

복부부위의 체부정위방사선치료시 호흡에 의한 움직임분석 프로그램 개발 및 유용성 평가

*삼성서울병원 방사선종양학과, †성균관대학교 의과대학, ‡한양대학교 원자력 공학과

신은혁* · 한영이*[†] · 김진성* · 박희철*[†] · 신정석* · 주상규* · 이지혜* · 안종호* · 이재기[‡] · 최두호*[†]

호흡동조 방사선치료 및 체부정위방사선치료시 치료계획과 치료시 치료대상장기가 동일하게 움직이는 것을 확인하는 것은 매우 중요하다. 따라서, 본 연구에서는 호흡의 상태를 모니터링하는 RPM 자료와, OBI 영상을 이용하여, 치료 중 치료장기의 움직임을 유추하고 분석하는 프로그램을 개발하였다. 기계발전 호흡연습/유도장치를 사용하여 환자호흡의 규칙성을 확보하였다. 호흡의 상태는 RPM 자료를 실시간 모니터링하고 또 치료 후에 저장된 RPM 자료를 이용하였고, 호흡 변위를 내부장기의 움직임으로 환산하기 위하여 호흡의 0%, 50% 호흡동조 OBI 영상을 촬영하였다. OBI 영상촬영 시각을 기록하여, 해당시각의 RPM 자료를 읽고, RPM의 변위와 OBI에서 관찰한 종양의 움직임의 상호비례계수를 구하였다. 치료 후 RPM 자료를 읽어 RPM 자료의 최대값, 최소값, 평균값과 표준편차를 자동으로 계산하는 프로그램을 Labview로 제작하였고, 계산된 결과는 excel 파일로 출력되도록 고안하였다. 분석된 RPM 자료에 비례계수를 적용하여 치료시행중 대상장기의 움직임을 유추하도록 하였다. 이와 같이 개발한 방법은 구동편됨을 이용하여 정확성을 시험하였고, 간의 체부정위방사선치료를 받는 10명의 환자에 대하여 개발한 방법을 적용하여 유용성을 평가하였다. 본 연구에서 개발한 호흡분석 방법은 구동편됨을 이용하여 정확성을 확인하였다. 4 sec 주기의 2 cm의 sine 함수형태의 규칙적인 움직임에서 주기는 0.052 sec (1.3%) 크게, 움직임의 크기는 1.952 cm로 0.048 cm 작게 측정되었다. 환자에게 시험적용에서는 1명의 환자는 치료 전 연습을 위한 가치료시간의 자료분석에서 체부정위방사선치료에 적합하지 않은 것으로 판명되었고, 1명의 환자는 치료계획시보다 장기의 움직임이 크게 분석되어 호흡동조 방사선치료로 전환하였다. 본 연구에서 개발한 호흡분석프로그램은 복부부위의 방사선을 받는 모든 환자들의 내부장기의 움직임을 유추하는 데 유용한 것으로 평가되며, 체부정위방사선치료 대상환자들에 대하여, 치료계획시와 동일하게 움직임이 유지되는지 모니터링하는 데 유용하였다.

중심단어: 정위적 방사선치료, 호흡동조 방사선치료, 치료중 장기움직임

서 론

최근 정밀한 암치료를 위한 방사선치료 기술의 발전이 다양한 분야에서 빠른 속도로 이루어지고 있다. 현재의 방사선 치료기술은 높은 선량을 중앙부위에 집중적으로 조사하는 것을 가능하게 만들었으며 주변 정상조직에는 최소한의 선량이 분포되도록 한다. 특히, 움직이는 장기인 폐 및 간의 방사선치료는 지속적으로 증가하는 추세이다. 이에 가장 큰

기여를 한 기술이 바로 4차원(호흡동조) 방사선치료(4-dimensional Radiation Therapy, 4D-RT) 및 체부정위방사선치료(stereotactic body radiation therapy, SBRT)의 도입이다.¹⁻⁴⁾

호흡동조 방사선치료는 호흡으로 인한 장기의 움직임을 움직임을 원인인 호흡과 연동하여 치료하는 기술이다. 여기에는 선형가속기에서 사용되고 있는 게이팅방법(respiration gating method) 및 싸이버나이프에서 많이 사용되는 트래킹방법(respiration tracking method) 등이 있다. 이러한 기술은 방사선치료계획시 사용되는 전산화단층촬영 영상과 동일한 조건으로 환자가 치료기에 위치해야 하고 또 빔이 전달되어야 하므로, 전산화단층촬영시와 치료시의 치료장기 및 주변 위험장기의 동일한 움직임을 유도하고 이를 확인하는 작업은 매우 중요하다.⁵⁾

특히, 체부정위방사선치료는 한번에 많은 양의 방사선이 전달되기 때문에 치료시간이 길다. 이는 긴 치료 시간동안

본 연구는 교육과학기술부의 일반연구자 사업 과제번호 2010-0011771의 지원을 받아 수행되었음.

이 논문은 2011년 3월 4일 접수, 2011년 6월 11일 수정, 2011년 6월 29일 채택되었음.

책임저자 : 한영이, (135-710) 강남구 일원동

성균관대학교 의과대학 삼성서울병원 방사선종양학교실

Tel: 02)3410-2604, Fax: 02)3410-2619

E-mail: youngyih@skku.edu

전산화단층촬영때와 동일한 호흡을 유도해야 하는 것을 의미한다. 하지만, 장시간 호흡시에는 호흡량의 변화, 호흡주기의 변화, 호흡기저부분의 변화 및 호흡사이클간 변위와 같은 호흡의 변화가 수반된다. 이러한 변화를 분석 및 평가하는 것은 체부정위방사선치료의 성과를 결정하는 매우 중요한 작업이다.^{4,6)}

