

위상기반 호흡연동 방사선치료 시 오차 분석 프로그램 개발

전남대학교 의과대학 방사선종양학교실

송주영 · 나병식 · 정웅기 · 안성자 · 남택근 · 윤미선

방사선 치료 시 환자 호흡에 의한 치료부위의 움직임 영향을 줄이기 위해 환자 복부에 배치한 적외선 반사체 표식자의 호흡에 따른 주기적 움직임을 분석하여 안정된 일정 영역에서만 방사선이 조사되도록 하는 호흡연동 방사선치료 방법이 임상에서 활용되고 있다. 이러한 호흡연동 방사선치료에서 표식자의 운동 주기 중 안정된 특정 위상영역을 기반으로 방사선 조사 구간을 설정하는 방법은 진폭변위를 기반으로 하는 방법보다 안정적으로 치료를 수행할 수 있는 장점이 있으나, 치료 시 방사선 조사 구간 내 표식자 진폭의 변화가 발생해도 설정 위상 기반영역에만 포함되면 방사선이 조사되는 경우가 발생할 수 있어, 실제 호흡량의 변위에 따른 내부 장기의 움직임 정도를 정확히 반영하기에는 한계가 있다. 본 연구에서는 이와 같은 위상기반 호흡연동 방사선치료 시 발생할 수 있는 표식자 진폭의 변화와 이로 인한 치료 부위의 움직임에 의한 오차를 분석할 수 있는 프로그램을 개발하여 정확성과 임상 적용 타당성을 분석하였다. 모의치료 시 설정된 방사선 조사 구간 내 가상의 진폭 변위를 주어 작성한 치료 기록 파일과 팬텀을 사용하여 임상에서 발생할 수 있는 진폭 변위의 크기와 불규칙한 변화가 발생하였을 경우의 환경 설정 후 방사선을 조사하고 생성된 치료 기록 파일들을 개발한 프로그램으로 분석하였을 때, 정확한 오차 구간의 판별과 오차 계산이 수행됨을 확인할 수 있었다. 실제 위상기반 호흡연동 방사선 치료 환자에 적용하였을 때에도 설정된 허용기준을 벗어나는 지점의 오차 영역 인식과 오차 계산이 정확히 수행됨을 확인하여, 향후 위상기반 호흡연동 방사선치료 시 발생할 수 있는 방사선 조사 구간 내 환자 호흡량의 변화로 인한 치료 표적의 변위 오차 분석에 유용한 도구로 사용될 것으로 생각된다.

중심단어: 호흡연동 방사선치료, 위상, 진폭

서 론

방사선치료 시 환자 호흡에 의한 종양부위와 주변 장기 움직임의 영향을 줄이기 위해 많은 연구가 수행되어 왔는데, 크게 환자 호흡을 일정하게 조절하는 방법과 환자의 호흡 주기 중 안정된 일정 영역에서만 방사선이 조사되게 하는 방법 두 가지로 분류될 수 있다. 환자 호흡을 일정하게 조절하여 방사선을 조사하는 방법으로 Wong 등¹⁾은 능동적 호흡 조절(active breathing control) 장비를 개발하였고, Hanley 등²⁾과 Rosenzweig 등³⁾은 깊이 숨을 들이마신 후 숨을 참는 DIBH (deep inspiration breath-hold) 방법을 고안하여 타당성을 분석하였다. 이와 같이 환자의 호흡을 조절하는 방법은 건강 상태가 좋지 않은 환자에게 적용하기에 힘든 면이 있

어 환자가 자유롭게 호흡을 하면서 호흡주기 내 안정된 일정 영역에서만 방사선을 조사하는 gating 치료를 수행할 수 있는 장치의 개발에 대한 연구가 수행되었고, 현재 임상에서 유용하게 적용되고 있다.⁴⁻⁸⁾

Gating 방사선치료에서 환자 호흡주기 내 안정영역의 분석과 선형가속기 방사선 조사와의 동기(synchronize)화를 위해 여러 장치들이 개발, 적용되어왔으며,⁹⁻¹¹⁾ 그 중 하나가 미국 Varian사가 개발한 장치로 적외선 감지 물질의 표식자(marker)를 환자 복부에 배치시킨 후, 적외선 CCD (charge coupled device) 카메라로 표식자의 위, 아래 움직임을 추적하여 환자 호흡을 분석하는 RPM (real-time position management) Respiratory Gating 시스템이다. 이 시스템은 치료방사선 조사 구간의 설정을 위해 호흡주기를 추적하는 표식자의 특정 진폭(amplitude) 구간을 기반으로 하는 방법과 표식자 움직임의 주기 중 일정 위상(phase) 영역을 기반으로 하는 방법을 제공하고 있다. 환자 호흡에 따른 외부 표식자의 이동 변위와 내부 장기 움직임 정도와의 상관관계에서 표식자의 진폭에 대한 상관관계 정도가 위상에 대한 상관관계보다 상대적으로 더 큰 값을 갖지만,¹²⁾ 실제 치료 시에는

이 논문은 2006년 6월 28일 접수하여 2006년 9월 8일 채택되었음.
책임저자 : 송주영, (501-757) 광주광역시 동구 학동 8번지
전남대학교 의과대학 방사선종양학교실
Tel: 061)379-7225, Fax: 061)379-7249
E-mail: jysong@jnu.ac.kr

