

토모치료기 Catcher™ Couch의 유용성에 대한 고찰

서울아산병원 방사선종양학과

엄기천·이충환·전수동·송흥권·백금문

목 적: 최근 Radixact® X9에서는 치료테이블의 처짐을 방지하는 Catcher™가 추가되었다. 본 연구에서는 정확한 선량전달을 위한 토모테라피의 메가볼트 전산화단층촬영(MVCT) 영상유도방사선치료 시 Tomo-HDA®의 General Couch와 Radixact® X9의 Catcher™ Couch의 치료테이블 처짐 정도를 팬텀을 이용하여 정량적으로 비교하고 그 유용성을 평가하고자 한다.

대상 및 방법: 팬텀연구를 위해 랜도팬텀을 이용하였으며, 치료부위에 따른 변화를 위해 두경부와 골반부에 중심점을 설정하였다. 또한, 무게에 따른 변화를 위해 자체 제작한 저용융점납합금을 이용하였다. 납합금의 무게를 점차 증가시켜(A: 15kg, A+B: 30kg, A+B+C: 45kg) MVCT 영상을 획득하였으며, 수직오차 및 회전(Pitch)오차를 측정하였다.

환자연구를 위해 본원에서 토모테라피를 이용하여 방사선치료를 받은 120명의 환자를 선정하였다. Tomo-HDA®과 Radixact® X9에서 각각 60명씩 치료를 받았으며, 치료부위는 두경부와 골반부로 30명씩 분류하여 선정하였다. 환자연구 방법으로는 치료 첫 날 획득한 MVCT 영상의 척추를 기준으로 수직오차 및 회전(Pitch) 오차를 측정하여 평균값을 산출하였다.

결 과: 팬텀연구 결과 Tomo-HDA®의 General Couch에서는 무게가 증가함에 따라 두경부와 골반부 모두 수직 및 회전(Pitch)오차가 비례하여 증가하였고, 두경부에서 최대 7.52mm, 0.38°, 골반부에서 최대 11.94mm, 0.92° 발생하였다. Radixact® X9의 Catcher™ Couch에서는 0.02~0.1mm, 0~0.04°의 오차범위가 발생하는 것을 확인할 수 있었다.

환자연구 결과 Radixact® X9의 Catcher™ Couch에서 두경부 4.79mm, 0.33°, 골반부 7.66mm, 0.22° 더 낮게 측정되었다.

결 론: 팬텀연구 결과 Tomo-HDA®의 General Couch에서는 무게가 증가함에 따라 수직오차 및 회전(Pitch) 오차가 비례하여 증가하였으며, 특히 두경부보다는 골반부에서 더 많이 증가하였다. 하지만, 본 연구의 목적인 Radixact® X9의 Catcher™ Couch에서는 무게와 부위라는 변수상관 없이 일정한 오차가 발생하였다.

결론적으로 Catcher™ Couch는 Couch 처짐이라는 Mechanical error를 최소화 할 수 있으며, 두경부보다는 골반부에서 더 유용하게 작용한다는 사실을 알 수 있었다. 토모테라피를 이용한 방사선치료 시 Radixact® X9의 Catcher™ Couch를 사용한다면 토모테라피의 특성상 보정할 수 없는 회전(Pitch)오차를 최소화하는데 기여할 수 있을 것이라고 사료된다.

▶ **핵심용어 :** Radixact®, 토모테라피, Catcher™ couch, Set-up

서 론

최근 방사선치료의 기술이 나날이 발전함에 따라 종양에는 높은 선량의 방사선을 조사하고 주변 정상장기에는 최소한의 방사선을 조사함으로써 방사선치료의 목적을 달성하고 있다. 2차원 방사선치료(2-Dimension Radiation