호흡동조 방사선치료 기술의 핵심은 치료중 또는 치료간 발생하는 장기의 기하학적인 움직임의 변동을 방사선 치료에 고려하는데 있다.^{7,8)} 현재 선형가속기기반의 호흡동조 방사선치료는 RPM (Real-time Position Management) 시스템 (Varian, Palo Alto, USA)을 사용하여 치료가 진행중이다. 그러나 이 시스템은 체외 표지자의 움직임만을 가지고 내부장기의 움직임을 유추하는 방법이며, 환자의 호흡 등이 규칙적이지 않고 불안정할 때는 내부장기와의 움직임의 연동여부가 불확실하다. 즉, 체외표지자 움직임의 위상을 기반으로 하는 호흡동조 방사선치료는 실제 내부장기의 움직임을 정확히 반영하기엔 한계가 있으며 체외 표지자만을 가지고 내부의 움직임과 동일시하는 것은 호흡의 안전성과 규칙성이 보장되지 않을 때 문제를 야기할 수 있다.⁹⁻¹¹⁾

따라서 본 연구에서는 호흡동조 방사선치료로 시행하는 체부정위방사선치료에 사용하기 위하여 호흡의 정확도를 분석하는 프로그램을 제작하였고, 안정된 호흡의 경우 이를 내부장기와 연관시켜 내부장기의 움직임을 유추하는 치료과정을 수립하였다. 개발한 프로그램과 방법은 호흡동조 방사선치료 및 호흡동조 체부정위방사선치료를 받는 환자를 대상으로 그 유용성을 판단하여 복부부위의 방사선치료 시 보조도구로서의 효용성을 검증하였다.

재료 및 방법

1. 호흡분석프로그램의 개발

호흡분석프로그램은 Labview2010 (National Instrument Inc., Austine, USA)을 사용하여 개발하였다. 개발한 프로그램은 RPM으로 획득한 호흡신호 자료를 대상으로 시간에 대한 미분값을 구하고 각시간 위치에서의 미분계수의 변화량으로 변곡점을 구한 다음, 그 변곡점의 미분계수의 변화가 양에서 음으로 변하는지, 음에서 양으로 변하는지를 알아 그 변곡점의 최고점(peak) 또는 최저점(valley) 여부를 구분하였다. 이렇게 구한 여러 개의 변곡점의 X, Y값(즉, 시간과 호흡신호 함수의 기울기)을 구하여 각 호흡행정의 주기와 움직임의 크기를 구하고, 일정시간대별로 호흡주기와 호흡크기, 호흡주기와 크기의 최대값, 최소값, 평균값 및 표준편차를 자동적으로 나타나게 프로그램을 구성하였다. Fig. 1은 개발된 호흡분석 프로그램의 인터페이스와 프로그램에서 사용된 알고리즘으로 발견된 호흡신호의 최고점과 최저점의 위치를 나타내고 있다. 또한 Fig. 1에서 보여지는 모든 자료는 excel 등으로 출력가능하다. Table 1은 개발된 프로그램에서 구해진 데이터들이 자동으로 저장된 것을 보여주고 있다.

2. 치료 전 환자호흡연습

호흡신호를 매개체로 사용하는 방사선 치료방법들은 호흡이 규칙적으로 이루어질 때만 정확한 치료가 가능하며 호흡이 주기성을 갖지 못하거나, 내부장기의 움직임이 호흡주기와 동조를 이루지 못할 경우 심각한 오차가 유발될

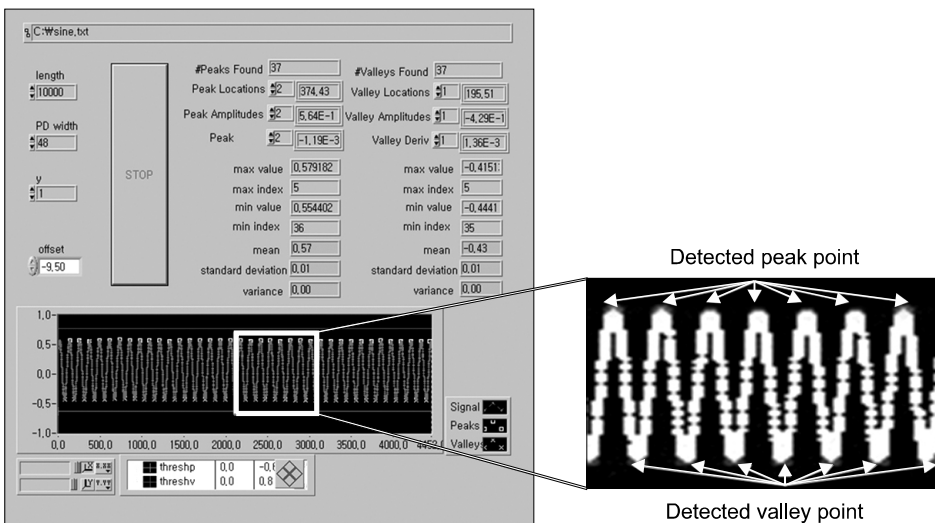


Fig. 1. A snap-shot of graphical interface of the developed software. Software automatically detects peaks of signal and analyse the parameters related characteristics of breathing.

Table 1. Exported data format from home made program.

From (min)	0	2	4	6	8	10
To (min)	2	4	6	8	10	12
Offset	0	0	0	0	0	0
# of Valley	28	28	27	27	27	22
Valley Max	2.679	2.659	2.689	2.685	2.532	2.544
Valley Index # (Max)	3	3	25	25	14	4
Valley min	3.096	3.634	3.91	3.221	2.922	2.881
Valley index # (min)	5	14	10	11	16	9
Valley mean	2.889	3.094	3.016	2.871	2.678	2.67
Valley SD	0.107	0.201	0.231	0.137	0.09	0.083
Valley Var	0.012	0.04	0.053	0.018	0.009	0.007
Peak found	28	28	28	28	28	23
Peak Max	1.927	1.945	1.961	1.904	1.854	1.888
Peak Index # (Max)	11	20	25	19	5	14
Peak min	2.359	2.354	2.287	2.181	2.089	2.115
Peak Index # (min)	5	14	5	13	10	21
Peak mean	2.063	2.068	2.117	2.03	1.953	1.965
Peak SD	0.111	0.095	0.085	0.077	0.056	0.066
Peak var	0.013	0.01	0.008	0.006	0.004	0.004

Unit - offset, Valley Max, min, Peak Max, min - Pixel location of IR.

