

챔퍼 매칭(Chamfer Matching) 알고리즘을 활용한 모의치료 영상과 포탈(Portal) 영상의 비교, 분석

전남대학교 의과대학 방사선종양학교실*, 가톨릭대학교 의과대학 의공학교실†

송주영* · 나병식* · 정웅기* · 안성자* · 남택근* · 서태석†

방사선 치료시 치료계획과 실제 치료가 정확히 일치하고 있는지를 확인하기 위해 수행하는 모의치료 영상과 포탈 영상과의 비교, 분석은 방사선 치료의 정확도를 보장하기 위한 중요한 과정이다. 본 연구에서는 이와 같은 모의치료 영상과 포탈 영상의 비교 및 오차의 정량적 분석을 위해 영상정합 방법의 하나인 챔퍼 매칭 알고리즘을 적용한 분석 프로그램을 개발하여 그 정확성과 타당성을 분석하였다. 가상의 포탈 영상을 사용하여 분석 알고리즘의 정확도를 분석한 결과, 이동에서 평균 0.64 mm, 회전에서 평균 0.32°, 스케일에서 평균 1.61% 이내의 오차를 보여 그 정확성을 입증하였고, 인체 모사 팬텀을 대상으로 한 실제 포탈 영상에서도 이동에서 평균 1.55 mm, 회전에서 평균 0.80°, 스케일에서 1.72% 이내의 오차를 보여, 본 연구에서 개발한 분석 프로그램의 타당성을 검증하였다. 본 연구를 통해 모의치료 영상과 포탈 영상의 비교, 분석에 있어 챔퍼 매칭 알고리즘을 적용할 수 있음을 확인하였으며, 개발한 분석 프로그램은 필름을 기반으로 한 모의치료 영상과 포탈 영상의 비교와 오차의 정량적 분석에 효율적으로 사용될 수 있을 것으로 사료된다.

중심단어 : 모의치료 영상, 포탈 영상, 랜드마크 정합, 챔퍼 매칭

서 론

방사선 치료시 치료계획과 실제 치료가 정확히 일치하고 있는지를 확인하는 것은 종양부위에 정확한 처방선량을 조사하고, 주위 정상조직의 방사선 장해를 최소화하는 방사선 치료 목표를 달성하는데 있어 중요한 과정이다. 이를 위해, 모의치료시 계획한 대로 조사야 내에 종양부위가 적합하게 포함되어 있는 지, 정상조직 차폐가 정확한가 등을 확인해서 미비한 점이 있으면 그 원인 분석과 수정을 통해 정확히 치료가 수행될 수 있도록 하여야 한다.

대부분 이와 같은 확인과정은 모의치료 영상과 실제 치료 조건에서 조사된 포탈 영상과의 비교를 통해 수행되는데, 이를 위한 여러 가지 방법론들이 연구되어 적용되어 왔다.¹⁻⁴⁾ 최근에는 디지털화된 모의치료 영상장치와 EPID (Electronic Portal Imaging Device)와 같은 포탈(portal) 영상장치를 통해 두 영상의 비교, 분석에 있어 편의성과 정확도가 높아졌으나,⁵⁾ 이와 같은 디지털화된 장비가 없는 대부분의 병원에

서는 육안에 의한 두 필름 영상의 비교 분석에만 의존하고 있어, 모의치료 영상과 포탈 영상과의 정확한 오차분석에는 한계성을 갖고 있다.

본 연구에서는 기존의 필름을 기반으로 한 모의치료 영상과 포탈 영상과의 비교를 위해, 영상정합 방법의 하나인 챔퍼 매칭(chamfer matching) 알고리즘을 적용하여 오차의 정량적 분석이 가능한지를 분석하였고, 실제 임상에서 실용적으로 사용할 수 있는 분석 도구를 개발하여, 그 타당성을 입증하고자 하였다.

대상 및 방법

1. 챔퍼 매칭 알고리즘

모의치료 영상과 포탈 영상의 비교시 중점이 되는 사항은 모의치료 영상에서의 치료 조사야와 포탈 영상에서의 치료 조사야가 모양과 크기, 위치가 서로 일치하는지를 분석하는 것으로 본 연구에서는 이러한 치료 조사야의 이차원적 특성과 조사야 경계를 이루고 있는 외곽선(contour) 정보 추출의 상대적 용이성을 고려하여 챔퍼 매칭 알고리즘을 적용, 두 조사야의 정합과정에서 계산된 정합 오차 분석을 통해 포탈 영상에서의 치료 조사야 정확도를 분석하고자 하였다.

