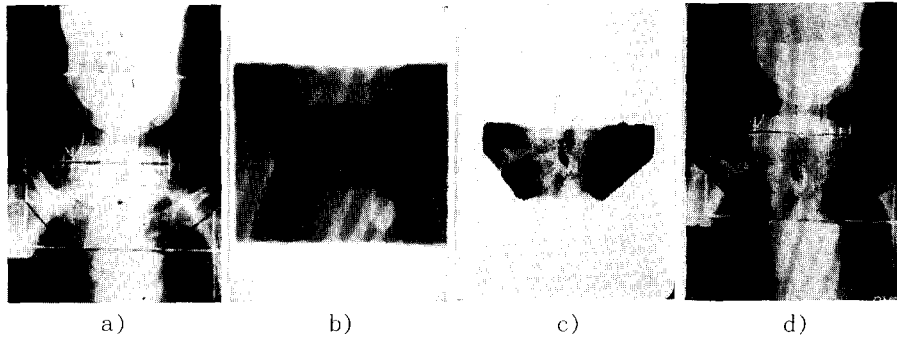


그림 4. 포탈영상과 시뮬레이터 영상의 처리 (하경부)

a) 시뮬레이터 영상 b) 포탈 영상 c) 개선된 포탈영상의 치료부위 d) 시뮬레이터 영상과 포탈 영상의 결합영상
 Fig. 4. Processing of portal and simulator images(lower neck)
 a) Simulator image b) Portal Image c)Treatment field of portal image enhanced with IAHE
 d) Combined display of portal and simulator image

그림 2의 경우는 두 영상의 결합이 잘되고 있음을 알 수 있으며 그림3에서는 앞에서 언급한대로 시뮬레이터의 치료계획위치 에지의 부정확으로 그 에지의 일부가 어긋나고 있음이 보이나 치료위치 선정에는 문제가 없다고 보인다. 그림 4는 시뮬레이터 영상과 포탈영상사이에 등록 오차가 보이고 있다. 두 영상에서의 치료필드가 기하학적으로 유사하여야 함에도 영상결합이 실패한다면 치료필드가 시뮬레이터 영상위에 처방된 필드와 일치하지 않기 때문이다. 그림 4는 시뮬레이터 영상과 포탈영상의 치료부위가 어긋나 있어 치료위치의 수정이 필요함을 알 수 있다.

현재의 알고리즘은 몇가지 면에서 부족하다. 첫째로 포탈영상과 시뮬레이터 영상에서 얻어지는 치료필드는 모양이 거의 같아야 한다. 그러나 시뮬레이터 영상에 손으로 그려지는 치료부위의 위치표시 방법에 따라 영향을 받을

수 있다. 따라서 시뮬레이터 영상위에 치료계획 위치를 정확하게 표시하면 정교한 일치가 얻어질 수 있어 판정에 큰 도움이 될 것이다. 둘째로 256×256×8bit 영상들을 사용하여 본 연구에서 사용되는 알고리즘 수행에 50초 정도의 다소 긴시간이 소요되므로 프로그래밍 기법의 개선이 필요하다. 또한 방사선치료 영상들을 결합한 후에 정량적인 평가가 필요하나 이러한 기법은 아직 연구단계이어서 본 연구에서는 실험영상들을 이용하여, 제안한 알고리즘의 정밀도를 측정한 후에 두 영상을 결합하고 시각적으로 평가하였다.

임상 응용

본 연구는 방사선치료시 그 치료부위의 오차를 확인하고 수정하는데 도움을 주고자 하는 것이다. 시뮬레이터

필름상에 그려진 방사선 치료계획 필드는 장기(anatomy)에 관련된 방사선 차폐블록들의 위치를 표시한다. 이 윤곽의 위치와 포탈영상의 치료필드의 비교는 치료위치 정확성의 정도를 보여 주고 있어, 결합된 영상들에서 치료필드 위치의 오차를 분명히 알 수 있다. 영상의 결합은 방사선치료 의사들이 치료가 적절하게 수행되고 있는지 판단하는데 도움이 되므로 임상적으로 유용한 수단이 된다. 또 다른 가능한 응용으로는 시간이 지남에 따른 방사선치료의 위치오차와 환자의 움직임의 관계를 연구하는데도 사용할 수 있다.

