

비동일면 치료 시 자체 제작한 Kw-infrared Reflective Marker의 유용성 평가

성균관대학교 의과대학 삼성서울병원 방사선종양학과

권동열 · 안중호 · 박영환 · 송기원

목 적: 종양의 움직임을 고려하여 치료할 수 있는 RPM (Real time Position Management, Varian, USA) system을 사용하여 호흡을 고려한 방사선치료 시행 시, 제조사에서 제공하는 적외선 반사체는 일정각도 이상 couch가 회전할 경우 호흡신호 획득이 불가능하다. 이런 단점을 개선하고자 본 저자는 어느 각도에서나 호흡신호를 얻을 수 있는 3차원 적외선 반사체(3D infrared reflective marker)를 자체 개발하여 Kw-반사체라 명하고 그 유용성을 평가 하고자 한다.

대상 및 방법: 호흡신호의 안정성을 측정하기 위해 호흡운동을 재현 할 수 있는 3차원 구동팬텀(3D moving phantom) 위에 3가지 조건(A: couch 0도, 제조사의 반사체 B: couch 0도, Kw-반사체 C: couch 90도, Kw-반사체)의 적외선 반사체를 올려놓고 각각 3분 동안 호흡신호를 획득 하였다. 획득한 호흡신호는 호흡분석 프로그램(Labview ver 7.0)을 통해 최고값(peak value), 최저값(valley value), 표준편차(standard deviation), 변동값(variation value), 진폭값(amplitude value)을 획득하였다. 타겟의 회전 오차와 타겟의 이동범위를 알아보기 위해 3차원 구동팬텀 위에 B.B팬텀을 올려놓고 온-보드 영상장치(OBI)로 couch 0도와 90도 이미지를 획득한 후 B.B팬텀 중심에 위치한 ball bearing의 X, Y, Z값(mm)을 획득하였다.

결 과: 호흡신호를 분석한 결과 최고점에서 표준편차가 A: 0.002 B: 0.002 C: 0.003이고 진폭에 대한 호흡의 안정성은 A: 0.15% B: 0.14% C: 0.13%로 Kw반사체는 안정적으로 호흡신호를 얻을 수 있었다. couch 90도 회전 시 타겟인 ball bearing의 평균 회전오차는 X: -1.25 mm Y: -0.45 mm Z: +0.1 mm로 모든 방향에서 평균 1.3 mm 이내이고 타겟의 이동범위 차이도 평균 0.3 mm 이내였다.

결 론: couch가 회전하는 비동일면(Non-coplanar) 치료 시 Kw-반사체로 호흡신호를 얻은 결과 Kw-반사체는 안정적인 호흡신호를 획득할 수 있었고 제조사의 적외선반사체를 대체하기에 충분했다. 타겟의 회전오차와 이동범위 차이가 거의 없어 couch 회전 시 반사체 움직임의 변위가 호흡신호의 scale 및 진폭을 변화시킨 원인임을 알 수 있었다. 향후 couch angle값에 따른 진폭 높이의 변환 값을 연구해 적용한다면 비동일면에 대한 위상기반 gating 치료도 가능 할 것으로 사료된다.

핵심용어: 호흡신호, 적외선반사체, 비동일면

서 론

방사선 치료의 목표는 종양조직에 최대한의 선량과 정상 조직에 최소한의 선량을 주는 것으로 이 목표를 달성하기 위해 3차원입체조형방사선치료(3-dimensional conformal radiotherapy, 3DCRT), 세기조절방사선치료(intensity modulated radiotherapy, IMRT), 영상유도방사선치료(image guided radiotherapy, IGRT), 호흡조절방사선치료(respiration gated radiotherapy, RGRT)에 이르기까지 방사선치료기술은 계속 발전해 가고 있다. 방사선치료 시 호흡으로 인한 종양 움직임이 큰 복부나 흉부를 방사선 투시영상으로 확인해 보면 횡격막의 움직임이 10 mm에서 30 mm정도 움직여¹⁻³⁾ PTV

(planning target volume)를 크게 만든다. 이런 움직임으로 인한 PTV 크기를 줄이기 위해 호흡고려 방사선치료가 부각되고 있는데 치료기술⁴⁻⁹⁾은 크게 두 가지 방법으로 나뉘 수 있다. 첫 번째 방법은 호흡통제치료방법으로 깊은 숨을 들이마시고 숨을 참는 방법인 DIBH (deep inspiration breath - hold)¹⁰⁾와 능동적 호흡 조절을 하는 ABC (active breathing controller)법이¹¹⁾ 여기에 속하는데 이런 치료는 전신상태가 좋지 않으면 치료가 어렵기 때문에 잘 사용하지 않는다. 두 번째 방법인 호흡동기치료방법은 Gating치료법이 임상에서 많이 적용되고 있다.¹²⁻¹⁵⁾ Gating치료는 미국의 Varian사가 개발한 RPM (real-time position management) system을 많이 사용하는데 환자의 복부에 적외선 반사체(infrared reflective marker)를 올려놓고 CCD (charge coupled device)카메라로 반사체의 움직임을 추적하여 종양의 움직임을 분석해 안정된 특정 주기에만 방사선을 조사 하는 것이다. 하지만 제조