챔퍼 매칭 방법은 기준영상의 외곽선 정보와 정합대상 영상의 외곽선 정보를 일치시키는 과정을 통해 정합을 수행하

이 논문은 2003년 7월 24일 접수하여, 2003년 8월 19일 채택됨.
 책임저자 : 송주영, (501-757) 광주광역시 동구 학동 8번지
 전남대학교병원 방사선종양학과
 Tel : 062)220-6877, Fax : 062)226-4443
 E-mail : dandy@catholic.ac.kr

는 surface matching 방법의 하나이다.⁶⁾ 기준이 되는 영상의 distance transformation을 통한 distance map을 작성하고 정합대상 영상을 변환(회전, 이동, 스케일)하면서 각 위치에 해당하는 distance map 값들로부터 surface 경계를 구성하는 점들의 cost function 값을 계산, 그 값이 최소로 되도록 하는 과정을 통해 정합을 수행하게 된다. 본 연구에서는 식 (1)과 같은 city block 알고리즘⁷⁾에 따라 모의치료 영상의 조사야 외곽선 정보를 갖고 있는 화소들의 값을 0으로 두고, 이 외곽선 정보를 갖는 화소들로부터 거리가 멀어질수록 화소값을 증가시켜 distance map을 작성하였다.

$$F_n = \min(F_{n-1} + s, F_n)$$

for $n=1, \dots, M$ (forward)

$$F_n = \min(F_{n+1} + s, F_n)$$

for $n=M, \dots, 1$ (backward)(1)

where, s : pixel size(step value)
 F : distance map에서의 해당 화소값(거리)

이와 같이 작성된 distance map 영상과 포탈 영상의 조사야 외곽선의 정합시 기준이 되는 비용함수(cost function)는 식 (2)에서와 같이 distance map 각 화소 위치에서 이진화된 포탈 영상 조사야 외곽선 영상의 해당 화소값(거리) 평균으로 정의하였고, 이 비용함수 값을 최소화하는 과정에 본 연구에서는 downhill simplex 알고리즘⁸⁾을 적용하였다.

$$Cost(T) = \frac{\sum(F[Tr_i])}{(N-1)} \dots\dots\dots(2)$$

where, T : transformation
 F : distance map에서의 해당 화소값(거리)
 Tr_i : 정합과정에서 변환된(이동, 회전, 스케일)
 이진화 포탈영상 조사야의 외곽선 화소

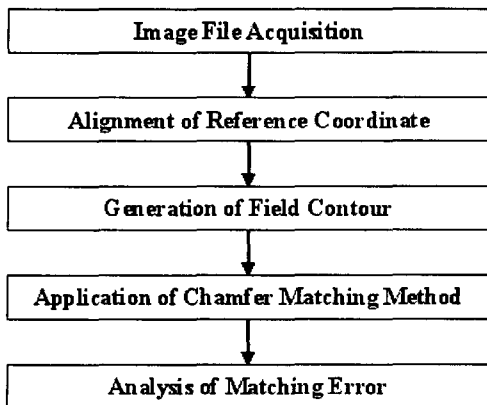


Fig. 1. Study process for the analysis of the field matching error of a portal image.

2. 챔퍼 매칭 알고리즘을 활용한 모의치료 영상과 포탈영상의 비교, 분석 과정

본 연구에서는 Fig. 1에서와 같은 과정을 통해 챔퍼 매칭 알고리즘을 활용한 모의치료 영상과 포탈영상의 비교, 분석 연구를 수행하였다.

먼저, 획득한 모의치료 필름 영상과 포탈 필름 영상을 필름 스캐너 VXR-8 (VIDAR Systems Corp., 미국)를 이용, 8 비트 명암도(gray scale)로 디지털화하여 JPEG 형태의 영상 파일로 저장하였다.