Therapy, 2D), 3차원 입체조형방사선치료(3-Dimension Conformal Radiation Therapy, 3D-CRT) 기반의 방사선치료에서 다엽콜리메이터(Multi Leaf Collimator, MLC)를 이용한 세기조절방사선치료(Intensity Modulated Radiation Therapy, IMRT)와 용적변조회전방사선치료(Volumetric Modulated Arc Therapy, VMAT)는 보편적인 방사선치료로 자리 잡았다.⁽¹⁻⁵⁾ 방사선치료 시 표적에 고선량이 전달 되어야한다. 하지만 자세오차가 발생하면 정상장기에 고 선량이 전달되어 심각한 부작용을 야기할 수 있다. 이러한 자세오차는 자세잡이 여지(Set-upmargin, SM)를 고려하게 만들어 정상장기의 선량증가를 야기할 수 있다.⁽⁶⁾ 그러므로 이러한 자세오차를 줄이기 위해 치료 직 전 환자의 자세 영상을 획득하여 설계 영상과 정합하는 영상유도방사선치료(Image Guided Radiation Therapy, IGRT)가 시행되며 그 중요성은 더욱 커지고 있다.^(7,8)

토모테라피(Tomotherapy)는 메가볼트 전산화단층촬영(Mega Voltage Computed Tomography, MVCT)을 이용한 영상유도방사선치료가 가능하다.⁽⁹⁾ 하지만, 시스템의 특성상 전후방향(Anterior Posterior, AP), 측 방향(Superior Inferior, SI), 측 방향(Right Left, RL) 그리고 갠트리 방향의 회전(Roll)에 대한 오차만 정합이 가능하다. 최근 정렬에 따른 측 방향의 회전(Yaw)을 보정하는 device의 개발을 하는 등의 연구가 진행되었지만, 환자의 치료부

위에 따른 수직방향의 회전(Pitch)은 발생할 경우 보정할 수 없다는 단점은 해결해야 할 과제로 남아있다.⁽¹⁰⁾ 특히, 치료 범위가 긴 경우 수직방향의 회전오차(Pitch) 범위가 더욱 증가한다는 연구결과가 보고된 바 있다.⁽¹¹⁾ 토모테라피 장비의 기하학적 특성상 실제 등중심점(Iso-center)에 자세잡이가 용이하지 않기 때문에 가상적 등중심점(Virtual Iso-center)에 환자의 자세잡이 후 실제 등 중심점으로 70cm 이동하여 영상획득 및 선량전달이 이루어진다. 이러한 테이블의 이동은 기존 Tomo-HDA[®]의 General Couch에서 처짐을 야기하고 수직(Vertical)오차 및 회전(Pitch)오차가 발생하여 선량전달의 오차가 생기는 원인이 된다(Fig. 1).

최근 토모테라피 Radixact[®] X9에서는 테이블 처짐을 방지하는 Catcher[™] Couch가 추가되었다. 이에 본 연구에서는 정확한 선량전달을 위해 시행되는 토모테라피의 MVCT 영상유도방사선치료 시 Tomo-HDA[®]의 General Couch(이하 GC)와 Radixact[®] X9의 Catcher[™] Couch(이하 CC)의 테이블 처짐의 정도를 비교하고 Catcher[™] Couch의 유용성을 정량적으로 평가하고자 한다.

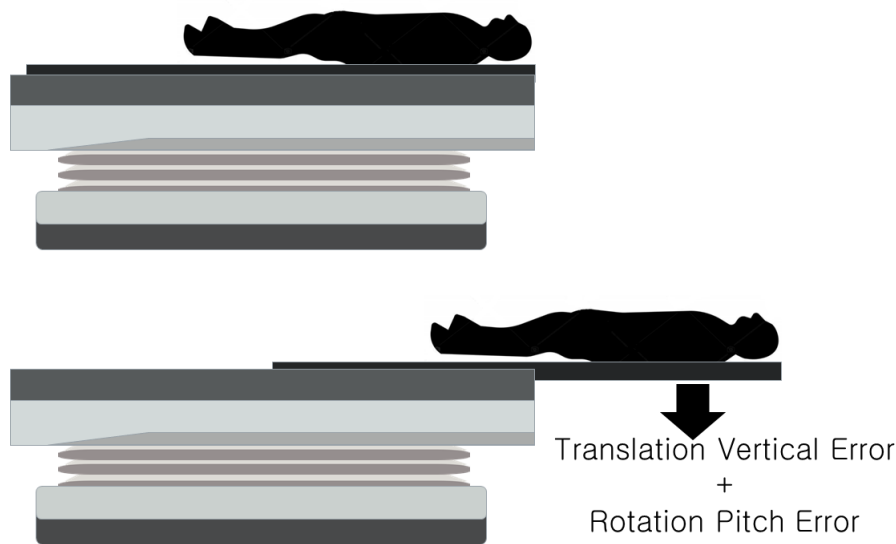


Fig. 1. Vertical and Pitch error in Tomotherapy General Couch

대상 및 방법

- Tomo-HDA®(Accuray, Madison, Wisconsin, USA, Version 6.1,0.3.10)
- Radixact® X9(Accuray, Madison, Wisconsin, USA, Version 1.1,0.1)
- Eclipse Treatment Planning System(Varian Medical System, USA, Version 13.6)