환자 호흡량의 불균일성으로 인한 표식자의 진폭 변화의 불안정성이 위상의 변화보다 더 높아 상대적으로 안정적으로 치료방사선 조사가 수행되는 위상 기반 방법을 적용하는 경우가 많다. 이러한 표식자 움직임의 위상을 기반으로 하는 호흡연동 방사선치료는 실제 호흡량의 변위에 따른 내부 장기의 움직임 정도를 정확히 반영하기엔 한계가 있다. 즉, 호흡 주기에 따라 안정된 일정 영역에서 방사선이 조사되지만, 설정 영역에서 실제 표식자의 변위값은 호흡량에 따라 변화가 있을 수 있고, 이에 따라 내부 장기의 위치도 모의치료 시 설정된 안정된 위치를 벗어날 경우가 발생한다.

본 연구에서는 이와 같이 위상기반 호흡연동 방사선치료 시 발생할 수 있는 표식자 변위 값의 변동과 이와 연관된 내부 장기 위치 변화를 분석하기 위해 호흡연동 방사선치료 오차 분석 프로그램을 개발하여 임상 적용 타당성을 살펴보고자 하였다.

대상 및 방법

1. 호흡연동 방사선치료 시스템

연구에 사용된 RPM respiratory gating 시스템(Varian, USA)은 크게 환자 호흡 관련 영상신호를 획득하는 카메라 시스템과 그 신호를 분석하여 방사선 조사 구간을 설정하는 프로그램으로 구성되어 있다. Fig. 1은 카메라 시스템의 구성 요소를 보여주고 있는데, Illuminating Ring에서는 적외선을 방출하고, 환자 복부에 올려놓은 플라스틱 상자에 부착되

고 있고, 환자 복부에 올려놓은 플라스틱 상자에 부착된

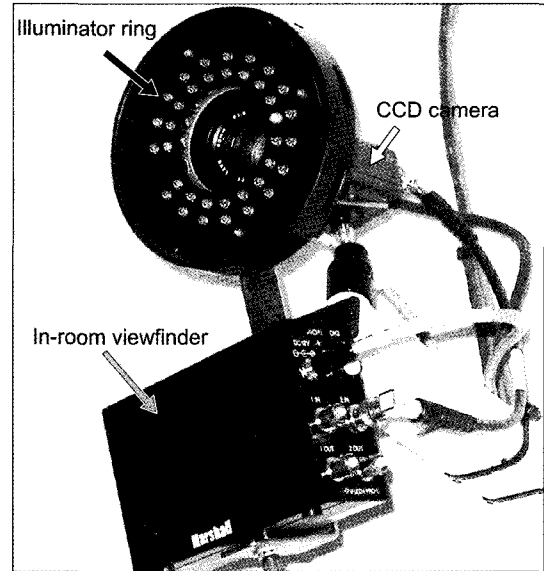


Fig. 1. Components of RPM respiratory gating system.

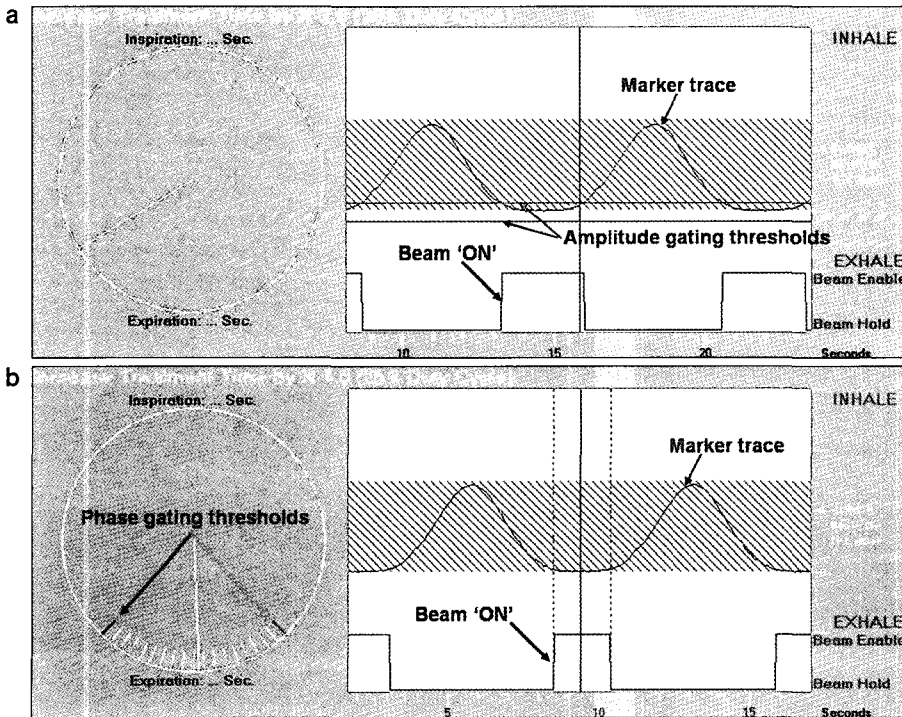


Fig. 2. Schematic diagrams of (a) amplitude gating. The imaging/treatment is triggered when the position of the signal is between the two horizontal lines. (b) Phase gating. The imaging/treatment is triggered when the phase of the signal is between the two phase limits.