디지털화된 두 영상을 대상으로 정합과정의 첫 단계로서 각 영상의 기준 좌표계를 일치시키는 과정을 수행하였다. 이 과정을 통해 모의치료 영상과 포탈 영상 획득 시 존재하는 환자의 위치, 선원과 필름사이의 거리 및 필름 배치의 상이성에 따른 영향을 제거하고, 서로 동일한 좌표계에서 조사야 일치 여부를 분석할 수 있게 하였다. 본 연구에서는 각 영상들에서 발현되는 2개 이상의 랜드마크를 입력, 스케일 계수, 회전 각도, 이동 값들을 계산하여 모의치료 영상과 포탈 영상과의 기준 좌표계를 일치시키는 랜드마크 정합 방법⁹⁾을 사용하였다. 두 영상에서 공통으로 발현되며 위치 및 형태에서 큰 차이가 나지 않는 뼈 부위의 골(bony) 랜드마크 개념을 기본으로 적용하되, 영상에서 해부학적 랜드마크의 선정이 어려운 경우, 지름 1.5 mm의 납 볼들을 신체 표면에 부착하여 랜드마크로 영상이 발현되도록 하였다.

기준 좌표계를 일치시킨 후, 각 영상에서 조사야 형태를 구성하는 외곽선 정보를 추출하였다. 사용자 직접 입력 방식과 영상내 화소값들의 연산을 통한 자동 추출 방식 모두를 적용하였으나, 모의치료 필름 영상내 눈금자와 조사야 설정시 사용자가 입력한 사항들로 인한 자동추출의 오류 발생 가능성과 사용자 판단에 의한 설정의 정확도 향상 측면을 고려하여, 사용자가 각 영상 내에 직접 그려 외곽선 정보를 추출하는 것을 기본 방식으로 설정하였다.

설정된 외곽선 정보를 바탕으로 챔퍼 매칭 알고리즘을 통해 두 영상내의 조사야 정합을 수행한 후, 계산된 정합 관련 변수(이동, 회전, 스케일) 값을 통해 모의치료 영상에서 계획된 치료 조사야와 포탈 영상에서의 실제 치료 조사야와의 오차를 분석하였다. 본 연구에서 고려한 이동 오차는 치료 조사야에서 정의된 x축과 y축 방향만을 고려하였으며, 회전 오차의 경우, 콜리메이터 회전축을 중심으로 시계 방향은 양의 값으로 반시계 방향은 음의 값으로 설정하여 분석하였다.

3. 모의치료 영상과 포탈영상 비교 분석 프로그램 개발

챔퍼 매칭 방법을 적용한 모의치료 영상과 포탈 영상의

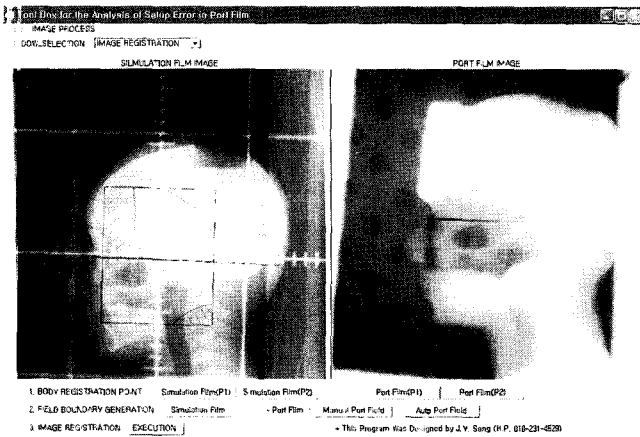


Fig. 2. GUI (graphical user interface) of the developed analysis program.

비교, 분석과정의 효율성을 높이기 위해 Fig. 2와 같은 GUI (graphical user interface)를 갖는 프로그램을 개발하였다. 전체적인 구조로는 크게 두 영상에서 치료 조사야의 정합을 수행하는 부분과 정합 완료된 결과로부터 두 영상의 치료 조사야 오차분석 수행 부분으로 나누어 설계하였다.

디지털화된 모의치료 영상과 포탈 영상을 불러온 후, 랜드마크 정합을 통해 기준 좌표계를 일치시키고, 각 영상에서 치료 조사야에 해당하는 부분의 외곽선을 생성하여 챔퍼 매칭 정합을 수행토록 설계하였다. 외곽선 생성은 사용자가 마우스로 직접 입력토록 하였으며, 포탈 영상의 경우 이진영상화와 4-방향 체인코드를 적용한 외곽선 자동 추출기능도 추가하였다. 사용자의 외곽선 설정을 돕기 위해 histogram equalization과 adaptive joint histogram equalization 등의 영상처리 기능도 추가하였으며, 오차 분석 sub window에서 모의치료 영상내 기준자의 눈금과 사용자 스케일 입력을 통해 모의치료 영상과 포탈영상의 실제 오차를 정량적으로 계산토록 설계하였다.