- Treatment Planning Station with iDMS™(Accuray Precision Version 1.1,1.1)
- Human Phantom(Anderson Research Laboratories Inc., RANDO Phantom, USA)
- CT Simulator(Lightspeed RT16 CT, General Electric Co, USA)
- Low Melting Point Alloys(Cerrobend, Hand-made)



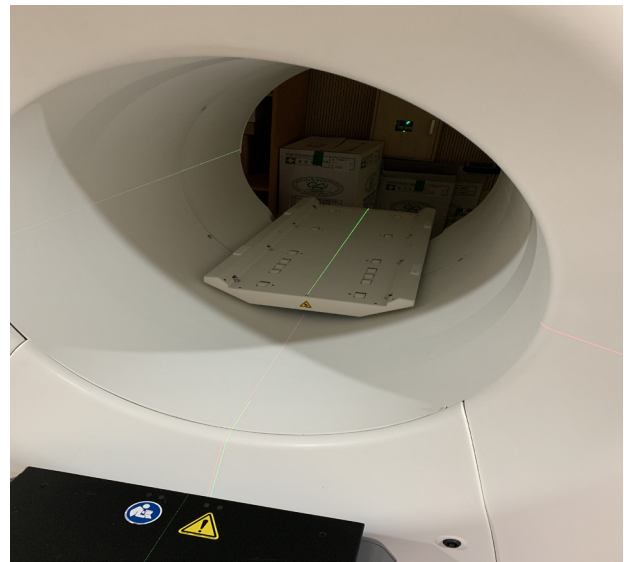
(a) Tomo-HDA®



(b) General Couch(GC)



(c) Radixact® X9



(d) Catcher™ Couch(CC)

Fig. 2. General Couch(GC) of Tomo-HDA® and Catcher™ Couch(CC) of Radixact® X9
(a) Tomo-HDA®, (b) General Couch(GC), (c) Radixact® X9, (d) Catcher™ Couch(CC)

1. Phantom Study

1) 처짐 분석용 CT 영상 획득

Tomo-HDA®의 General Couch(GC)와 Radixact® X9의 Catcher™ Couch(CC)(Fig. 2)의 처짐 정도를 분석하기 위해 인체팬텀(Anderson RANDO Phantom, USA, 43kg)을 사용하여 전산화단층촬영을 하였으며, 영상획득 조건은 관전압 120kVp, 관전류 250mA, 슬라이스 두께 2.5mm를 적용하여 팬텀 전체 영상을 획득하였다. 또한, 치료실에서와 같은 위치에 팬텀을 위치시키기 위해 CT 테이블 위(Superior) 끝에서 36.5cm 지점에 팬텀 머리끝이 오도록 설정하였다. 등중심점(Iso-center)의 경우 본원의



Fig. 3. Cerrobend (7.5kg)

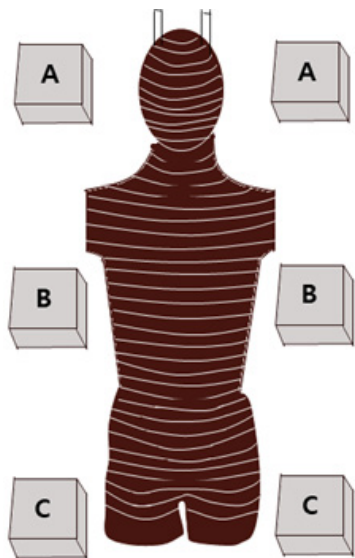


Fig. 4. Rando Phantom and Cerrobend (7.5kg)

실제 방사선치료 프로토콜에 맞게 두경부의 중심을 잡았으며, 치료 부위에 따른 테이블 처짐의 상관관계를 분석하기 위해 두경부 중심 60cm 지점 아래(Inferior)에 골반부의 중심을 잡았다.