수 있다.^{3,12,13)}

특히, 체부정위방사선치료는 치료시간이 길기 때문에 규칙적이고 안정된 호흡주기 및 호흡량을 갖도록 환자를 교육하고 호흡을 연습시키는 것이 매우 중요하다. 따라서, 체부정위방사선치료를 받는 환자에게는 치료전 호흡을 규칙적으로 유도하는 호흡연습 프로그램을 개발하여 사용하고 있으며¹⁴⁾ 본 연구의 대상환자에게도 체부정위방사선치료전 최소 3일간 호흡연습을 시행하였다. 환자호흡의 규칙도 정도는 체부정위방사선치료전에 치료의 적응과 호흡연습 정도를 확인하기 위하여 시행하는 가치료(mock treatment) 시간과 매 치료시마다 RPM 신호를 분석하여 확인하였다.

3. 호흡동조 방사선치료 시스템

본원에서는 RPM 시스템을 사용하여 치료시행중 환자의 호흡신호를 획득한다. RPM 시스템은 환자의 복부에 적외선반사블록을 위치하고 블록의 움직임을 적외선 카메라를 이용하여 모니터링하며 그 영상을 분석하여 환자의 치료중 호흡신호를 얻게 된다. 전산화단층촬영시에도 RPM 시스템을 이용한 4차원 전산화단층촬영 영상을 얻고, 10개의 호흡위상으로 분리하여 재구성된 여러 호흡주기의 영상을 모두 사용하여 전산화계획을 실시한다.

4. 셋업확인영상을 통한 비례계수설정 획득 및 호흡분석

본원의 체부정위방사선치료시 환자셋업확인 0%, 50%의 호흡동조 OBI (On Board Image) 영상을 전산화치료계획 시스템으로부터 전송된 0%, 50% 호흡위상의 셋업 DRR (Digitally Reconstructed Radiography)과 비교함으로써 확인한다. 이때 이용하는 표지자(surrogate)는 간암 환자를 예로 들면 방사선치료전 경동맥화학색전술(Transhepatic arterial chemo-embolization)을 시술 받은 환자는 이 시술에 사용되는 x-선불투과성물질인 리피오돌(lipiodol)과 횡격막의 위치를, 시술하지 않은 경우에는 횡격막 위치만을 비교한다. 0% 및 50%의 호흡동조 OBI 영상과 OBI 영상획득시점에 해당하는 시간의 RPM 호흡신호 값을 대응시켜 치료당일의 종양의 움직임과 호흡신호와의 상관관계를 결정하는 비례계수를 구하면, RPM 신호를 종양의 움직임으로 변환하는 것이 가능하다(Fig. 2). 치료중 호흡신호 데이터는 호흡분석 프로그램에 보내져 분석되며, 종양의 움직임으로 환산하게 된다.

5. 치료중 장기움직임 확인방법의 정확성검정 및 성능 확인

위와 같이 만들어진 치료중 장기움직임 확인방법의 정확성 검정 및 성능 확인은 본원에서 자체 제작한 구동팬텀을 가지고 Fig. 3과 같이 실시하였다.¹⁵⁾

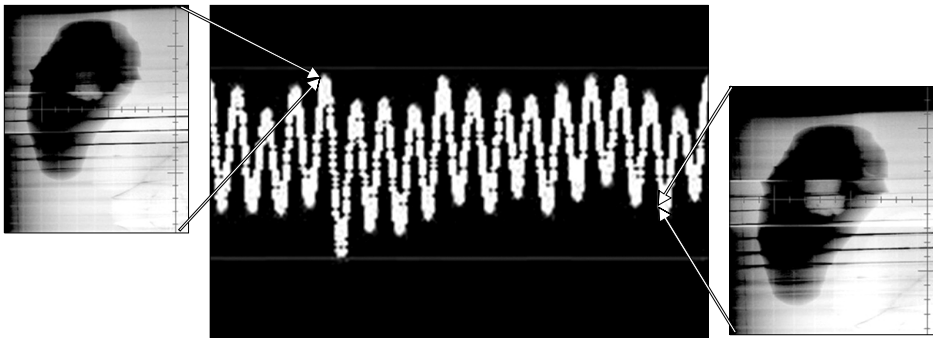


Fig. 2. Gated OBI images acquired at 0% and 50% phases of respiration. These images were used to calculate the scaling factor (Patient 6).

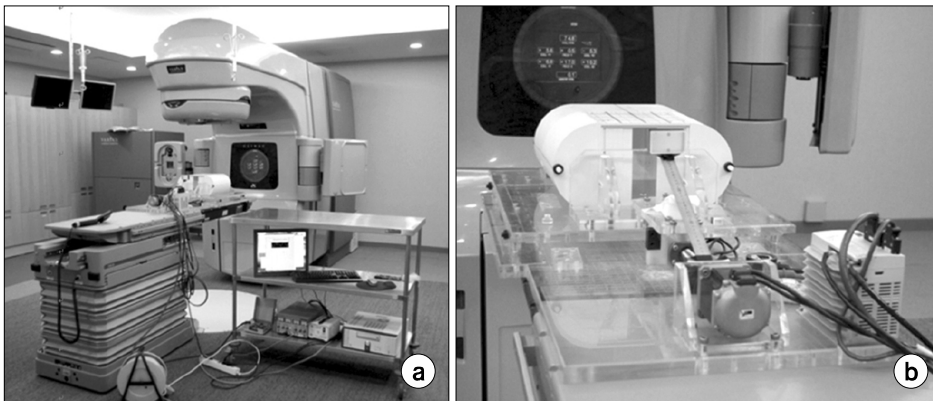


Fig. 3. Experimental setup of the motion phantom for the performance test of respiration analysis procedure. (a) A photo showing experiment set up for QA of gated therapy. (b) Motion phantom controlled by 1 axis motors and in-house Labview program.