본 연구에서 개발한 모든 프로그램은 IDL5.5 (RSI, 미국)를 사용하여 작성하였고, Window XP (Microsoft, 미국) 운영체제의 일반 컴퓨터(CPU : 1.8GHz, RAM : 512MB)에서 수행되었다.

4. 가상 포탈영상을 통한 분석 알고리즘 정확성 평가

본 연구에서 모의치료 영상과 포탈 영상의 비교 분석을 위해 적용한 챔퍼 매칭 방법과 분석 프로그램 알고리즘의 정확성을 평가하기 위해 포탈 영상 획득 과정에서 발생할 수 있는 여러 오차 요인을 배제한 가상의 포탈 영상을 만들고, 이 가상의 포탈 영상을 임의의 값으로 변환(이동, 회전, 스케

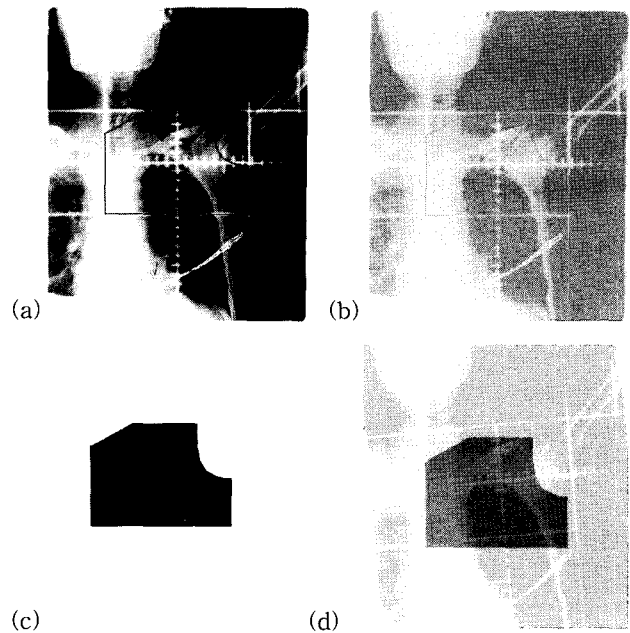


Fig. 3. Simulation image and virtual portal image for verifying the accuracy verification of the applied analysis algorithm. (a) Simulation image. (b) Body image for the virtual portal image. (c) Virtual field image. (d) Transformed virtual portal image.

일)시킨 영상들을 대상으로 연구를 수행하였다.

Fig. 3과 같이 모의치료 영상을 바탕으로 랜드마크 영상정보를 입력한 인체 영상과 치료 조사야 영상을 개별적으로 생성한 후, 인체영상과 치료 조사야 영상을 독립적으로 변환(이동, 회전, 스케일)시켜 합성한 가상 포탈 영상을 사용하여 각각 랜드마크 정합과 챔퍼 매칭 수행의 대상이 되도록 하였다. 즉, 변환된 가상 포탈 영상내의 치료조사야를 모의치료 영상내 치료 조사야와 정합시킨 후, 그 과정에서 계산된 정합 오차와 실제 가상 포탈 영상 생성시 적용된 변환 인자 값과의 비교를 통해 본 연구에서 적용한 분석 알고리즘의 정확도를 평가하고자 하였다.

본 연구에서는 Adobe Photoshop 5.0 (Adobe Systems, Inc., 미국)과 IDL5.5 (RSI, 미국)로 작성된 프로그램을 통해 총 10개의 가상 포탈 영상을 생성하여 알고리즘 정확성 평가에 사용하였다.

5. 팬텀 영상을 통한 분석 프로그램의 타당성 평가

가상의 포탈 영상이 아닌 실제 환자 치료과정과 동일한 조건에서 획득된 포탈 영상을 대상으로 분석하였을 경우에도 본 연구에서 개발한 분석 프로그램이 타당성 있는 결과를 도출하는지 평가하기 위해, 인체모사 팬텀인 Alderson Rando

팬텀(Alderson Research Laboratories, Inc., 미국)을 사용하여 분석을 수행하였다. 두경부 부위만을 대상으로 랜드마크 정합을 위한 지름 1.5 mm의 납볼을 부착하여 실제 환자 치료과정과 동일하게 모의치료 영상을 필름으로 획득한 후, 이 영상을 기반으로 치료 조사야를 계획하고, 차폐블록을 제작하였다. 실제 포탈 영상을 얻는 과정에서 테이블의 이동, 선원-표면간 거리(SSD) 조정과 콜리메이터 회전 등을 통해 모의치료 영상과의 오차가 있는 포탈 영상을 생성한 후, 분석 프로그램에 적용하여 계산된 오차와의 비교, 분석을 수행하였다.