2) 무게와 부위에 따른 수직(Vertical)오차 및 회전(Pitch)오차 측정

GC와 CC의 처짐 정도를 분석하기 위해 팬텀을 테이블 위(Superior) 끝에서 36.5cm 지점에 자세잡이를 한 후 MVCT 영상을 GC와 CC에서 각각 획득하였다. 팬텀만 위치한 MVCT 영상은 두경부 그리고 골반부 중심에 대하여 각각 획득하였으며, 팬텀만의 정합(Registration)값을 기준으로 무게의 증가에 따른 정합값의 변화를 측정하였다. 무게의 증가에 따른 변화를 측정하기 위해 자체 제작한 7.5kg 저용융점 납합금(Cerrobend, 9.64g/cm³)(Fig. 3) 6개를 이용하여 15kg(A 지점), 30kg(A+B 지점), 45kg(A+B+C 지점)(Fig. 4) 점차적으로 증량하였다. 무게를 증가시킬 때 각각 5회씩 MVCT 영상을 획득하였으며, 모든 MVCT 영상 스캔 조건으로는 Pitch는 Coarse, 슬라이스 두께는 6mm로 동일하게 설정하여 영상을 획득하였다. 획득된 영상의 수직(Vertical)오차 및 회전(Pitch)오차를 측정하기 위해 Register 메뉴를 이용하였으며, Manual Registration을 진행하였다. Auto Registration의 경우 MVCT 스캔 Slice 범위에 따라 영상의 Gray-tone의 범위가 다르게 되고 Shannon entropy의 이론[식 1]에 의거하여 영상의 정합 시 Gray-tone을 기반으로 하는 정합에서 오차가 발생할 수 있게 된다.^(12,13) 이러한 이유로 본 연구에서는 Manual Registration을 진행하였으며, Human Error를 줄이기 위해 모든 조건에서 5회씩 스캔하여 평균값을 산출해냈다.

$$H = \sum P_i \log \left(\frac{1}{P_i} \right) = -\sum P_i \log P_i \text{ ————— [식 1]}$$

P_i : the probability of event i

2. Patient MVCT Registration Data

1) 환자 수직(Vertical)오차 및 회전(Pitch)오차 측정
본원에서 토모테라피를 이용하여 방사선치료를 받은

120명의 환자를 무작위로 선정하여 수직(Vertical)오차 및 회전(Pitch)오차를 분석하였다. Tomo-HDA®와 Radix-act® X9에서 치료를 받은 두경부 환자 60명과 골반부 환자 60명을 대상으로 하였다. 본 연구에서는 수직(Vertical)오차 및 회전(Pitch)오차의 측정을 위해 방사선치료 첫날에 획득한 MVCT 영상을 이용하였다. 그 이유는 첫 치료 시 입체모의치료 시와 가장 유사한 재현성을 가지고 있지만, 첫 치료 이후에는 체중변화나 용적변화 등으로 치료 간 오차(inter-fraction error)가 발생할 수 있기 때문이다. 또한, 첫 치료 이후에는 자세잡이 시 평소 환자의 자세특성을 고려해 주관적으로 자세잡이가 이루어 질 수 있기 때문이다.⁽¹⁴⁾

결 과

1. 팬텀의 무게와 부위에 따른 수직(Vertical)오차 및 회전(Pitch)오차

General Couch를 사용하는 Tomo-HDA®에서 팬텀을 입체모의치료에서의 자세와 동일하게 위치한 후 MVCT 영상을 획득하여 정합한 데이터를 수집한 결과 43kg 무게의 팬텀만 정합하였을 때 두경부의 수직(Vertical)오차 및 회전(Pitch)오차 평균은 각각 4.62 ± 0.04 mm, $-0.1 \pm 0^\circ$, 골반부의 수직(Vertical)오차 및 회전(Pitch)오차 평균은 각각 5.02 ± 0.07 mm, $0.3 \pm 0^\circ$ 로 측정되었다. 15kg을 증가(총 58kg)시킨 결과 두경부의 수직(Vertical)오차 및 회전(Pitch)오차 평균은 각각 5.04 ± 0.08 mm, $0.02 \pm 0.04^\circ$, 골반부의 수직(Vertical)오차 및 회전(Pitch)오차 평균은 각