이 논문은 2009년 11월 19일 접수하여 2010년 1월 20일 채택되었음.
책임저자 : 권동열, 삼성서울병원 방사선종양학과
Tel: 02)3410-2593, Fax: 02)3410-2599
E-mail: dy82.kwon@samsung.com

사에서 제공하는 적외선 반사체는 일정각도 이상으로 couch가 회전할 경우 CCD카메라에서 호흡신호 획득이 불가능하다. 이런 단점을 개선하고자 본 저자는 어느 각도에서나 호흡신호를 얻을 수 있는 3차원 적외선 반사체(3D Infrared reflective marker)를 자체 제작하여 Kw-반사체(Kw-Infrared reflective marker)라 명하고 호흡시 반사체의 안정성 및 couch회전 시 호흡에 대한 타겟의 움직임을 평가 하고자 한다.

대상 및 방법

1. 사용된 도구 및 장비

호흡신호의 안정성 측정을 위해 제조사에서 제공하는 적외선반사체(Fig. 1A)에 정면과 측면 부분을 없애고 플라스틱 원형 ball에 반사스티커를 감싼 후 두 ball을 간격을 3 cm 유지 시켜 couch가 회전하더라도 모든 방향에서 연속적인 호흡신호 획득이 가능하도록 3차원 적외선반사체(3D infrared reflective marker)를 자체 개발하여 이를 Kw-반사체(Fig. 1B)라 명하였다. 환자의 호흡운동 재현에는 SI (superior inferior)방향으로 15 mm, AP (anterior posterior)방향 13 mm, RL (right left)방향 3 mm 이동하는 변형된 3차원 구동팬텀(modified 3D moving phantom)을 사용하였다(Fig. 2). 호흡

조절 감시 장치에는 RPM (real-time position management, V.1.7) system을 이용하여 Illuminator ring (Fig. 1C)에서 적외선을 방출하면 환자 복부 위에 적외선 반사체가 호흡 시 피부의 움직임을 따라 움직이면서 적외선을 반사시키고 CCD (charge coupled device)카메라(Fig. 1C)가 영상을 얻어 호흡신호(Fig. 1D)를 획득한다.

타겟의 회전오차 측정에는 외부에 십자선이 새겨져 있고 내부 중심에 지름 2 mm의 ball bearing이 들어있는 회전중심

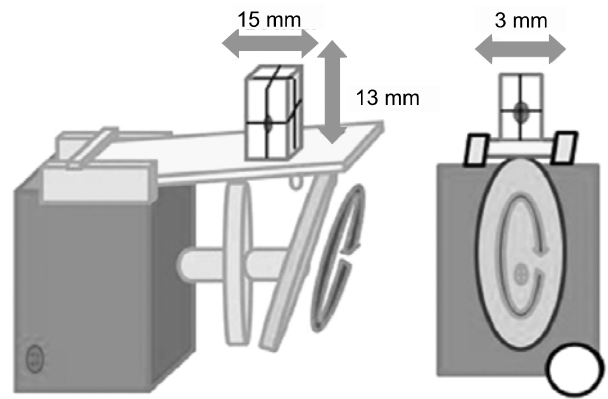


Fig. 2. Illustration of 3D moving phantom of the simulation of respiratory movement.