팬텀을 2 cm 진폭의 sine 함수형태의 움직임으로 구동하고, 이때 외부적외선반사블록은 표적움직임에 일정한 비율로 작게 움직이도록 위치하고 반사블록의 움직임을 RPM으로 모니터링한다. 0%, 50%의 호흡동조 OBI 영상으로 확정된 변환계수를 RPM에서 획득한 호흡데이터에 적용하여, 실제 구동팬텀에 입력한 자료와 상호 비교하였다.

6. 치료중 장기움직임확인

체부정위방사선치료를 받는 10명의 간암환자를 대상으로 개발한 방법을 적용하여 유용성을 확인하였다. 대상환자들은 모두 3차원 입체조형치료 방법으로 전산화치료계획이 시행되었다. 치료계획을 위한 표적체적은 모든 환자에서 4차원 전산화단층촬영 영상을 이용한 내부표적체적(ITV)을 설정하여 이용하였다. 치료중 RPM 신호를 기록하고 치료전 환자셋업확인시 촬영한 0%, 50% 호흡동조 OBI 영상을 이용하여 종양의 실제 움직임을 측정후 호흡분석 프로그램에 적용하여 치료중 종양의 움직임에 대한 비례계수를 설정하고 장기의 움직임을 분석하였다. 일련의 과정은 Fig. 5에 예시하였다. 각 환자들에 대하여 3회의 방사선치료와 치료시작 전날 시행하는 가치료까지 포함하여

4회의 종양움직임을 분석하였다. 각 회의 치료중 2분 간격으로 0% (peak), 50% (valley)의 평균값과 표준편차, 50% 위상의 이동(drift) 현상을 분석하여 치료중 종양의 움직임을 확인하였다. 호흡동조 방사선치료인 경우에는 동조되는 위상(ex. 40~60%, 30~70%)만을 선택하여 움직임을 분석하였다. 종양움직임의 범위를 분석하고 치료계획시 정한 마진과의 크기를 비교하여 예정된 치료의 적합성을 판단한다.

결 과

1. 치료중 장기움직임 확인방법의 정확성-구동팬텀의 구동 정확성

본 논문에서 개발된 치료중 장기움직임 추적방법의 정확성 확인 전에 구동팬텀이 입력한 자료대로 정확히 재현되는지 성능을 확인하였다. 환자의 호흡신호를 구동팬텀의 움직임으로 재현하고 다시 RPM으로 측정된 신호와 입력한 자료를 비교 분석한 결과를 Fig. 4에 나타내었다. Fig. 4a에서는 약 45초 정도 되는 시간동안 두 신호의 정성적인 분석에서 두 자료가 잘 일치하는 것을 확인할 수 있으며 Fig. 4b에서 보이는 것처럼 두 신호의 차이가 2 mm보다 큰

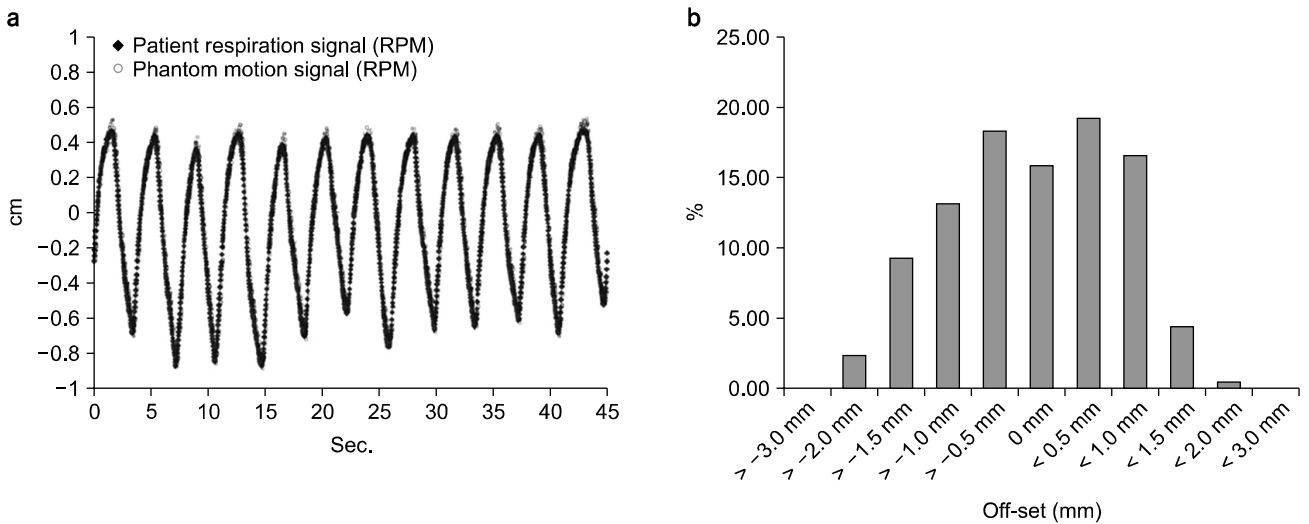


Fig. 4. (a) Comparison of a patient's original breathing signal and simulated RPM signal from a motion phantom, (b) 99.9% of two signals showed good agreement within 2 mm.

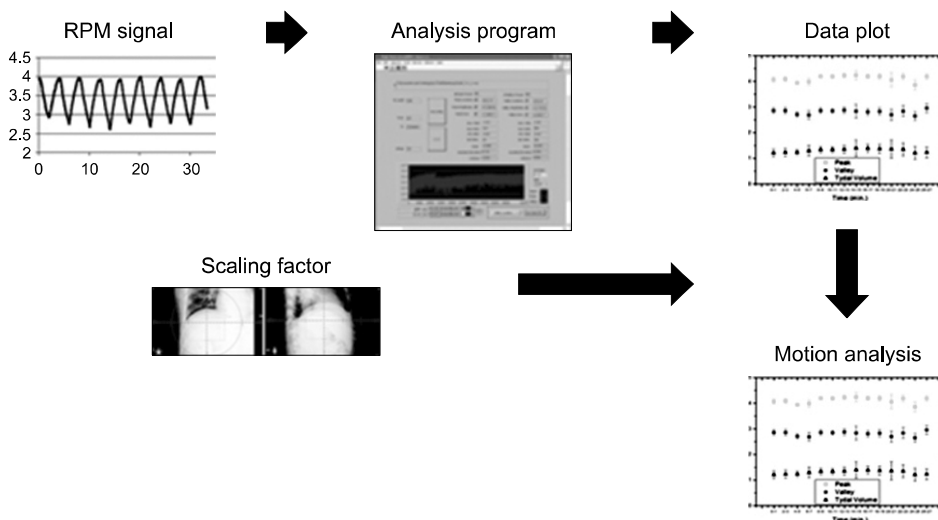


Fig. 5. Schematic diagram of Motion analysis procedure for Liver Stereotactic Body Radiation Therapy.