Table 1. Vertical and Pitch Error Each Region of General and Catcher™ Couch

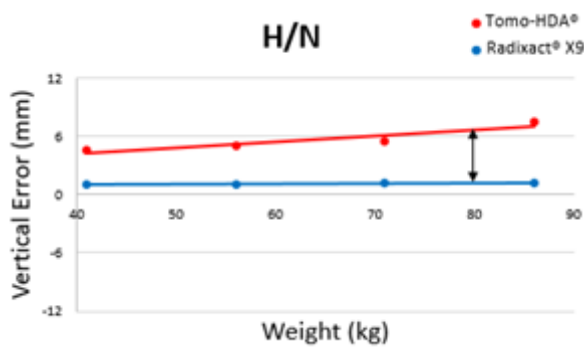
Phantom Only (43kg)		Tomo-HDA® (GC*)	Radixact® X9 (CC†)	Difference
H&N Region	Translation Vertical Error (mm)	4.62 ± 0.04	1.08 ± 0.12	-3.54
	Rotation Pitch Error (°)	-0.1 ± 0	0 ± 0	0.1
Pelvic Region	Translation Vertical Error (mm)	5.02 ± 0.07	0.96 ± 0.1	-4.06
	Rotation Pitch Error (°)	0.3 ± 0	0 ± 0	-0.3
58kg				
H&N Region	Translation Vertical Error (mm)	5.04 ± 0.08	1.06 ± 0.08	-3.98
	Rotation Pitch Error (°)	0.02 ± 0.04	0.04 ± 0.05	0.02
Pelvic Region	Translation Vertical Error (mm)	6.04 ± 0.08	0.98 ± 0.07	-5.06
	Rotation Pitch Error (°)	0.42 ± 0.04	0.04 ± 0.05	-0.38
73kg				
H&N Region	Translation Vertical Error (mm)	5.44 ± 0.05	1.14 ± 0.05	-4.3
	Rotation Pitch Error (°)	0.12 ± 0.04	0.04 ± 0.05	-0.08
Pelvic Region	Translation Vertical Error (mm)	6.12 ± 0.1	1.04 ± 0.13	-5.08
	Rotation Pitch Error (°)	0.9 ± 0	0 ± 0	-0.9
88kg				
H&N Region	Translation Vertical Error (mm)	7.52 ± 0.04	1.18 ± 0.07	-6.34
	Rotation Pitch Error (°)	0.38 ± 0.04	0 ± 0.06	-0.38
Pelvic Region	Translation Vertical Error (mm)	11.94 ± 0.05	1.04 ± 0.05	-10.9
	Rotation Pitch Error (°)	0.92 ± 0.04	0.04 ± 0.05	-0.88

*General Couch(GC), †Catcher™ Couch(CC).

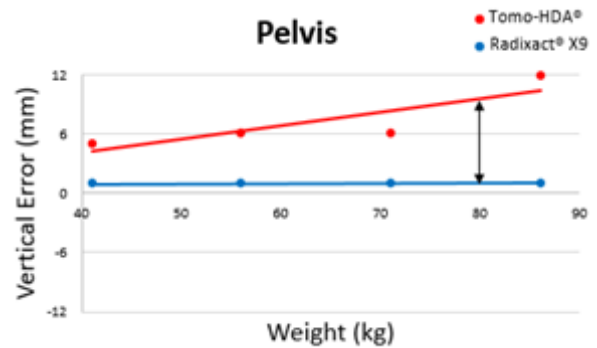
Table 2. Vertical and Pitch Error Average(SD) Data in Patients (n=120)

		Tomo-HDA® (GC†)			Radixact® X9 (CC‡)			Difference
		Average	SD	Max	Average	SD	Max	
H&N Region	Vrt (mm)	5.0	1.5	7.1	0.21	1.61	3.9	-4.79
	Pitch (°)	0.39	0.34	1.0	0.06	0.47	1.2	-0.33
Pelvic Region	Vrt (mm)	9.33	4.28	15.1	1.67	2.73	7.9	-7.66
	Pitch (°)	0.69	0.68	2.1	0.47	0.62	1.8	-0.22