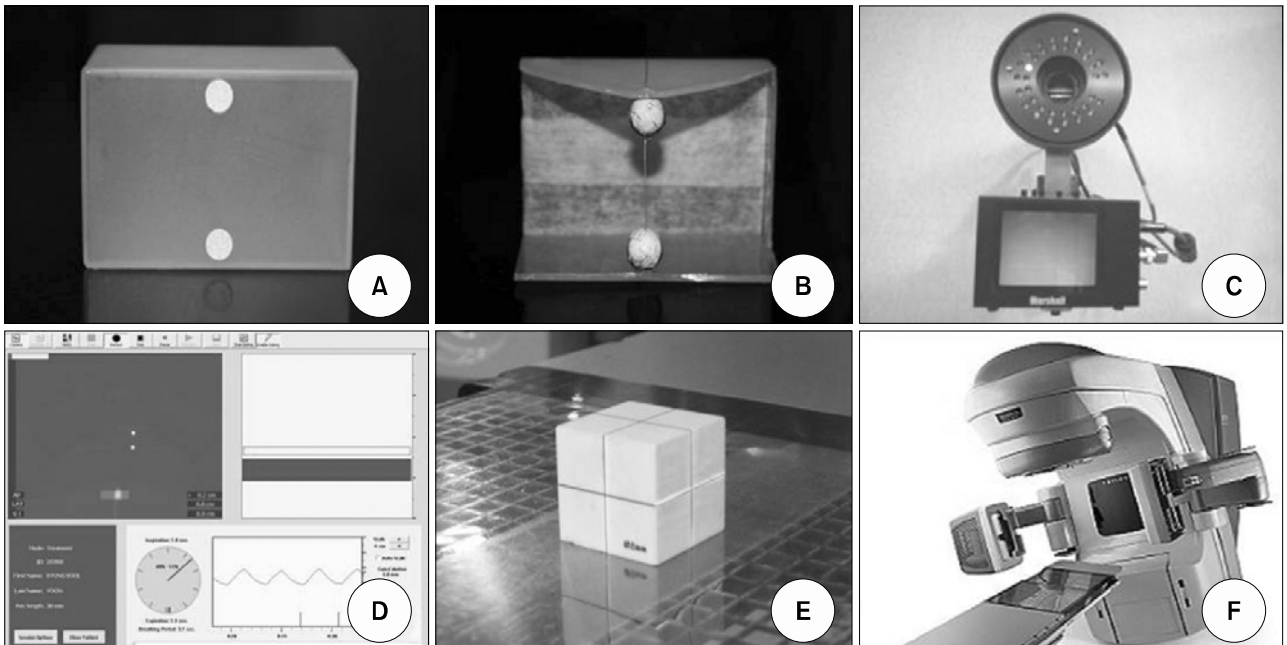


Fig. 1. Photo of respiration system. (A) The manufacturer's infrared reflective marker. (B) Kw-Infrared reflective marker. (C) Illuminator ring and CCD camera. (D) Respiratory motion monitoring system. (E) Ball bearing phantom (2 mm). (F) Clinac ix with OBI system.

점 확인용 정육면체 도구(isocenter cube tool, ICT)인 B.B (ball bearing) 팬텀(Fig. 1E)을 사용하였다. 또한 선형가속기 (CLINAC iX, Varian, USA)(Fig. 1F) 및 gantry와 수직으로 부착된 온-보드영상장치(On-Board Imager, OBI)를 통해 방사선촬영영상(radiographic)을 얻을 수 있었다.

2. 호흡시 반사체의 안정성 측정

적외선 반사체의 조건에 따른 호흡신호의 안정성을 비교하기 위해 3차원구동팬텀(3D moving phantom)의 속도를 일정한 호흡주기인 3.8초로 맞추고 3가지 조건의 적외선 반사체 (A: couch 0도, 제조사의 적외선반사체 B: couch 0도, Kw-반사체 C: couch 90도, Kw-반사체)를 3차원 구동팬텀 위에 올려놓고 3분씩 호흡신호를 획득하였다(Fig. 3). 획득한 호흡신호 data는 본원에서 자체 coding한 호흡신호 분석 프로그램 (Labview 7.0)을 통해 호흡신호의 최고값(peak value), 최저값(valley value), 표준편차(standard deviation), 변동값(varia-

tion value), 진폭값(amplitude value)을 얻어 호흡신호에 따른 반사체의 안정성을 분석하였다(Fig. 4).

3. 타겟의 움직임 측정

Kw-반사체를 올려놓고 couch를 0도에서 90도로 회전하면 RPM 모니터 상 호흡신호의 scale이 변하고 진폭이 약 1.3배 커짐을 볼 수 있다(Fig. 5A). 일반적으로 scale 및 진폭의 변화는 종양위치에 변위를 의미하기 때문에 couch 회전으로 인한 scale 및 진폭의 변화도 종양위치에 영향을 미치는지 알아 보는 절차는 다음과 같다.

1) 3차원 구동팬텀(3D moving phantom) 위에 B.B팬텀을 올려놓고 B.B팬텀 외부의 십자선은 레이저에 맞춘 후 맨 앞에는 Kw-반사체는 올려놓았다(Fig. 3).

2) 호흡주기를 3.3초가 되도록 3차원 구동팬텀의 속도를 맞추고 couch 0도, gantry 90도(kv-source 0도, Fig. 6A)에서

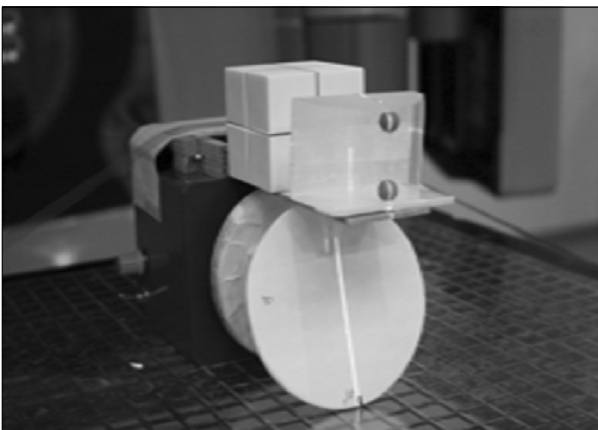


Fig. 3. The B.B phantom on 3D moving phantom, the center of B.B phantom was matched to room laser.