경우는 0.1%로, 99.9%의 신호가 2 mm 미만의 일치도를 나타내었다.

2. 장기움직임 확인방법의 성능시험

구동팬텀을 일반적인 호흡주기 및 진폭인 4 sec, 2 cm의 sine 함수로 움직이며 0%와 50%의 호흡동조 OBI 영상에서 구한 변환계수를 적용하여 종양의 움직임을 계산하고 분석 결과를 Table 2에 나타내었다. Table 2에서 보는 것과 같이, 입력한 호흡신호의 주기가 4 sec인 것에 반하여, 본 연구방법으로 측정된 평균주기는 4.05 sec로 약 1.3%의 오차를 보였고 구동주기의 표준편차는 3.9%였다. 이 오차는 RPM 시

Table 2. Performance test of organ movement verification method Analysis data (sine wave).

Item	period (sec.)		Movement (cm)			
	Mean	STD	Amplitude	Scaling factor	Move-ment	STD
Input data		4		2	2	0
Result	4.052	0.157	1.055	1.850	1.952	0.01
Error	1.31%		2.4%		0.048	

시스템이 1초에 30 frame의 영상을 촬영하여 분석하므로 나타나는 시간측정의 해상도 때문인 것으로 판단된다.

움직임 거리에 대한 성능시험 결과는 2 cm의 움직임을 입력하였으나 측정된 결과의 평균값은 1.952 cm로 나타나 약 0.048 cm의 오차가 발생했다. 이는 변환계수를 구하는 호흡동조 OBI 시스템의 고유지연시간이 있어 0%와 50%영상측정시 발생하는 시간지연오차 때문인 것으로 생각된다. 측정된 움직임크기의 표준편차는 0.01로써 매우 적은 값을 보였다.

3. 간암 방사선치료 환자의 체부정위방사선치료중 종양의 움직임

10명의 간암환자의 체부정위방사선치료중 종양움직임을 분석한 결과는 Table 3에 정리하였다. 방사선치료 시작 전 날 실시하는 가치료에서 움직임이 매우 불안정했던 1명의 치료는 체부정위방사선치료로 시행하지 않고 취소하여 (Fig. 6a) 표적체적에 대한 치료계획 마진을 조정하고 치료 횟수를 늘려서 일반적인 삼차원 입체조형치료로 전환하였

다. 치료계획에서 주어진 마진내에 움직임의 범위가 들어오는 9명의 환자에게는 예정대로 체부정위방사선치료가 시행되었다. 예정대로 치료가 실시되었던 9명 중 움직임의 표준편차가 평균움직임의 10% 이상으로 좋지 않았던 환자에서는 일정기간 동안 치료를 멈추고 호흡연습을 충분히 시킨 후 다시 치료를 진행시켰으며(Fig. 6b), 이동(drift) 현상이 심했던 환자 6명은 치료를 멈추고 재셋업하고 치료전 확인작업 후 치료가 진행되었다(Fig. 6c). 움직임의 폭이 치료계획시 보다 컸던 1명은 표적의 움직임이 설정한 마진내에 들어오는 호흡위상구간을 설정하여 호흡동조 방사선치료로 전환하여 시행하였다(Fig. 6d). 대부분의 환자들에서 방사선치료를 받기 전 가치료에서 보였던 종양 부위의 움직임주기와 움직임의 크기가 실제 체부정위방사선치료중에도 3 mm 오차 내에서 유지되었고, 표준편차 또한 일정하게 유지됨을 확인할 수 있었다. 이와 같이 치료할 장기 또는 종양 부위의 움직임을 모니터하고 그 자료를 분석하는 것은 체부정위방사선치료가 허용한 오차범위 내에서 치

Table 3. Result of organ movement represented motion mean and standard deviation for liver patient received stereotactic body radiation therapy.

Patient		P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9	P10
mock Tx	0%	3.25	4.79	4.32	0.81	-3.34	0.98	0.43	1.01	-2.02	
	Phase	±0.05	±0.07	±0.04	±0.03	±0.11	±0.46	±0.11	±0.08	±0.06	±0.03
	50%	2.22	3.96	3.22	-0.23	-4.34	0.05	-1.04	-0.09	-3.02	-5.71
	Phase	±0.08	±0.11	±0.05	±0.09	±0.11	±0.75	±0.14	±0.14	±0.08	±0.13
	Tidal	1.03	0.83	1.10	1.04	1.00	0.93	1.47	1.10	1.00	0.62
	Volume	±0.09	±0.13	±0.07	±0.09	±0.16	±0.88	±0.18	±0.16	±0.10	±0.14
1 st Tx	0%	3.21	4.21	4.51	0.56	-3.38		0.57	1.03	-2.20	-4.86
	Phase	±0.04	±0.28	±0.19	±0.03	±0.05		±0.11	±0.15	±0.04	±0.04
	50%	2.22	3.26	3.56	-0.38	-4.32		-0.97	-0.15	-3.41	-5.44
	Phase	±0.06	±0.34	±0.26	±0.04	±0.05		±0.21	±0.18	±0.11	±0.21
	Tidal	0.99	0.95	0.95	0.94	0.94		1.55	1.18	1.20	0.59
	Volume	±0.07	±0.44	±0.32	±0.05	±0.07		±0.24	0±.24	±0.12	±0.22
2 nd Tx	0%	3.18	3.86	4.07	0.83	-4.26		0.88	1.46	-2.07	-5.41
	Phase	±0.02	±0.19	±0.26	±0.03	±0.15		±0.22	±0.07	±0.06	±0.06
	50%	2.22	2.65	2.82	0.01	-5.23		-0.72	0.50	-3.29	-5.99
	Phase	±0.05	±0.17	±0.26	±0.36	±0.10		±0.39	±0.15	±0.30	±0.14
	Tidal	0.96	1.21	1.25	0.82	0.97		1.50	0.96	1.22	0.58
	Volume	±0.05	±0.25	±0.37	±0.36	±0.18		±0.45	±0.16	±0.30	±0.16
3 rd Tx	0%	3.20	4.96	4.89	0.36	-3.68		1.37	1.85	-1.96	-6.01
	Phase	±0.08	±0.09	±0.02	±0.02	±0.05		±0.11	±0.04	±0.07	±0.04
	50%	2.18	3.71	3.55	-0.64	-4.68		-0.26	0.91	-3.27	-6.56
	Phase	±0.12	±0.15	±0.03	±0.02	±0.11		±0.21	±0.14	±0.08	±0.12
	Tidal	1.02	1.25	1.34	1.00	1.00		1.64	0.94	1.30	0.55
	Volume	±0.14	±0.17	±0.04	±0.03	±0.12		±0.23	±0.15	±0.11	±0.13
Correction		Resetup	Resetup	Resetup	Resetup	Cancel	Gated SBRT		Resetup		