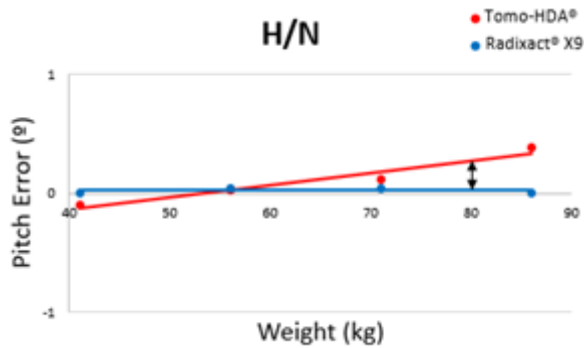
†General Couch(GC), ‡Catcher™ Couch(CC).



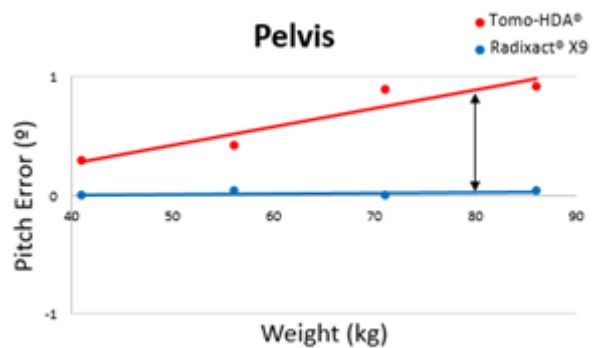
(a) Phantom H&N vertical error in each machine



(b) Phantom pelvis vertical error in each machine



(c) Phantom H&N pitch error in each machine



(d) Phantom pelvis pitch error in each machine

Fig. 5. Phantom Vertical and Pitch Error in Tomo-HDA® and Radixact® X9

((a) Phantom H&N vertical error in each machine, (b) Phantom pelvis vertical error in each machine, (c) Phantom H&N pitch error in each machine, (d) Phantom pelvis pitch error in each machine)

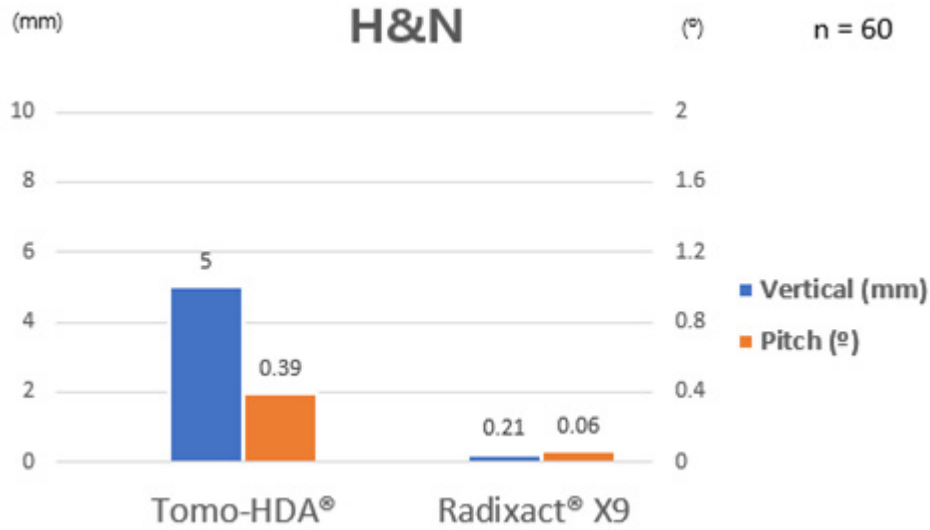
각 6.04 ± 0.08 mm, $0.42 \pm 0.04^\circ$ 로 측정되었다. 30kg을 증가(총 73kg)시킨 결과 두경부의 수직(Vertical)오차 및 회전(Pitch)오차 평균은 각각 5.44 ± 0.05 mm, $0.12 \pm 0.04^\circ$, 골반부의 수직(Vertical)오차 및 회전(Pitch)오차 평균은 각각 6.12 ± 0.98 mm, $0.9 \pm 0^\circ$ 로 측정되었다. 45kg을 증가(총 88kg)시킨 결과 두경부의 수직(Vertical)오차 및 회전

(Pitch)오차 평균은 각각 7.52 ± 0.04 mm, $0.38 \pm 0.04^\circ$, 골반부의 수직(Vertical)오차 및 회전(Pitch)오차 평균은 각각 11.94 ± 0.05 mm, $0.92 \pm 0.04^\circ$ 로 측정되었다.