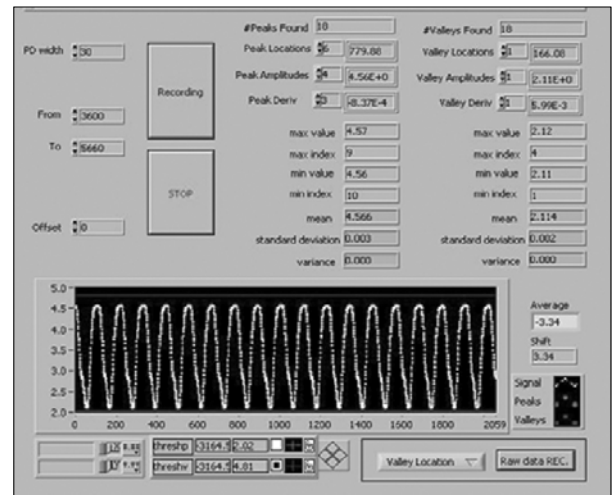


Fig. 4. A snapshot of home made respiration analysis program.

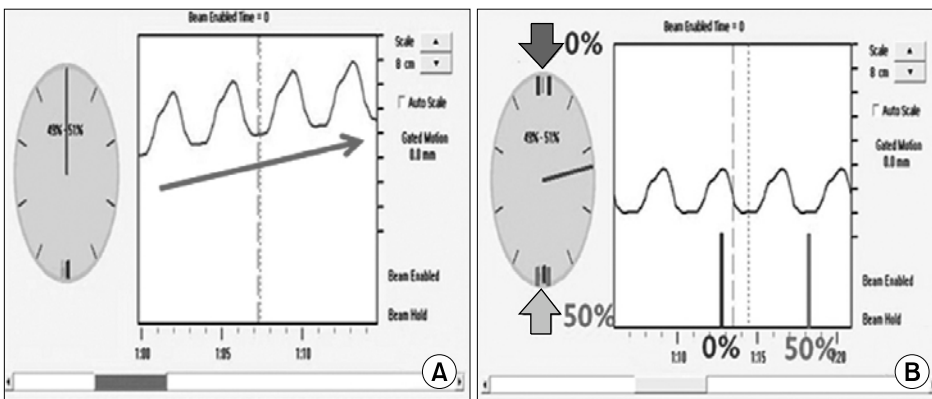


Fig. 5. The RPM-based respiratory motion monitoring system. (A) Schematic diagrams increase regularly. (B) A point of beam exposure (0% phase spot, 50% phase spot).

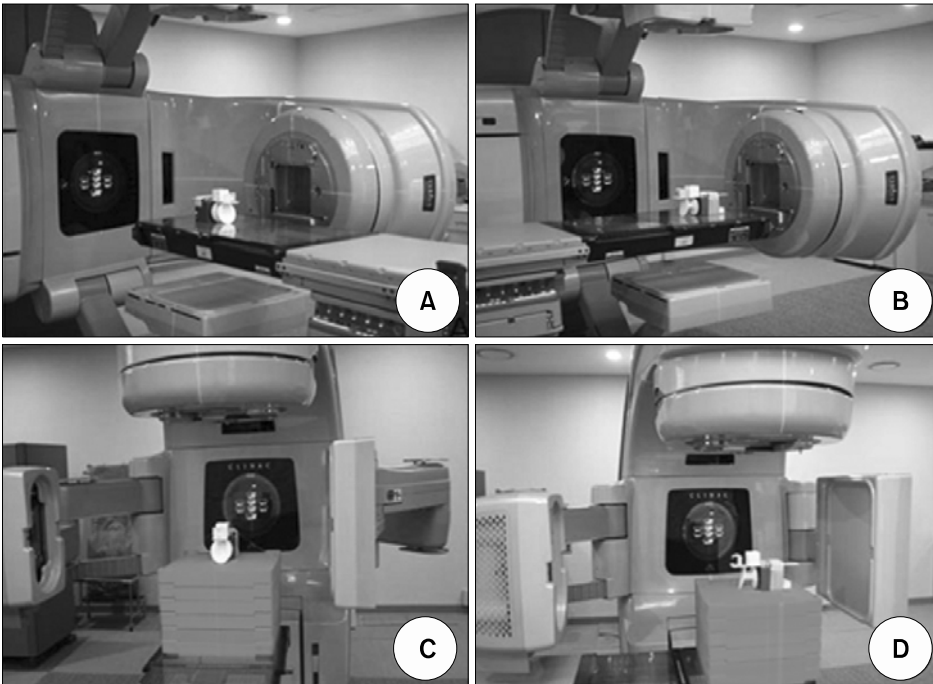


Fig. 6. Image acquisition process. (A) KV-source angle: 0°, couch angle: 0°. (B) KV-source angle: 0°, couch angle: 90°. (C) KV-source angle: 270°, couch angle: 0°. (D) KV-source angle: 270°, couch angle: 90°.