결 론

방사선치료에서 사용되는 포탈영상과 시뮬레이터 영상에서 치료부위 형태가 같아야 한다는 특징을 이용하여 환자 치료위치의 정확성을 확인할 수 있는 방법을 제안하였다. 시뮬레이터 영상을 근거로 제작된 방사선 차폐블록들을 환자에 부착하여 촬영되는 포탈영상과 원래의 시뮬레이터 영상을 결합, 비교함으로써 방사선 치료부위의 정확도를 확인하고 개선할 수 있다. 두 영상들에서 치료부위를 추출한 후, 후리에 표시자를 사용하여 치료부위 영상들의 크기비율, 각도 등을 계산하고 두 영상을 결합하여 모니터에 재생함으로써 방사선치료의 정확성 판정 및 지속 변경등을 위한 정확한 정보를 제공하여 방사선치료의 효과를 향상시키는데 도움이 되고자 하였다. 환자의 몸에 어떤 특수 마커(marker)를 부착하여 영상을 얻고 이를 기준으로 하여 영상처리를 하면 용이할 것이나 본 연구에서 사용되는 영상들은 환자의 몸에 어떠한 마커도 부착하지 않은 상태에서 얻어지므로 환자로서는 불편함이 없다.

본 연구에서 얻어진 결과는 방사선 치료확인장치의 영상처리부에서 사용되는 알고리즘 개발을 위한 기초자료로 이용될 수 있고 또한 영상장치들간의 영상 fusion 알고리즘 개발에 본 연구 결과를 응용할 수 있으며 최근 암치료에 이용되기 시작하는 입체 조형치료장치(conformal therapy)에도 이용할 수 있다. 다음 단계의 연구는 디지털 영상획득 장치를 연구함으로써 궁극적으로 실시간 디지털 방사선 치료확인 장치가 국산화 개발될 수 있을 것이다.

참 고 문 헌

1. R. Wasserman and R. Acharya, "Multimodality tumor delineation via fuzzy fusion and deformable

modelling", SPIE Medical Imaging 95, Image processing proceeding vol. 2434, pp.133-144l, 1995.

2. J.M.Balter, C.A.Pelizzari and G.Y.Chen, "Correlation of projection radiograph in radiation therapy using open curve segments and points", Med. Phys. vol.19, no.2, pp.329-334, 1992.

3. Petra A. van den Elsen, Evert-Jan D. Pol and Max A.Viergever, "Medical Image Matching-A Review with Classification", IEEE Engineering in Medicine and Biology, vol.19, no.2, pp.329-334, 1993.

4. D.L.G.Hill, D.J.Hawkes, J.E.Crossman, M.J. Gleeson et al, "Registration of MR and CT images for skull base surgery using point-like anatomical features", The British J. of Rad. vol.64, no.767, pp.1030-1035, 1991.

5. H.Wang and B.G. Fallone, "A robust morphological algorithm for automatic radiation field extraction and correlation of portal images. Med Phy, vol.21, no.2, pp.237-244, 1994.

6. M.L..Kessler, S. Pitluck, P.Petti and J.R. Castro, "Integration of multimodality image data for radiotherapy treatment planning", J. of Radiation Oncology Biol.Phys. vol.21, no.6, pp.1653-1667, 1991.

7. Petra A., Van den Elsen, J.B. Antoine Maintz, Evert-Jan D. Pol and M.A. Viergever, et al, "Automatic registration of CT and MR brain image using correlation of geometrical features", IEEE Trans. on Medical Imaging, vol.14, no.2, 1995.

8. 허수진, "최적 문턱치 설정을 이용한 포탈영상에서의 자동 예지탐지 기법에 관한 연구", 대한 의공학회지, 16(3), pp.337-343, 1995.

9. S.M. Pizer, E.P. Amburn, J. D. Austin, R. Cromartie, et al, "Adaptive Histogram Equalization and Its Variations", CVGIP, 39, pp.355-368. 1987.

10. A.K. Jain, Fundamentals of Digital Image Processing, Prentice Hall1, pp.370-374, 1989.

11. G.A. Baxes, Digital Image Processing, John Wiley & Sons, pp.111-122, 1994

12. I. Pitas, Digital Image Processing Algorithm, Prentice Hall, pp.167-171, 1993.

=국문초록=

시뮬레이터 영상을 근거로 제작되는 방사선 차폐블록들을 환자에 부착하여 촬영되는 포탈영상과 원래의 시뮬레이터 영상을 결합, 비교함으로써 방사선 치료부위의 정확도를 확인하고 개선할 수 있다. 본 연구에서는 시뮬레이터 영상과 포탈영상에서 치료부위 형태가 유사하다는 특징을 이용하여, 두 영상들에서 치료부위를 각각 추출한 후, 후리에 표시자를 이용하여 그 영상들의 크기비율, 각도 등을 계산하여 두 영상을 결합시키는 알고리즘을 제안하였다. 이 방법으로 방사선치료의 정확성 판정 및 지속, 변경등을 위한 정확한 정보를 얻을 수 있으므로 방사선치료의 효과를 향상시킬 수 있다. 특히 본 연구에서 사용되는 영상들은 환자의 몸에 어떠한 마커도 부착하지 않은 상태에서 얻는 영상이므로 환자로서는 불편함이 없다.