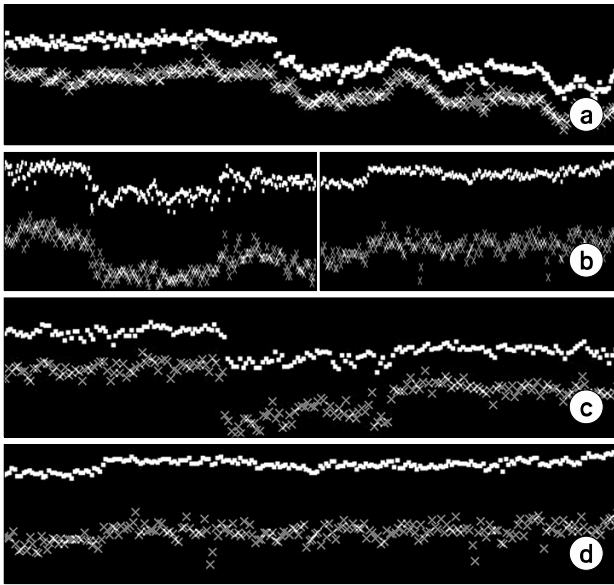


Fig. 6. Real patients' respiration signals. (a) two large drifts and large standard deviations; treatment was changed to conventional fraction after changing margin (b) larger movement than planned. Re-plan. (c) large drift. Patient was repositioned and continued to treat. (d) larger motion than planned. Changed to gated radiation therapy.

료가 정확하게 실시되는지 판단하는 근거로 유용하였다.

결 론

본 연구에서는 체부정위방사선치료 및 호흡동조 방사선치료중 환자의 호흡신호를 이용하여 치료할 장기 및 종양의 움직임을 유추하는 방법을 개발하였고 그 유용성을 확인하였다. 개발한 방법은 호흡동조 방사선치료에서 사용되는 RPM 시스템과 환자셋업을 위해 촬영하는 OBI 영상을 이용하도록 고안되었으며, 호흡동조 방사선치료가 아닌 경우에도 치료중 RPM을 켜놓아 치료중에 종양의 위치가 계획한 영역내에 들어오는지 지속적으로 모니터링이 가능하게 하였다. 개발한 방법의 정확도는 팬텀을 이용한 시뮬레이션측정으로 확인하였으며, RPM 자료를 치료할 장기의 움직임으로 변환하는 방법과 이에 필요한 프로그램을 개발하였다. 또한 이 방법을 이용하여 실제환자의 체부정위방사선치료에 적용하여 방사선치료 전 움직임을 예측해보고 치료의 지속여부를 판단하는 정도관리 방법으로 수립하였다.

팬텀을 사용한 정확성평가에서는 실제움직임과 비교하여 측정주기는 1.3%, 측정된 움직임의 크기는 0.48 mm로 좋은 정확성을 보여주었다. 관측된 오차는 사용한 구동

터의 구동정확도와 scaling factor의 설정시 0%, 50% OBI 영상획득시 존재하는 시간지연 현상으로 인한 것으로 해석되며, Smith and Becker¹⁶⁾의 연구결과에 의하면 OBI 영상획득시의 평균지연시간은 0.1초로 본연구에서 사용한 RPM시스템의 시간적 분해도(time resolution)는 0.033초보다 커 오차의 원인은 OBI 영상획득시 지연시간이 주된 원인이라 판단되며 또한, 본 실험에서의 4초간 약 2 cm 진폭의 sine파 형태의 움직임시에 0.1초간 팬텀이 움직이는 거리(1 mm)보다는 작아 영상 획득 시간지연에 따른 오차인 것으로 생각된다. 따라서 본 연구에서 적용한 방법은 큰 진폭으로 움직이며, 호흡의 주기가 짧은 환자에 대해서는 영상획득지연으로 인한 오차의 정도가 어느 정도는 증가할 것으로 예상된다.

본 연구에서 개발된 시스템을 실제환자의 치료에 적용한 결과로는, 가치료시에 움직임의 큰 편차 때문에 전산화치료계획시스템에서 예상한 선량분포와 매우 다를 것이라 생각되는 1명의 체부정위방사선치료를 통상적 분할조사 방사선치료로 대체하였고, 움직임이 규칙적이지만 치료계획시 참고했던 4차원전산화단층촬영 영상에서 나타난 것보다 컸던 환자의 치료계획은 체부정위방사선치료 방법과 호흡동조 방사선치료를 병행하는 치료방법으로 대체하게 되었다. 실제 체부정위방사선치료 중 대부분의 환자들이 치료장기 및 종양의 움직임의 크기가 치료중에도 치료계획 대비 3 mm 이내의 오차로 유지됨을 확인할 수 있었고, 움직임의 표준편차 또한 일정하게 유지되었다.