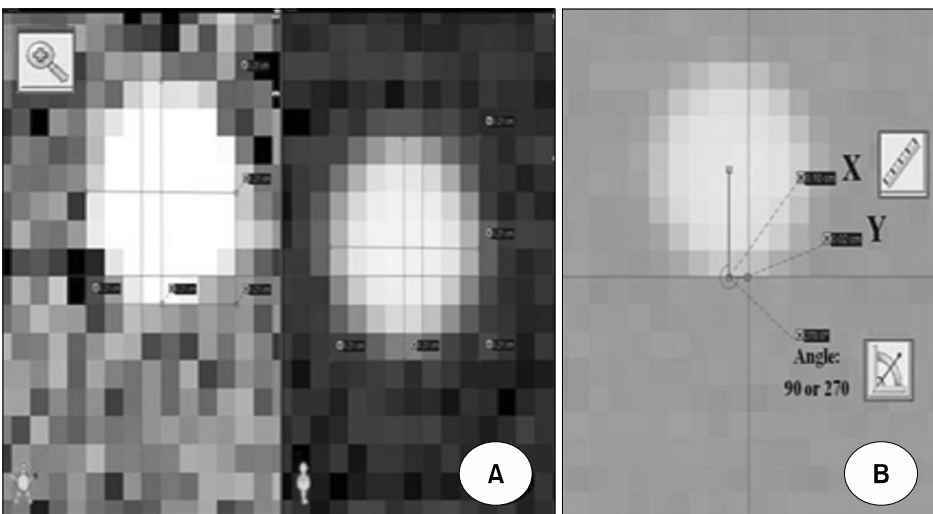


Fig. 7. Ball bearing image verification. (A) Magnifying the center of ball bearing (2 mm). (B) Measurement at measure angle on 90° or 270° and scaling distance (X and Y direction) between the centers of ball and cross hair.

온-보드영상장치(OBI)를 이용해 0%, 50% phase spot (Fig. 5B) 촬영을 하여 타겟인 ball bearing의 X, Y축 이미지를 얻었다. 이때 50% phase 촬영이란 위상을 기반으로 beam이 나가는 구간을 Fig. 5B처럼 49~51%에 gating 구간을 설정하여 hand나 foot 스위치를 누르고 있으면 50% phase구간에서 beam이 나가 최대 호기 이미지를 얻는 것을 말한다. 같은 방법으로 0% phase 촬영 하면 최대 흡기 이미지를 얻을 수 있다.

3) 2)조건에서 couch만 90도(Fig. 6B) 회전하여 0%, 50% phase 촬영을 실시하여 X, Y축 이미지를 획득하였다.

4) 호흡주기를 4.1초로 바꿔서 1), 2), 3)을 순서대로 반복하여 이미지를 획득하였다.

5) Z방향으로 ball bearing 움직임을 알기 위해 KV-source를 270도에 위치시키면 couch가 회전하면서 온-보드영상장치와 충돌이 일어나기 때문에 kneefix (Sinmed, Netherland)를 여섯 장 쌓아서 couch의 높이 낮춰 온-보드영상장치와의 충돌을 방지(Fig. 6D)했고 이때 수평계(Hardy SB230 Magnet, Korea)를 이용해 Kneefix의 X축과 Y축 수평을 확인했다.

6) Z방향으로 ball bearing 움직임을 알기 위해 1), 5)의 상

황에서 호흡주기를 3.3초가 되도록 3차원 구동팬텀의 속도를 맞추고 couch 0도, gantry 0도(kv-source 270도, Fig. 6C)에서 온-보드영상장치를 이용해 0%, 50% phase촬영을 하여 Y, Z 축 이미지를 획득하였다.

7) 6)조건에서 couch만 90도(Fig. 6D) 회전하여 온-보드영상장치를 이용해 0%, 50% phase 촬영을 실시하여 X, Z축 이미지를 획득하였다.

8) 호흡주기 4.1초로 바뀌서 1), 5), 6), 7)을 순서대로 반복하여 이미지를 획득하였다.

9) 촬영을 통해 획득한 B.B팬텀 안에 ball bearing (2 mm) 이미지의 이동값을 분석해 보면 OBI verification상태에서 Tool bar에 있는 Zoom in 기능을 이용해 Fig. 7A처럼 ball을 최대로 확대한 후 2 mm의 ball bearing이 가지는 pixel수를 계산하여 중심점을 찾고 Measure angle 기능을 이용해 ball bearing 중심점과 좌표계의 중심(isocenter)을 직교(90도, 270

도)하게 만들어 X, Y, Z의 이동거리를 Measure distance 기능을 이용해 측정하였다(Fig. 7B).