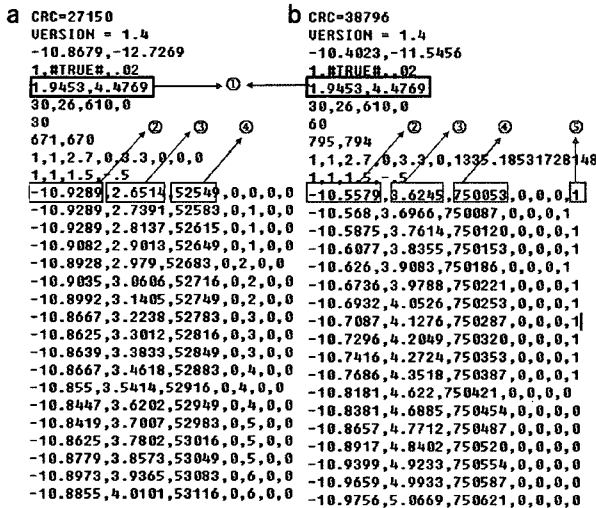


Fig. 3. Structure of the recording files produced during the RPM respiratory gating process. (a) Simulation record. (b) Treatment record. ① Gating upper threshold and lower threshold. ② Position in centimeters relative to an arbitrary reference. ③ Phase value for this sample. ④ Time of the sample measurement in milliseconds. ⑤ Bit value indicates if beam was enabled.

어 있는 적외선 반사 물질의 표식자(Fig. 4) 움직임 영상을 CCD 카메라로 획득하여 분석 프로그램이 운영되는 컴퓨터로 전송한다. Fig. 2는 카메라 영상 신호 분석 프로그램을 사용하여 방사선 조사 구간을 설정한 예로서 표식자 진폭의 일정 안정영역으로 설정한 결과(a)와 표식자 움직임의 주기에서 일정 위상 영역으로 설정한 결과(b)를 보여주고 있다.

2. 호흡연동 방사선치료 오차분석 프로그램

본 연구에서는 위상 기반으로 방사선조사 구간을 설정하였을 경우를 대상으로 오차 분석 프로그램을 개발하였다. 기준이 되는 방사선조사 구간은 모의치료실 내의 RPM respiratory gating 시스템을 사용하여 설정하였고, 설정 시 생성되는 기록 파일과 치료실 내에서 실제 치료 시 생성되는 기록 파일을 상호 비교, 분석하여 오차를 계산하는 구조로 프로그램을 작성하였다. Fig. 3은 모의치료실에서 방사선치료구간 설정 시 생성되는 기록 파일과 치료 시 생성되는 기록 파일의 구조를 보여주고 있다. 모두 위상을 기반으로 방사선 조사 구간을 설정한 경우로 ①은 방사선 조사 설정 구간의 위상으로 0에서 2π의 한 주기 내에서 안정된 영역의 일정 값을 갖고, ②는 표식자의 상하 운동에서 상대적인 위치를 cm 단위로 보여주고 있으며, ③은 표식자의

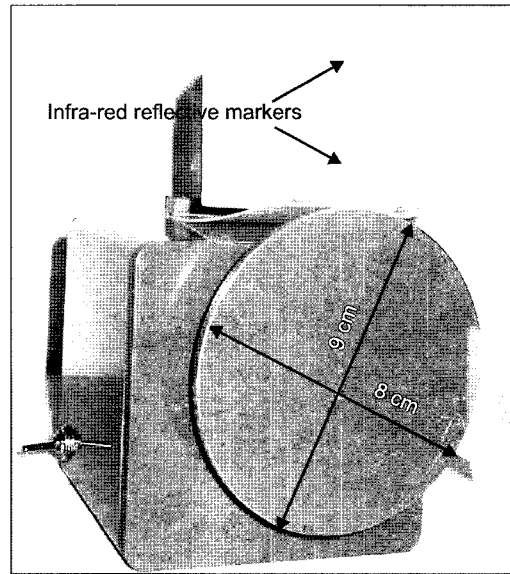


Fig. 4. Infrared reflective markers and moving phantom for the simulation of patient's respiratory movement.

위상 값을 ④는 시간을 msec 단위로 기록된 값이다. ⑤는 치료 기록 파일에서 생성되는 값으로 방사선이 조사된 시점을 '1'로 기록하여 보여주고 있다.

이 두 기록 파일들을 대상으로 모의치료 시 설정된 위상 구간 내에서의 표식자의 움직임 변위와 실제 치료 시 방사선 조사 구간 내에서의 표식자 변위와의 비교, 분석을 통해 오차를 계산할 수 있도록 IDL5.5 (Research Systems Inc., USA)를 사용하여 프로그램을 작성하였다.