이렇게 체부정위방사선치료 및 호흡동조 방사선치료 등 치료시간이 긴 방사선치료의 정도관리를 위해서 위와 같이 치료장기 및 종양의 움직임을 파악하는 절차는 필수적이라 생각하며, 동시에 환자들이 긴 치료시간동안 호흡을 유지하는지 확인하는 절차가 갖추어져야만 한다고 판단된다.

현재 치료중종양의 움직임을 모니터하는 상용화된 시스템은, 사이버나이프와 ExacTrac[®] 등이 있다. 그러나 국내에 치료중장기를 모니터하는 기능을 추가하여 도입된 상기의 치료기는 단 몇기에 불과하며 많은 의료기관에서 OBI와 RPM이 장착된 영상유도 방사선치료용 선형가속기를 사용하여 움직이는 장기에 대한 체부정위방사선치료를 시행하고 있다. 본 연구에서는 OBI와 RPM이 장착된 영상유도 방사선치료기로 치료중 환자의 호흡을 규칙적으로 유도하며 종양의 움직임을 정량적으로 모니터하고 분석하는 시스템을 개발하였다.

현재 RPM을 사용한 호흡동조 방사선치료는, 치료중 획득 가능한 자료가 RPM 시스템에 의존하는데, 이 시스템은

치료중모니터에서 보여지는 호흡신호의 영역이 디스플레이에 최적화하여 중간에 변하는 특성이 있으므로 움직임의 변동과 같은 현상을 판단하기가 쉽지 않다. 본 연구에서 개발된 치료장기 및 종양의 움직임을 판단하는 프로그램 및 절차는 전체적인 정량적인 분석은 매 방사선치료후에 이루어지지만, 치료시작시 얻는 비례계수를 모니터로 관찰하는 RPM 값에 실시간으로 적용하여, 치료중 대략적인 실제 움직임을 환산하여 평가하는 것이 가능하다. 그러나, 보완작업을 통해 실제치료중에 실시간으로 보다 정확하게 정량적인 움직임을 실시간으로 파악하여 치료지속여부를 결정하는 새로운 판단장치가 개발되는 것이 바람직할 것으로 생각된다.

본 연구의 실제 적용은 간암 체부정위방사선치료 환자만을 대상으로 하였다. 간의 움직임 특성상 두미(cranial-caudal) 방향이 주된 움직임 방향이기 때문에 적용이 가능하지만, 폐와 횡장과 같은 흉부 및 복부부위 장기의 방사선치료에서 장기의 움직임을 파악하는 데에는 사용이 제한적이다. 이를 위하여 현재 사용되는 호흡동조 0%, 50% 영상을 이용하여 좌우(lateral) 및 전후(superior-inferior) 방향 또한 파악하여 간 이외의 흉복부부위의 다른 장기에도 사용이 가능할 수 있다고 생각된다. 하지만 다른 방향의 움직임은 두미방향에 비하여 호흡과의 연동성이 상대적으로 작기 때문에 환자호흡의 안정도가 매우 중요할 것이다. 따라서 방사선치료전 충분한 호흡연습 등으로 안정도를 높이는 것이 필요하다.^{3,6,17,18)}

방사선치료기술이 발전함에 따라 암조직에는 보다 고선량을 조사하고, 정상조직에 조사되는 방사선량을 최소화하는 많은 기법들이 연구 개발되고 있다. 특히 최근 양성자나 중이온의 물리적 특성을 이용한 다양한 최신 방사선치료기술들이 도입되고 있는 실정이며,^{19,21)} 기존의 X선과 전자선과는 다르게 방사선의 분포가 더욱 급격히 변하기 때문에 환자호흡이나 움직임에 의한 효과가 훨씬 큰 영향을 미친다. 따라서 본 연구에서 제시한 호흡에 의한 움직임 분석 프로그램 및 절차는 기존의 X-선뿐만 아니라 차세대 방사선치료에 있어서도 더욱 중요성이 커질 것으로 예상된다.

본 연구에서는 체부정위방사선치료에서 치료장기 및 종양의 움직임을 파악하여 움직임만을 관리하는 정도관리 방법을 제안하였다. 또 다른 추가가능한 방법으로 전일 치료의 오차를 다음날 치료과정에 반영하는 방법들이 제안되고 있다.^{22,23)} 하지만 한번에 많은 선량이 전달되는 체부정위방사선치료의 특성상, 움직임의 오차를 파악하여 다음날 치료 시 보정하는 것은 2차적인 일이다. 또한 주변위험장기

에 계획된 선량보다 높은 선량이 조사될 가능성이 존재하기 때문에 일차적으로 체부정위방사선치료 중 최대한 최초의 방사선 치료계획과 유사하게 실제 치료를 시행하는 것이 중요하다.

본 연구에서는 10명의 간암환자에 대하여 치료장기 및 종양의 움직임을 파악하는 절차를 수립하고 이를 실제 치료에 적용하였다. 이를 통해 치료방법 및 치료계획에서의 마진을 바꾸어야 하는 정량적인 기준을 세울 수는 없었지만, 더 많은 환자를 대상으로 데이터가 추가됨에 따라 본 기관의 고유한 치료방법에서 발생하는 움직임 오차 정도에 따른 구체적인 실행 기준을 세워나갈 예정이다.