결 과

1. 호흡시 반사체의 안정성 분석

Table 1은 3가지 조건에서 적외선 반사체의 최고값(peak value), 최저값(valley value), 표준편차(standard deviation), 변동값(variation value), 진폭값(amplitude value)을 나타낸 것이다. A, B, C조건의 호흡신호를 분석한 결과 couch가 90도 회전한 C에서 평균 scale은 약 4정도 변했고 평균 진폭(A: 1.81, B: 1.95, C: 2.45)도 약 1.3배 정도 진폭이 커졌지만(Fig. 5A) 최고값(peak value)에서 표준편차(A: 0.0027 B: 0.0028 C: 0.0032) 및 최저값(valley value)에서 표준편차(A: 0.0029 B: 0.0043 C: 0.0023)로 A, B, C 적외선 반사체 모두 표준편차가 매우 작았다. 또한 최고값(peak value)에서 진폭에 대비 표준편차의 백분율을 통해 구동팬텀의 호흡신호의 안정성 평가한 결과 A: 0.15%, B: 0.14% C: 0.13%이고 최저값(valley value)에서 A: 0.16%, B: 0.22% C: 0.09%로 Kw반사체(B, C)는 제조사의 반사체(A)만큼 안정적으로 호흡신호를 획득함을 알 수 있었다. 즉 구동팬텀의 움직임이 일정함을 가정할 때 couch가 90도 회전한 C조건에서 systematic error가 더 적었다.

2. 이미지를 통한 타겟의 움직임 분석

Table 2는 호흡신호 모니터 상의 scale 높이 및 진폭 변화가 타겟에 이동에 영향을 주는지 알아보기 위해 4가지 상황

Table 1. RPM signal analysis in the three states

Three states	A	B	C
Peak SD	0.002717	0.002844	0.003226
Valley SD	0.002989	0.004350	0.002347
Peak variance	0.000007	0.000008	0.000010
Valley variance	0.000009	0.000019	0.000006
Peak mean	7.862571	8.089361	4.565723
Valley mean	6.539390	6.142703	2.113950
Mean amplitude	1.808632	1.946658	2.451773

A: The manufacturer's marker, couch 0°, B: Kw-marker, couch 0°, C: Kw-marker, couch 90°.

Table 2. The value of coordinates of ball bearing (mm unit)

Different situations	Ball coordinates					
	Lat (X)		Lng (Y)		Vrt (Z)	
	Couch angle					
	0	90	0	90	0	90
I 0% spot	+0.1	-1.2	-14.6	-15.1	-	-
	-0.4	-1.6	+0.2	-0.3	-	-
II 0% spot	+0.3	-1.1	-14.4	-14.9	-	-
	-0.4	-1.5	+0.1	-0.2	-	-
III 0% spot	-	-0.8	-14.4	-	+12.4	+12.3
	-	-1	-0.5	-	-0.2	-0.2
IV 0% spot	-	-0.4	-13.6	-	+11.8	+12.4
	-	-1.1	-0.3	-	-0.1	-0.2

I: breathing period: 3.3 sec, KV source position: 0°, II: breathing period: 4.1 sec, KV source position: 0°, III: breathing period: 3.3 sec, KV source position: 270°, IV: breathing period: 4.1 sec, KV source position: 270°.

Table 3. Rotation error of ball bearing when the couch rotates 90° depend on each situations (mm unit)

Different situations	Ball bearing rotation error		
	Lat (X)	Lng (Y)	Vrt (Z)
I 0% spot	-1.3	-0.5	-
	50% spot	-1.2	-0.5
II 0% spot	-1.4	-0.5	-
	50% spot	-1.1	-0.3
III 0% spot	-	-	-0.1
	50% spot	-	0
IV 0% spot	-	-	+0.6
	50% spot	-	-0.1
Total average	-1.25	-0.45	+0.1

Abbreviations as in Table 2.

과 0%, 50% phase 촬영조건에서 couch각도에 따른 타겟인 ball bearing의 X, Y, Z의 이동 좌표 값을 얻었다(Table 2).

이를 통해 couch 90도 회전 시 scale 변화가 타겟의 회전오차에 영향을 주는지 Table 3에 나타난 것이다. 평균 회전오차를 보면 X: -1.25 mm, Y: -0.45 mm, Z: +0.1 mm으로 X 방향으로 회전오차만 1 mm 이상이고 Y, Z방향으로 회전오차는 0.5 mm 이하이며 3방향 모두 평균 1.3 mm 이하의 회전오차를 가졌다.

Table 4는 couch 90도 회전 시 진폭이 약 1.3배 커지는 현상이 타겟의 이동범위(movement range)에 영향을 주는지 온-보드영상장치(OBI)를 이용해 최대호기와 최대흡기를 촬영한 결과 couch 0도일 때 이동범위와 couch 90도일 때 이동범위(movement range)가 모든 방향에서 비슷한 것을 알 수 있었다.