3. 오차 분석 프로그램 타당성 조사

개발한 오차 분석 프로그램에 대한 임상적용 타당성을 검증하기 위해 Fig. 4와 같이 환자의 호흡을 모사하는 팬텀 (Varian, USA)을 사용하였다. 이 팬텀 위에 적외선 반사물질이 포함된 표식자를 부착한 플라스틱 상자를 올려놓고, 모터로 일정 속도로 회전시키면, 회전 원판 반경의 변화에 따라 일정한 주기의 상하 움직임이 발생하여 환자호흡 시 발생하는 움직임을 모사하게 된다. 본 연구에서는 두 단계의 확인 과정을 거쳐 오차 분석 프로그램의 타당성을 분석하였다. 먼저, 모의치료실에서 팬텀을 사용하여 기준이 되는 방사선 조사 구간을 안정된 위상 영역에 설정한 후, 생성된 기록 파일을 복사, 수정하여 가상의 치료 시 생성되는 기록 파일을 작성하여 개발한 프로그램에 적용, 모의치료 시 설정된 표식자 진폭의 변위와의 오차들을 정확히 계산하는 지를 검증하였다. 가상의 치료 기록 파일은 모의치료

시와 동일한 경우, 설정 영역 내에서 모의치료 시 설정된 구간 진폭의 3% 이상의 불안정한 진폭 변위가 발생한 경우, 그리고, 설정 영역 전체가 모의치료 시와 비교하여 진폭 값에 3 mm 이상의 차이가 있을 경우, 이 세 가지 조건을 모사할 수 있게 별도로 작성하였다. 다음으로 팬텀을 대상으로 이 세 가지 조건을 구현하여 실제 치료실에서 생성된 기록 파일들을 대상으로 검증과정을 추가로 수행하였는데, 설정 영역 내에서 불안정한 진폭 변위는 Fig. 5와 같이 표식자 움직임의 최저점 영역에 해당하는 원판 주위를 3.5 mm 두께의 플라스틱을 덧붙여서 구현하였으며, 설정 영역 내 전체 진폭 값의 변화는 치료실 내 테이블의 움직임을

통해 구현하였다.

4. 실제 호흡연동 방사선치료 결과 분석

폐암 치료 환자를 대상으로 위상기반 호흡연동 방사선치료를 수행하고 이때 생성된 기록 파일을 오차 분석 프로그램에 적용하여 분석하였다. 방사선 조사 설정 구간 내 진폭 변화에 대한 오차 계산 대상으로 모의치료 시 설정 구간 내 평균 진폭의 3%를 초과하는 지점과 표식자와 환자 병변의 움직임 상관관계에서 환자 병변 움직임이 2 mm를 초과하는 지점들을 판별하여 계산을 수행하였다. Fig. 6은 호흡에 따른 병변의 가장 큰 변위가 발생하는 환자 상·하 방향의¹³⁾ 모의치료기 Acuity (Varian, USA)로 획득한 환자의 형광투시(fluoroscopic) 영상으로 병변의 최대 변위가 2.5 cm임을 알 수 있다. 모의치료 시 생성된 기록 파일에서 표식자의 최대 변위는 1.55 cm로 병변의 움직임과 표식자의 움직임과의 비가 1.61로 계산되어, 오차 분석 대상이 되는 병변의 움직임 2 mm에 대한 표식자의 상·하 움직임 1.24 mm를 기준으로 선정하여 분석에 적용하였다.

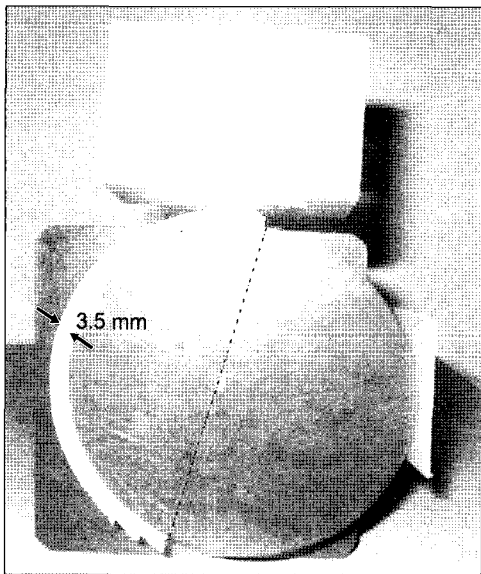


Fig. 5. Modified phantom for the simulation of the amplitude height variation in the established irradiation region.

결 과

Fig. 7은 개발한 오차 분석 프로그램의 구조를 보여주고 있다. 프로그램 실행 화면에서 모의치료 시와 치료 시 생성된 두 기록 파일을 불러오면, ①과 ②표의 값이 도시되는데, 이는 모의치료 시 설정된 기준이 되는 방사선 조사 구간과 실제 치료 시 조사된 구간의 위상 영역 및 전 주기에 표식자 진폭의 최저점과 최고점의 값이다. 이 값들을 통해 방사선 조사 구간의 위상영역 일치여부를 확인하고, 모의치료 시 기준이 된 표식자 진폭의 변위와 실제 치료 시