본 연구에서는 Fig. 4에서와 같이 두 가지 치료 조사야(plan A, plan B)에 대해 차폐블록을 제작한 후, 각 치료 조사야별로 세 가지 형태의 변환된 포탈 영상을 획득하여 분석하였다. 모의치료 영상 획득을 위해 LX-30A (Toshiba, 일본) 모의치료기를 사용하였으며, plan A 포탈 영상은 MEVATRON (Siemens, 독일)의 6MV 광자선을 plan B 포탈 영상은 CLINAC1800 (Varian, 미국)의 6MV 광자선을 사용하여 획득하였다.

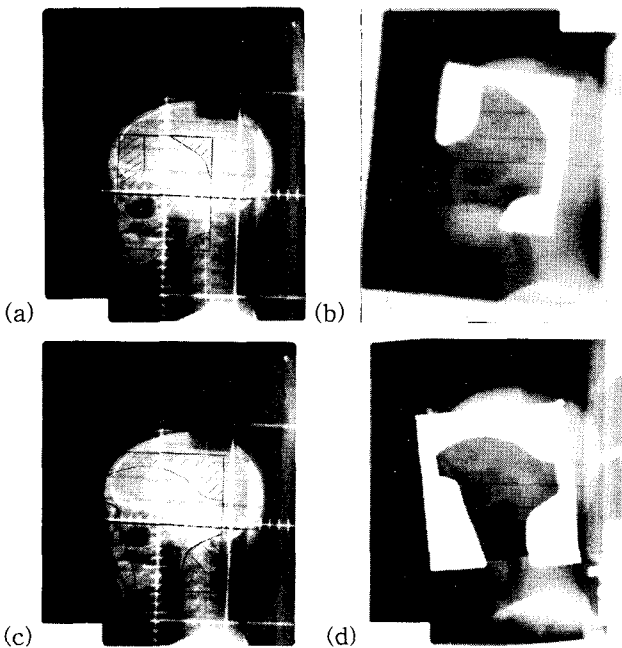


Fig. 4. Simulation image and portal image for studying the feasibility of the developed analysis program. (a) Simulation image (plan A) of the phantom. (b) Transformed portal image (plan A). (c) Simulation image (plan B) of the phantom. (d) Transformed portal image (plan B).

결 과

가상 포탈 영상을 대상으로 수행한 모의치료 영상과 포탈 영상의 비교, 분석 및 알고리즘의 정확성 평가 결과는 Table 1과 같다. 가상 포탈 영상은 기반이 되는 body 영상의 변환(이동, 회전, 스케일)도 Table 2에서와 같이 반영된 영상으로 랜드마크 정합을 통한 기준 좌표계 일치에 의해 모의치료 영

Table 1. The results of matching error analysis with virtual portal images

Case	Field Transform	Shift		Rotation (°)	Scale
		x (mm)	y (mm)		
1	True(real) value	5.67	8.51	2.00	1.10
	Calculated value	6.06	8.32	1.92	1.11
2	True(real) value	11.34	14.18	-3.00	0.95
	Calculated value	11.41	14.67	-3.32	0.90
3	True(real) value	-5.67	-14.18	4.00	1.10
	Calculated value	-6.15	-15.85	3.49	1.11
4	True(real) value	9.64	-17.01	-2.00	1.05
	Calculated value	10.01	-18.00	-2.91	1.06
5	True(real) value	13.04	-7.94	-4.00	0.90
	Calculated value	14.57	-8.91	-3.78	0.92
6	True(real) value	4.54	12.47	5.00	0.99
	Calculated value	5.68	11.86	4.83	0.97
7	True(real) value	18.14	-14.18	-6.00	1.20
	Calculated value	18.25	-15.37	-6.21	1.22
8	True(real) value	-5.67	8.51	7.00	0.85
	Calculated value	-6.02	8.34	6.86	0.86
9	True(real) value	-19.28	17.58	8.00	0.90
	Calculated value	-19.66	18.23	7.49	0.91
10	True(real) value	-22.11	14.74	-7.00	1.15
	Calculated value	-21.47	14.35	-6.85	1.15

Table 2. Transformation parameters applied to the body image in the virtual portal image