고안 및 결론

RPM system을 이용한 호흡조절 방사선 치료는 종양의 움직임을 고려 할 수 있어 PTV (planning target volume)를 줄이고 정상조직을 보호할 수 있는 치료법으로 많은 병원에서 사용되고 있다. 그러나 비동일면(Non-coplanar)치료 시 제조사의 적외선반사체는 couch와 함께 회전하므로 CCD카메라가 반사체를 인식할 수 없어 호흡신호를 획득 할 수 없다. 만약 제조사의 반사체를 사용해 비동일면에 대한 호흡신호를 얻으려면 치료방사선사가 couch회전 시 마다 치료실 안에 들어가 반사체의 위치를 CCD카메라 쪽으로 바꾸어 주어야 하며 끊어진 호흡이 안정되기를 기다려야 한다. 또한 반사체를 놓는 위치가 매일 달라 호흡신호의 재현성이 떨어진다. 하지

Table 4. A range of movement between maximum inspiratory and expiratory (mm unit)

Different situations	Ball bearing movement range					
	Lat (X)		Lng (Y)		Vrt (Z)	
	Couch angle					
	0	90	0	90	0	90
I	0.5	0.4	14.8	14.8	-	-
II	0.7	0.4	14.5	14.7	-	-
III	-	-	-	-	12.6	12.5
IV	-	-	-	-	11.9	12.6

Abbreviations as in Table 2.

만 자체 개발한 Kw-반사체는 ball 타입이기 때문에 couch가 회전하는 모든 각도에서 호흡신호를 연속적으로 획득할 수 있다. 또한 Kw-반사체는 최고값(peak value)과 최저값(valley value)의 표준편차가 작고 진폭에 대한 호흡의 안정성도 좋아 제조사의 반사체를 대체하기에 충분하다. 그러므로 Kw-반사체를 이용하면 3차원 입체조형 치료 시 연속적인 호흡신호 얻을 수 있고 치료 중 장기의 움직임을 실시간 파악하여 보다 정확한 치료를 할 수 있을 것으로 사료된다.

Couch회전 시 RPM모니터상의 scale높이 및 진폭의 변화는 타겟의 회전오차와 타겟의 이동범위를 알아본 결과 차이가 없으며 couch회전으로 인한 연속적 호흡신호 획득과 반사체의 움직임 범위가 scale 및 진폭을 변화시킨 원인일 가능성이 크다.

결론적으로 Kw-반사체 사용하여 couch 회전 시 호흡신호를 얻으면 모니터 상에 scale 및 진폭은 변하지만 종양의 움직임은 거의 변화가 없었고 이를 통해 호흡주기를 시간백분율로 나타내는 위상기반 치료 시 gating치료가 가능할 것으로 사료된다. 하지만 위상기반 gating치료를 위해서는 호흡주기와 치료 중 호흡량이 일정하게 유지되어야 한다. 그러므로 본 저자는 couch 회전에 따른 호흡량을 일정하게 유지시키고 couch angle에 따른 진폭 높이의 변환 값을 알기 위한 연구를 진행 하고 있다.

본 논문에서 고려할 점은 Z축의 이동값을 비교 시 온-보드 영상장치(OBI)의 위치적 제약 때문에 XZ와 YZ를 비교하여 Z값을 평가하였다. 이로 인해 최대호기의 촬영시 XZ이미지가 YZ이미지보다 15 mm 정도 앞에 촬영되었다. 하지만 촬영된 이미지를 비교하면 ball bearing의 픽셀수가 64개로 같고 확대율도 2% 미만이어서 측정값에 큰 영향을 주지는 않았다. 또한 타겟의 회전오차가 Y, Z방향보다 X방향으로 크게 나타났는데 이것은 couch회전 시 isocenter의 변화로 sys-

tematic error가 발생했을 가능성이 크다.¹⁶⁾ 그러므로 정기적인 QA를 통해 couch회전에 따른 X방향으로 systematic error를 줄여야 할 것이며 couch angle에 따른 진폭 높이의 변환값을 연구해 적용한다면 향후 비동일면에 대한 위상기반 gating 치료가 가능하고 Kw-반사체의 유용성이 클 것으로 사료된다.