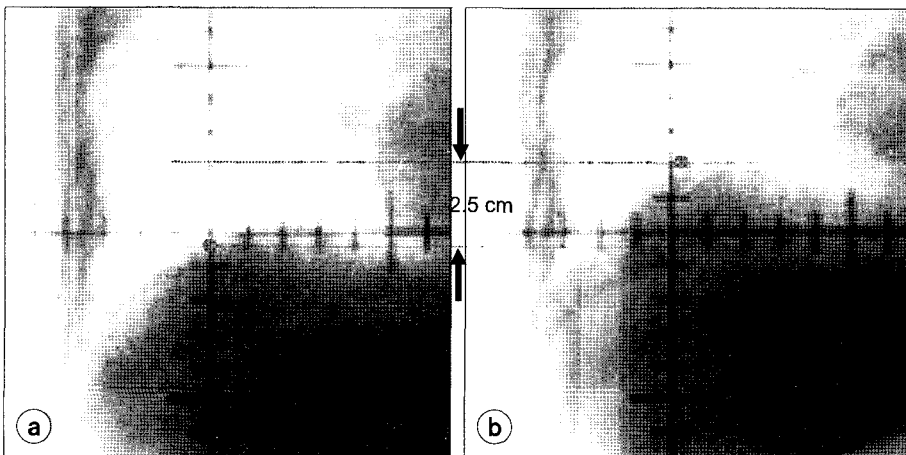


Fig. 6. Fluoroscopic simulation images showing the distance between the lesion at the (a) inspiration and at the (b) expiration.

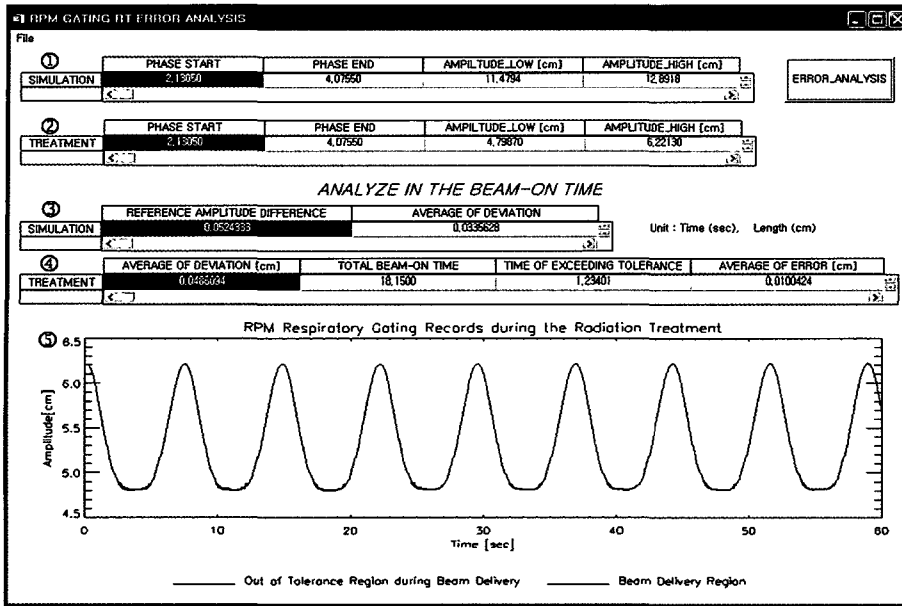


Fig. 7. GUI (graphical user interface) of the developed program. Analyzed data are produced with the condition of original phantom movement. ① Simulation gating parameters. ② Treatment gating parameters. ③ Analyzed amplitude variation in the irradiation region fixed in the simulation. ④ Calculated values of the gating treatment error. ⑤ Curves showing the movement of marker and the analyzed results.

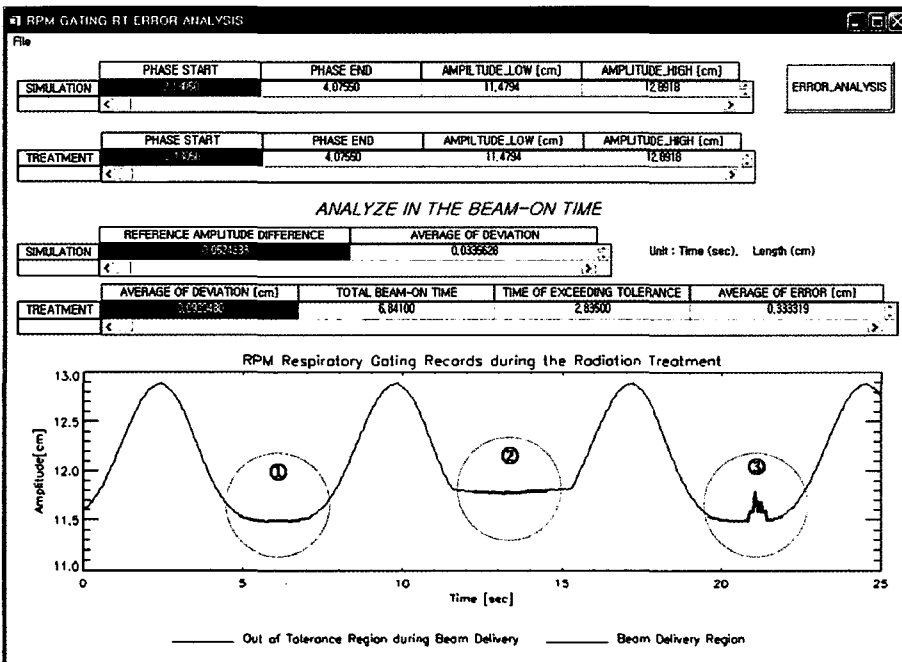


Fig. 8. Analyzed results with the virtually created gating treatment records. ① No variation. ② Stable whole amplitude increase. ③ Irregular amplitude variation.