참 고 문 헌

1. Park HC, Cho BC, Kim SS, Oh DH, Bae H: Clinical considerations for respiration synchronized high-precision radiotherapy. *Korean J Med Physics Supple* 1:16-21 (2005)
2. Timmerman RD: An Overview of Hypofractionation and introduction to this issue of Seminars in radiation oncology. *Seminars in Radiation Oncology* 18:215-222 (2008)
3. Keall PJ, Mageras GS, Balter JM, et al: The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM TG 76. *Med Phys* 33:3874-3900 (2006)
4. Benedict SH, Yenice KM, Folliswill David, et al: Stereotactic Body radiation therapy: The report of AAPM TG101. *Med.Phys* 37:4078-4101 (2010)
5. Pan T, Lee TY, Rietzel E, Chen GTY: 4D-CT imaging of a volume influenced by respiratory motion on multi-slice CT. *Med Phys* 31:333-340 (2004)
6. Videtic GM, Parker W, Singh AK, et al: A randomized phase II study comparing 2 stereotactoc body radiation therapy (SBRT) schedules for medically inoperable patients with stage I peripheral Non-Small cell lung cancer, RTOG 0915
7. Gierga DP, Brewer J, Shap GC: The correlation between internal markers for abdominal tumors: implications for respiratory gating. *Int J Radiat Oncol Biol Physics* 61:1551-1558 (2005)
8. Alejandra MR, Roel TJ, Wouter W, et al: Stereotactic Body Radiation Therapy for liver tumors: Impact of daily setup corrections and day-to-day anatomical variation on dose in target and organ and risk. *Int J Radiat Oncol Biol Physics* 72:1-8 (2009)
9. Gierga DP, Brewer J, Shap GC: The correlation between internal markers for abdominal tumors: implications for respiratory gating. *Int J Radiat Oncol Biol Physics* 61:1551-1558 (2005)
10. Ali I, Lovelock D, Kang H, et al: Extraction of internal and external marker 3D-motion in liver patients with compression belt using kV cone-beam radiographic projections. *Med Phys* 34:2392 (2007)
11. Li XA, Keall PJ, Orton CG: Point/counterpoint. Respiratory-gating for radiation therapy is not ready for prime time. *Med Phys* 34:867-870 (2007)

12. Venkat RB, Keall P, Sawant A, George R: Respiratory training using audio visual bio-feedback. *Med Phys* 34:2370 (2007)
13. Song JY, Nah BS, Jung WK, Ahn SJ, Nam TK, Yun MS: Development of error analysis program for phase-based respiratory gating radiation therapy. *Korean J Med Physics* 17:136-143 (2006)
14. Shin EH, Park HC, Han YI, et al: efficacy of a respiration training system on the regularity of breathing. *Korean J of Med Phys* 26:181-188 (2008)
15. Kim JS, Shin EH, Shin JS, et al: The clinical implementation of 2D dose distribution QA system for patient specific respiration gated radiotherapy. *Korean J of Med Phys* 21: 127-136 (2010)
16. Smith W, Becker N: Time delays and margins in gated radiotherapy. *J Appl Clin Med Phys* 10:140-154 (2009)
17. Gierga DP, Brewer J, Shap GC: The correlation between internal markers for abdominal tumors: implications for respiratory gating. *Int J Radiat Oncol Biol Physics* 61:1551-1558 (2005)
18. Lim S, Park S, Ahn SD, et al: Guiding curve based on the normal breathing as monitored by thermocouple for regular breathing. *Med Phys* 34:4514-4518 (2007)
19. Kang Y, Zhang X, Chang JY, et al: 4D Proton treatment-planning strategy for mobile lung tumors. *Int J Radiat Oncol BiolPhys* 67:906-914 (2007)
20. Lu HM, Brett R, Sharp G, et al: A respiratory-gated treatment-system for proton therapy. *Med Phys* 34:3273-3278 (2007)
21. Paganetti H, Jiang H, Trofimov A: 4D Monte Carlo simulation of proton beam scanning: modelling of variations in time- and space to study the interplay between scanning pattern and time-dependent patient geometry. *Phys Med Biol* 50:983-990 (2005)
22. Mendez Romero A, Zinkstok RT, Wunderink W, et al: Stereotactic body radiation therapy for liver tumors: impact of daily setup corrections and day-to-day anatomic variations on dose in target and organs at risk. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 75:1201-1208 (2009)
23. Holmes TW, Hudes R, Dziuba S, et al: Stereotactic image-guided intensity modulated radiotherapy using the HI-ART II helical tomotherapy system. *Med Dosim* 33:135-148 (2008)

Development of Movement Analysis Program and its Feasibility Test in Stereotactic Body Radiation Therapy

Eunhyuk Shin^{*†}, Youngyih Han^{*}, Hee-Chul Park^{*}, Jin Sung Kim^{*}, Jung Suk Shin^{*}, Sang Gyu Ju^{*}, Jihea Lee^{*}, JongHo Ahn^{*}, Jaiki Lee[†], Doo Ho Choi^{*}

^{*}Department of Radiation Oncology, Samsung Medical Center,
Sungkyunkwan University School of Medicine, Seoul,

[†]Department of Nuclear Engineering, Hanyang University, Seoul, 133-791, Korea

Respiratory gated radiation therapy and stereotactic body radiation therapy require identical tumor motions during each treatment with the motion detected in treatment planning CT. Therefore, this study developed a tumor motion monitoring and analysis system during the treatments employing RPM data, gated setup OBI images and a data analysis software. A respiratory training and guiding program which improves the regularity of breathing was used to patients. The breathing signal was obtained by RPM and the recorded data in the 4D console was read after treatment. The setup OBI images obtained gated at 0% and 50% of breathing phases were used to detect the tumor motion range in cranio-caudal direction. By matching the RPM data recorded at the OBI imaging time, a factor which converts the RPM motion to the tumor motion was computed. RPM data was entered to the institute developed data analysis software and the maximum, minimum, average of the breathing motion as well as the standard deviation of motion amplitude and period was computed. The computed result is exported in an excel file. The conversion factor was applied to the analyzed data to estimate the tumor motion. The accuracy of the developed method was tested by using a moving phantom, and the efficacy was evaluated for 10 stereotactic body radiation therapy patients. For the sine wave motion of the phantom with 4 sec of period and 2 cm of peak-to-peak amplitude, the measurement was slightly larger (4.052 sec) and the amplitude was smaller (1.952 cm). For patient treatment, one patient was evaluated not to qualified to SBRT due to the usability of the breathing, and in one patient case, the treatment was changed to respiratory gated treatment due the larger motion range of the tumor than treatment planed motion. The developed method and data analysis program was useful to estimate the tumor motion during treatment.

Key Words: Stereotactic radiation therapy, Respiratory gated radiation therapy, Tumor motion during radiation therapy