Case	Shift		Rotation (°)	Scale
	x (mm)	y (mm)		
1	0.00	0.00	0.00	1.00
2	0.00	5.67	5.00	1.00
3	5.67	-8.51	2.00	1.10
4	-9.64	11.34	-3.00	0.90
5	14.18	-17.01	4.00	0.85
6	-10.77	-9.07	-5.00	0.95
7	17.01	-11.34	7.00	1.15
8	-15.88	19.28	-6.00	1.05
9	-15.88	10.77	-4.00	1.10
10	8.51	-17.01	8.00	1.20

상과의 차이를 제거하고, 챔퍼 매칭 알고리즘에 의한 치료 조사야 변환 값만이 계산되었다. 총 10가지 경우에 대해 계산된 치료 조사야 변환 값과 실제 변환값의 오차의 절대값을 기준으로 분석한 결과, x축 이동은 0.55 ± 0.46 mm, y축 이동은 0.73 ± 0.48 mm, 회전은 0.32 ± 0.25 °, 스케일은 $1.61 \pm 1.35\%$ 의 오차를 나타내었다.

Fig. 5는 Case 9에 해당하는 가상 포탈 영상의 분석 결과로서 랜드마크 정합과 챔퍼 매칭을 통한 정합이 정확하게 수행되었음을 정성적으로 보여주고 있다.

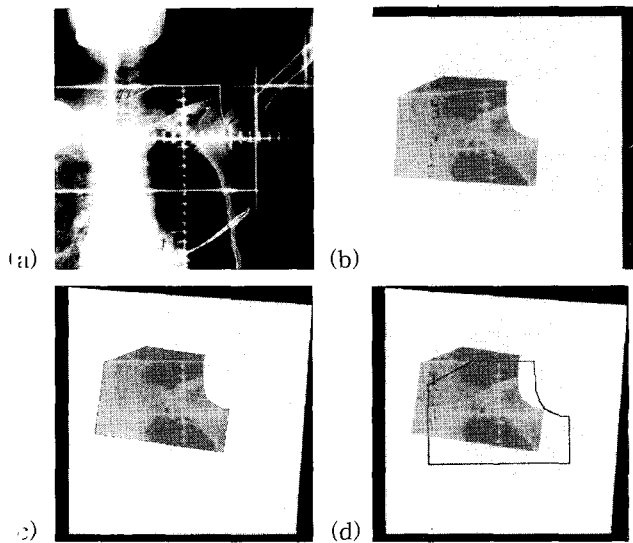


Fig. 5. Process of the matching error analysis using virtual portal images (Case 9). (a) Simulation image. (b) Initial transformed virtual portal image. (c) Virtual portal image after landmark registration. (d) Final result of the application of chamfer matching method.

Table 3. The results of matching error analysis with phantom portal images

Case	Field Transform	shift		Rotation (°)	Scale
		x (mm)	y (mm)		
A-1	True(real) value	-10.00	10.00	5.00	1.00
	Calculated value	-8.14	11.24	6.11	1.02
A-2	True(real) value	10.00	-10.00	-5.00	1.00
	Calculated value	7.93	-8.40	-5.78	1.04
A-3	True(real) value	-10.00	0.00	5.00	1.15
	Calculated value	-7.26	-1.20	5.64	1.14
3-1	True(real) value	-10.00	-10.00	6.00	1.00
	Calculated value	-8.92	-11.23	6.34	1.02
3-2	True(real) value	10.00	0.00	6.00	0.85
	Calculated value	7.98	1.14	7.12	0.85
B-3	True(real) value	-10.00	-10.00	-6.00	0.85
	Calculated value	-9.34	-8.34	-6.78	0.85

인체모사 팬텀의 두경부 부위를 대상으로 획득한 모의치료 영상과 포탈 영상으로 분석한 결과는 Table 3과 같다. A, B plan 총 6가지 경우에 대해 계산된 치료 조사야 변환 값과 실제 변환값의 오차의 절대값을 기준으로 분석한 결과, x축 이동은 1.74 ± 0.75 mm, y축 이동은 1.35 ± 0.22 mm, 회전