표식자 진폭의 변위를 비교하여 환자 호흡의 일정성을 분석할 수 있게 하였다. 우측 상단의 'ERROR_ANALYSIS' 버튼을 누르면 치료 방사선 조사 시 표식자 진폭의 변위를 모의 치료 시 자료와 비교, 분석하여 오차를 계산하게 된다. ③의 표 항목 중 'REFERENCE AMPLITUDE DIFFERENCE'는 식 (1)과 같이 계산되며 모의치료 시 설정된 방사

선 조사 구간 내 진폭의 평균값으로 치료 시 방사선 조사 구간 내 진폭 변위의 불안정으로 인한 오차 분석의 기준이 된다. 식 (1)에서 S_{ij} 는 모의치료 시 방사선조사 구간 설정에 고려된 N_i 개의 호흡 주기 내 지점 j 들의 표식자 진폭 값이고 $\min S_{ij}$ 는 i 주기 내 진폭 최저 지점 값이며, N_{sj} 는 방사선조사 구간으로 설정된 i 주기 내 지점들의 총 개수를 나타낸다.

$$AMP_{ref} = \frac{\sum_i \{ (\sum_j (S_{ij} - \min S_i)) / N_{sj} \}}{N_i} \quad (1)$$

③의 표 항목 중 ‘AVERAGE OF DEVIATION’은 모의치료 시 설정된 방사선 조사 구간 내 진폭의 분산 값들의 평균으로 식 (2)와 같이 계산되며 진폭 변위의 안정성을 분석할 수 있다.

$$AVG_{sdev} = \frac{\sum_i \{ (\sum_j (AMP_{ref} - S_{ij})^2) / N_{sj} \}}{N_i} \quad (2)$$

④의 표 항목 중 ‘AVERAGE OF DEVIATION’은 치료 시 방사선 조사 구간 내 진폭의 분산 값들의 평균으로 실제 치료 방사선이 조사된 구간 내 지점들의 진폭을 변수 값으로 하여 식 (1)과 식 (2)의 방식과 동일하게 계산된다. ‘TOTAL BEAM-ON TIME’은 총 방사선 조사시간, ‘TIME OF EXCEEDING TOLERANCE’는 방사선 조사시간 중 설정된 허용 기준을 넘어서 오차로 인식되는 구간의 시간이며, ‘AVERAGE OF ERROR’는 오차로 판정된 지점들의 진폭 변위 오차들의 평균값으로 식 (3)과 같이 계산된다. 식 (3)에서 ET_k 는 진폭 변위의 허용기준을 넘어 오차로 판정된 지점들의 진폭을 N_{ET} 는 오차로 판정된 지점들의 총 개수를 나타낸다.

$$Error_{avg} = \frac{\sum_k | (ET_k - AMP_{ref}) |}{N_{ET}} \quad (3)$$

⑤는 치료 시 표식자의 움직임을 그래프로 도시한 것으로 파란 색 실선이 방사선 조사 구간이며, 붉은 색 실선은 방사선 조사 구간 중 오차가 발생한 구간이다.

이와 같이 개발한 프로그램의 정확도를 검증하고자 팬텀을 사용하여 분석한 결과로 먼저, 가상으로 작성된 치료 기록 파일의 적용 결과는 Fig. 8과 같다. 모의치료 시 설정된 방사선 조사 구간 내 진폭과 비교하여 변화가 없이 동일한 경우인 ① 영역과 진폭 전체 변화가 3 mm 이상인 경우를 반영한, ② 영역, 그리고, 진폭의 3% 이상의 불안정한 진폭 변위를 반영한, ③ 영역이 정확히 분석, 그 오차가 계산되어 도시됨을 확인하였다.

다음으로, 실제 팬텀을 대상으로 진폭의 변화를 주었을 경우 생성된 기록 파일들을 적용한 결과로 먼저, 진폭의 변화를 주지 않고 치료실에서 실제 방사선을 조사하면서 획득한 자료를 분석한 결과는 Fig. 7과 같으며, 방사선 조사 구간 대부분이 오차 허용기준 안에 있음을 보여 주고 있다. 단지, 모의치료 시와 치료 시의 팬텀 움직임과 호흡연동 방사선치료 시스템 환경의 미세한 차이로 인한 방사선 조사 구간 가장자리 부분에 오차로 판정되는 지점이 발생하였음을 확인할 수 있다. Fig. 9는 Fig. 5와 같이 팬텀 회전 원판 반경의 변화를 주어 방사선 조사 구간 내 전체 진폭의 변화가 발생했을 경우와 테이블의 움직임을 통해 진폭의 불규칙한 상황을 조성하여 그 때 생성된 기록 파일을 분석한