참고문헌

1. Langen KM, Jones TL: Organ motion and its management. Int J Radiation Oncology Biol Phys 2001;50:265-278
2. Burnett SS, Sixelb KE, Cheunga PC, et al.: A study of tumor motion management in the conformal radiotherapy of lung cancer. Radiother Oncol 2008;86:77-85
3. 권경태, 임상욱, 박성호 등: 호흡조절방사선치료를 위한 피부 움직임과 종양움직임 차이 평가. 의학물리 2008;19:14-19
4. 박희철, 조병철, 김수산 등: 호흡을 고려한 고정밀 방사선치료를 위한 임상적 고려. 의학물리 2005;1:16-21
5. Keall PJ, Mageras GS, Balter JM, et al.: The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM TG 76. Med Phys 2006;33:3874-3900
6. 신은혁, 박희철, 한영이 등: 호흡연습장치를 적용한 호흡고정법의 영향 평가. 대한방사선종양학회지 2008;26:181-188
7. Nøttrup TJ, Korreman SS, Pedersen AN, et al.: Intra-and interfraction breathing variations during curative radiotherapy for lung cancer. Radiother Oncol 2007;84:40-48
8. Zhang T, Keller H, O'Brien MJ, et al.: Application of the spirometer in respiratory gated radiotherapy. Med Phys 2003; 30:3165-3172
9. Berson AM, Emery R, Rodriguez L, et al.: Clinical experience using respiratory gated radiation therapy: comparison of free-breathing and breath-hold techniques. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2004;60:419-426
10. Mah D, Hanley J, Rosenzweig K, et al.: Technical aspects of the deep inspiration breath-hold technique in the treatment of thoracic cancer. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2000;48: 1175-1185
11. Eccles C, Brock KK, Bissonnette JP, et al.: Reproducibility of liver position using active breathing coordinator for liver cancer radiotherapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2006;64: 751-759
12. 송주영, 나병식, 정웅기 등: 위상기반 호흡연동 방사선치료 시 오차 분석 프로그램 개발. 의학물리 2006;17:136-143
13. Muirhead R, Featherstone C, Duffton A, et al.: The potential clinical benefit of respiratory gated radiotherapy (RGRT) in non-small cell lung cancer (NSCLC). Radiother Oncol 2010; 95:172-177
14. Linthout N, Bral S, Vondel I, et al.: Treatment delivery time optimization of respiratory gated radiation therapy by application of audio-visual feedback. Radiother Oncol 2009;91: 330-335
15. Korreman SS, Pedersen AN, Nøttrup TJ, et al.: Breathing adapted radiotherapy for breast cancer: Comparison of free breathing gating with the breath-hold technique. Radiother Oncol 2005;76:311-318
16. 박용철, 주상규, 송기원 등: 3D 치료시 Couch rotation에 의한 isocenter 변화에 대한 고찰. 방사선치료학회지 2000;12: 144-146

Abstract

Evaluation of the Usefulness of the Self-developed Kw-infrared Reflective Marker in Non-coplanar Treatment

Dong Yeol Kwon, Jong Ho Ahn, Young Hwan Park, Ki Won Song

Department of Radiation Oncology, Samsung Medical Center,
Sungkyunkwan University School of Medicine, Seoul, Korea

Purpose: In radiotherapy that takes into account respiration using a RPM (Real time Position Management, Varian, USA) system, which can treat in consideration of the movement of tumor, infrared reflective markers supplied by manufacturers cannot obtain respiratory signal if the couch rotates at a certain angle or larger. In order to solve this problem, the author developed the 3D infrared reflective marker named 'Kw-marker' that can obtain respiratory signal at any angle, and evaluate its usefulness.

Materials and Methods: In order to measure the stability of respiratory signal, we put the infrared reflective marker on the 3D moving phantom that can reproduce respiratory movement and acquired respiratory signal for 3 minutes under each of 3 conditions (A: couch 0°, a manufacturer's infrared reflective marker B: couch 0°, Kw-marker C: couch 90°, Kw-marker). By analyzing the respiratory signal using a breath analysis program (Labview Ver. 7.0), we obtained the peak value, valley value, standard deviation, variation value, and amplitude value. In order to examine the rotation error and moving range of the target, we placed a B.B phantom on the 3D moving phantom, and obtained images at a couch angle of 0° and 90° using OBI, and then acquired the X, Y and Z values (mm) of the ball bearing at the center of the B.B phantom.

Results: According to the results of analyzing the respiratory signal, the standard deviation at the peak value was A: 0.002, B: 0.002 and C: 0.003, and the stability of respiration for amplitude was A: 0.15%, B: 0.14% and C: 0.13%, showing that we could get respiratory signal stably by using the Kw-marker. When the couch rotated 90°, the mean rotation error of the ball bearing, namely, the target was X: -1.25 mm, Y: -0.45 mm and Z: +0.1 mm, which were within 1.3 mm on the average in all directions, and the difference in the moving range of the target was within 0.3 mm.

Conclusion: When we obtained respiratory signal using the Kw-marker in non-coplanar treatment where the couch rotated, we could acquire respiratory signal stably and the Kw-marker was effective enough to substitute for the manufacturer's infrared reflective marker. When the rotation error and moving range of the target were measured, there was little difference, indicating that the displacement of the reflector movement in couch rotation is the cause of change in the scale and amplitude of respiratory signal. If the converted value of amplitude height according to couch angle is studied further and applied, it may be possible to perform non-coplanar phase-based gating treatment.

Key words: breathing signal, infrared reflective marker, non-coplanar