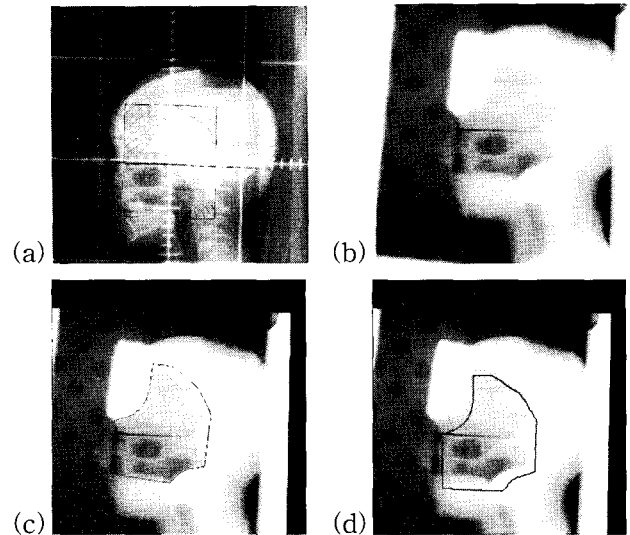


Fig. 6. Process of the matching error analysis using a phantom portal image acquired from plan A (Case A-1). (a) Simulation image. (b) Initial transformed portal image. (c) Portal image after landmark registration. (d) Final result of the application of chamfer matching method.

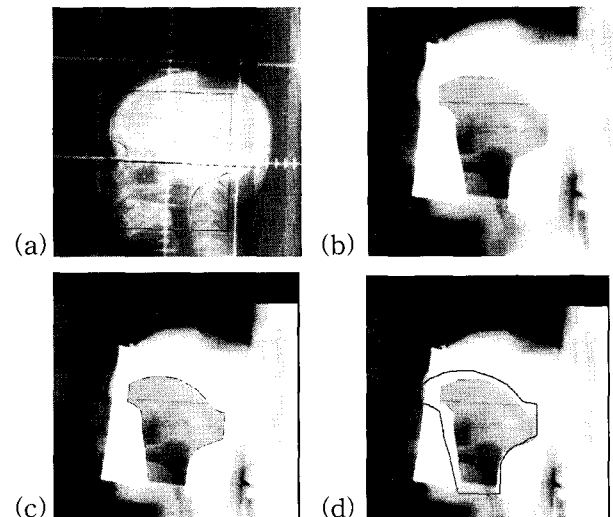


Fig. 7. Process of the matching error analysis using a phantom portal image acquired from plan B (Case B-2). (a) Simulation image. (b) Initial transformed portal image. (c) Portal image after landmark registration. (d) Final result of the application of chamfer matching method.

은 $0.80 \pm 0.30^\circ$, 스케일은 $1.72 \pm 1.37\%$ 의 오차를 보였다.

Fig. 6과 Fig. 7은 각각 plan A와 plan B에 해당하는 포탈 영상의 오차 분석 결과의 예를 보여주고 있으며, 팬텀 영상을 사용한 모의치료 영상과 실제 포탈 영상의 비교에서도 랜드마크 정합과 챔퍼 매칭을 통한 정합이 정확하게 수행되어 타당성 있는 분석 결과를 얻을 수 있었음을 보여주고 있다.

고찰 및 결론

본 연구에서 방사선 치료의 정확성 여부 확인에 필요한 모의치료 영상과 포탈 영상의 비교 및 정량적 분석을 위해 영상정합 알고리즘인 챔퍼 매칭 방법을 적용한 분석 프로그램을 개발하여 그 정확성과 타당성을 분석하였다. 가상의 포탈 영상을 사용하여 분석 알고리즘의 정확도를 분석한 결과 이동에서 평균 0.64 mm, 회전에서 평균 0.32° , 스케일에서 평균 1.61% 이내의 오차를 보여 그 정확성을 입증하였다. 인체 모사 팬텀을 사용하여 실제 치료과정과 동일한 조건에서 획득한 포탈영상에서도 이동에서 평균 1.55 mm, 회전에서 평균 0.80° , 스케일에서 1.72% 이내의 오차를 보여 본 연구에서 개발한 분석 프로그램을 실제 방사선 치료과정에서 적용하는데 타당성이 있음을 입증하였다.

팬텀 포탈 영상에서의 변환 오차가 가상 포탈 영상에서도 상대적으로 큰 이유는 실제 모의치료기와 선형가속기에 존재하는 기계적 인자의 불일치도와 차폐 블록 제작상의 오차 등이 가장 큰 원인으로 생각될 수 있다. 본 연구에서 수행된 랜드마크 정합과 조사야 경계선 생성은 사용자의 마우스 수동 조작 과정을 포함하고 있어, 사용자간 서로 다른 결과를 도출할 가능성이 있으나, 조작과정에서 타당성을 상실한 정도의 심한 오류가 포함되어 있지 않는 한 그 영향은 크지 않음을 여러 분석 과정에서 확인할 수 있었다.