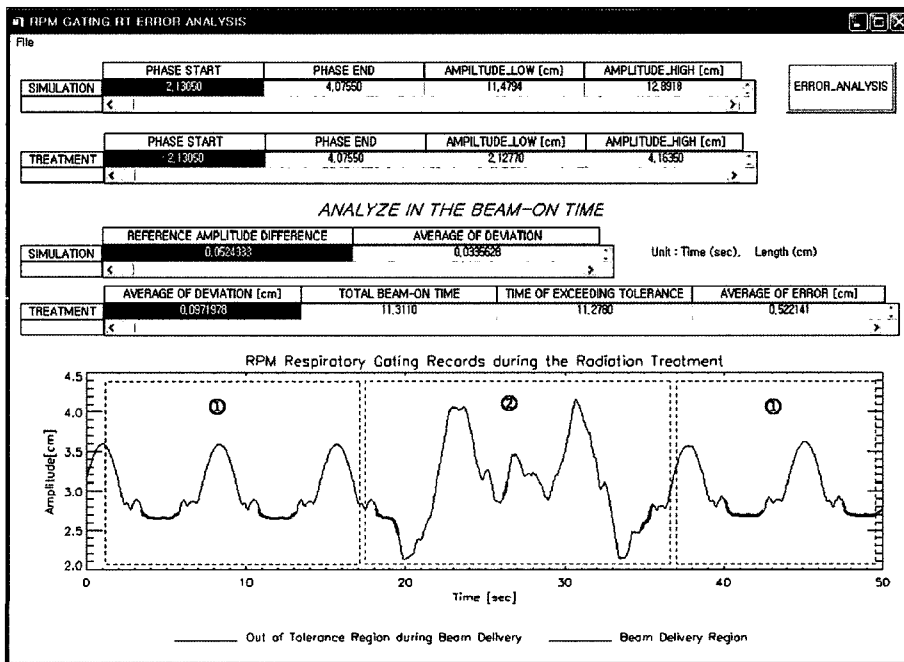


Fig. 9. Analyzed results with the variation of a real phantom movement. ① Whole amplitude increase with the increment of radius corresponding to the irradiation region. ② Irregular amplitude variation with the movement of couch table.

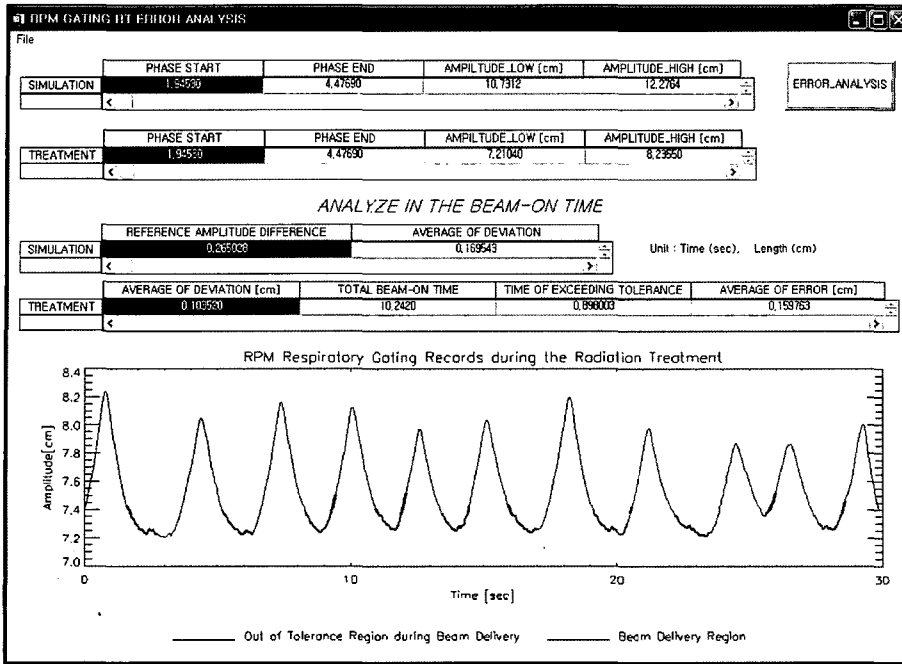


Fig. 10. Example of the analyzed results of a gating treatment records produced during a real patient's treatment.

결과이다. ① 영역에서와 같이 방사선 조사 구간 내 진폭 전체의 변화로 인한 오차와, ② 영역에서 같이 테이블 움직임으로 인한 불규칙한 진폭으로 인한 오차를 정확히 판별, 분석함을 보여주고 있다.

Fig. 10은 폐암 환자의 호흡연동 방사선 치료 시 생성된 기록 파일을 분석한 결과로 팬텀 실험에서와 같이 모의치료 시 설정한 표식자의 기준 진폭과 허용기준 이상의 오차가 발생한 지점에 대한 판별과 오차 계산이 수행됨을 확인할 수 있다.

고찰 및 결론

본 연구에서는 위상기반 호흡연동 방사선치료 시 발생할 수 있는 표식자 진폭의 불안정한 변화와 이와 연관된 방사선 조사 구간 내 표적 움직임의 오차를 분석할 수 있는 프로그램을 개발하고 그 타당성을 검증하였다. 팬텀을 이용하여 얻은 결과인 Fig. 9와 실제 환자 치료 시 얻은 결과를 분석한 Fig. 10에서 볼 수 있듯이 위상을 기반으로 설정된 방사선 조사 구간은 실제 환자의 장기 및 표적 움직임과 상관관계가 상대적으로 더 높은 표식자 진폭의 이상 변화에 대해 정확한 판별을 하지 못하고 방사선을 조사하고 있음을 확인할 수 있었다. 따라서, 이러한 방사선 조사 구간

내 진폭 변화에 대한 허용기준을 설정하고, 기준을 벗어나 방사선이 조사된 부분에 대한 분석은 정밀 방사선 치료에서 의미 있는 확인 과정이라 할 수 있다.