신체내 해부학적 외곽선(contour)을 대상으로 챔퍼 매칭을 수행하여 모의 치료시와 실제 치료시와의 오차 분석을 수행할 수도 있으나, 대부분의 포탈 필름 영상이 갖고 있는 단점인 낮은 영상 대조도로 인해 모의 치료 영상의 특정 해부학적 외곽선에 해당하는 부분을 포탈 필름 영상에서도 정확하게 구별하여 설정하기에는 어려움이 있다. 이 점을 고려하여 본 연구에서는 두 영상에서 가장 명확하게 구분이 되는 부분인 치료 조사야 경계를 외곽선으로 하여 챔퍼 매칭을 수행하였다.

본 연구에서 개발한 분석 프로그램은 치료 조사야 평면에

서의 이동 오차와 콜리메이터 회전축을 중심으로 한 회전 오차만을 고려하고, 치료 조사야 평면에 평행하지 않은 평면에서의 회전은 고려하지 않아 3차원적 오차의 분석에는 한계를 갖고 있으나, 일반적인 방사선 치료과정에서 수행되는 모의 치료 영상과 포탈 영상의 비교 및 치료 조사야 오차의 정량적 분석에 효율적으로 사용될 수 있을 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

1. Peter M: Portal imaging technology: Past, present, and future. *Semin Radiat Oncol* 5:115-133 (1995)
2. Mcparland BJ: Uncertainty analysis of field placement error measurements using digital portal and simulation image. *Med Phys* 20:679-685 (1993)
3. Dong L, Boyer AL: A portal image alignment and patient setup verification procedure using moments and correlation techniques. *Phys Med Biol* 41:697-723 (1996)
4. Kreuder K, Schreiber B, Kausch C: A structure-based method for on-line matching of portal images for an optimal patient set-up in radiotherapy. *Philips J Res* 51:317-337 (1998)
5. Pisani L, Lockman D, Jaffray D, Yan D, Martinez A, Wong J: Setup error in radiotherapy: on-line correction using electronic kilovoltage and megavoltage radiographs. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 47:825-839 (2000)
6. Barrow HG, Tenenbaum JM, Bolles RC, Wolf HC: Parametric correspondence and chamfer matching. *Proceedings of the 5th International Joint Conference on Artificial Intelligence*. 1977, Cambridge, pp. 659-663
7. Herk MV, Kooy HM: Automatic three-dimensional correlation of CT-CT, CT-MRI, and CT-SPECT using chamfer matching. *Med Phys* 21:1163-1178 (1994)
8. Bernon JL, Boudousq V, Rohmer JF, et al.: A comparative study of Powell's and Downhill Simplex algorithms for a fast multimodal surface matching in brain imaging. *Comput Med Imaging Graph* 25:287-297 (2001)
9. Michalski JM, Wong JW, Bosch WR, et al.: An evaluation of two of anatomical alignment of radiotherapy portal images. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 27:1199-1206 (1993)

The Application of Chamfer Matching Algorithm to the Error Analysis of a Treatment Field between a Simulation Image and a Portal Image

Ju Young Song*, Byung Sik Nah*, Woong Ki Chung*,
Sung Ja Ahn*, Taek Keun Nam*, and Tae Suk Suh[†]

**Department of Radiation Oncology, Medical School, Chonnam National University*

[†]Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, The Catholic University of Korea

The comparative analysis of a portal image and a simulation image is a very important process in radiotherapy for verifying the accuracy of an actual treatment field. In this study, we applied a chamfer-matching algorithm to compare a portal image with a simulation image and verified the accuracy of the algorithm to analyze the field matching error in the portal image. We also developed an analysis program that could analyze the two images more effectively with a chamfer-matching method and demonstrated its efficacy through a feasibility study. With virtual portal images, the accuracy of the analysis algorithm were acceptable considering the average error of shift (0.64 mm), rotation (0.32°), and scale (1.61%). When the portal images of a head and neck phantom were analyzed, the accuracy and suitability of the developed analysis program was proven considering the acceptable average error of shift (1.55 mm), rotation (0.80°), and scale (1.72%). We verified the applicability of a chamfer-matching algorithm to the comparative analysis of a portal image with a simulation image. The analysis program developed in this study was a practical tool to calculate the quantitative error of the treatment field in a portal image.

Key Words : Simulation image, Portal image, Landmark registration, Chamfer matching