진폭 변화에 대한 허용 기준을 설정하기 위해 모의치료 시 형광투시 영상을 통한 호흡에 의한 치료 표적의 움직임 변위와 표식자 진폭과의 상관관계를 먼저 구하여 하는데, 본 연구에서는 표적의 방향별(상·하, 좌·우, 앞·뒤) 변위 중 가장 큰 변위를 갖는 상·하 방향에서의 값만으로 상관관계 값을 구하였다. 이 값은 환자마다 상이한 값을 가지므로 호흡연동 방사선치료를 위한 방사선 구간 설정 시 반드시 확인하여 계산하여야 한다. 치료계획 시 설정한 치료대상 표적과 치료 조사야 사이의 여유도(margin)를 초과하게 만드는 진폭의 변화를 상관관계 값으로 구하여 오차 계산 시 기준값으로 설정하면 실제 치료 시 조사된 선량의 오차 또한 선량률과 오차로 판정된 방사선 조사시간을 사용하여 계산할 수 있을 것으로 생각된다.

본 연구에서 개발한 분석 프로그램은 향후 수행될 위상기반 호흡연동 방사선 치료 시 발생하는 방사선 조사 구간 내 환자 호흡량의 변화로 인한 치료 표적의 변위 오차와 이로 인한 표적 선량 오차에 대한 통계적 연구, 분석에 유용한 도구로 활용될 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

1. **Wong JW, Sharpe MB, Jaffray DA, et al:** The use of active breathing control (ABC) to reduce margin for breathing motion. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 44:911-919 (1999)
2. **Hanley J, Debois MM, Mah D, et al:** Deep inspiration breathing technique for lung tumors: the potential value of target immobilization and reduced lung density in dose escalation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 45:603-611 (1999)
3. **Rosenzweig KE, Hanley J, Mah D, et al:** The deep inspiration breath-hold technique in the treatment of inoperable non-small-cell lung cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 48:81-87 (2000)
4. **Kubo HD, Hill BC:** Respiration gated radiotherapy treatment: a technical study. *Phys Med Biol* 41:83-91 (1996)
5. **Ramsey CR, Scaperoth D, Arwood D, Oliver AL:** Clinical efficacy of respiratory gated conformal radiation therapy. *Med Dosim* 24:115-119 (1999)
6. **Shirato H, Shimizu S, Kunieda T, et al:** Physical aspects of a real-time tumor-tracking system for gated radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 48:1187-1195 (2000)
7. **Kubo HD, Len PM, Minohara S, Mostafavi H:** Breathing-synchronized radiotherapy program at the university of california davis cancer center. *Med Phys* 27:346-353 (2000)
8. **Ford EC, Mageras GS, Yorke E, Rosenzweig KE, Wagman R, Ling CC:** Evaluation of respiratory movement during gated radiotherapy using film and electronic portal imaging. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 52:522-531 (2002)
9. **Ritchie CJ, Hsieh J, Gard MF, et al:** Predictive respiratory gating: a new method to reduce motion artifacts on CT scans. *Radiology* 190:847-852 (1994)
10. **Minohara S, Kanai T, Endo M, et al:** Respiratory gated irradiation system for heavy-ion radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 47:1097-1103 (2000)
11. **Seiler PG, Blattmann H, Kirsch S, et al:** A novel tracking technique for the continuous precise measurement of tumor positions in conformal radiotherapy. *Phys Med Biol* 45:N103-N110 (2000)
12. **Vedam SS, Keall PJ, Kini VR, Mohan R:** Determining parameters for respiration-gated radiotherapy. *Med Phys* 28:2139-2146 (2001)
13. **Gierra DP, Brewer J, Sharp GC, Betke M, Willett CG, Chen GT:** The correlation between internal markers for abdominal tumors: implications for respiratory gating. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 61:1551-1558 (2005)

Development of Error Analysis Program for Phase-based Respiratory Gating Radiation Therapy

Ju-Young Song, Byung-Sik Nah, Woong-Ki Chung, Sung-Ja Ahn, Taek-Keun Nam, Mi-Sun Yoon

Department of Radiation Oncology, Chonnam National University Medical School

The respiratory gating radiation therapy which irradiates only in the stable respiratory period with analyzing the periodic motion of a reflective marker on the patient's abdomen has been applied to the precise radiation treatment in order to minimize the effect of organ motion induced by the respiration. This respiratory gating system establishes irradiation region using the amplitude-based or phase-based method. Although phase-based method is preferred because of the stability in the real treatment conditions, it has some limits to explain the exact correlation between the marker motion and organ motion. Even when the variation of amplitude which can introduce target motion considered as an error is produced, the phase-based method has the possibility to irradiate including the error positions. In this study, the error analysis program was developed for the verification of the tumor position's variation correlated with the variation of marker's amplitude which can be occurred during a phase-based respiratory gating treatment. The analysis program was tested with a virtual treatment record file and with a record file using moving phantom which were modified considering the irregular amplitude's variation simulating the real clinical situations. In both cases, accurate discrimination of error points and error calculation were produced. When the treatment record files of a real patient were analyzed with the program, the accurate recognition and calculation of the error points were also verified. The analysis program developed in this study will be applied as a useful tool for the analysis of errors due to the irregular variation of patients' respiration during the phase-base respiratory gating radiation treatment.

Key Words: Respiratory gating radiation therapy, Phase, Amplitude