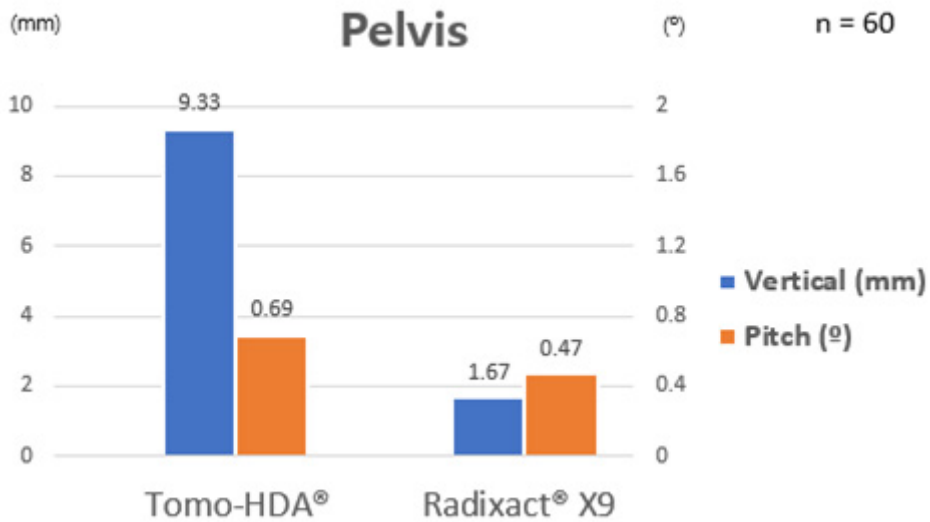
Catcher™ Couch를 사용하는 Radixact® X9에서는 43kg 무게의 팬텀만 정합하였을 때 두경부의 수직(Vertical)오차 및 회전(Pitch)오차 평균은 각각 1.08 ± 0.12 mm,

0±0°, 골반부의 수직(Vertical)오차 및 회전(Pitch)오차 평균은 각각 0.96±0.1mm, 0±0°로 측정되었다. 15kg을 증가(총 58kg)시킨 결과 두경부의 수직(Vertical)오차 및 회전(Pitch)오차 평균은 각각 1.06±0.08mm, 0.04±0.05°, 골반부의 수직(Vertical)오차 및 회전(Pitch)오차 평균은 각각 0.98±0.07mm, 0.04±0.05°로 측정되었다. 30kg

을 증가(총 73kg)시킨 결과 두경부의 수직(Vertical)오차 및 회전(Pitch)오차 평균은 각각 1.14±0.05mm, 0.04±0.05°, 골반부의 수직(Vertical)오차 및 회전(Pitch)오차 평균은 각각 1.04±0.13mm, 0±0°로 측정되었다. 45kg을 증가(총 88kg)시킨 결과 두경부의 수직(Vertical)오차 및 회전(Pitch)오차 평균은 각각 1.18±0.07mm, 0±0.06°, 골반



(a) Patients H&N vertical and pitch error average in each machine



(b) Patients pelvis vertical and pitch error average in each machine

Fig. 6. Patients Vertical and Pitch Error in Tomo-HDA® and Radixact® X9

((a) Patients H&N vertical and pitch error average in each machine, (b) Patients pelvis vertical and pitch error average in each machine)

부의 수직(Vertical)오차 및 회전(Pitch)오차 평균은 각각 1.04 ± 0.05 mm, $0.04 \pm 0.05^\circ$ 로 측정되었다(Table 1).

2. 환자 수직(Vertical)오차 및 회전(Pitch)오차 측정

General Couch를 사용하는 Tomo-HDA[®]에서의 오차 측정결과 두경부 환자(n=30)의 수직(Vertical)오차 및 회전(Pitch)오차는 각각 최대 7.1 mm, 1.0° 로 측정되었으며, 평균 5.0 ± 1.5 mm, $0.39 \pm 0.34^\circ$ 로 측정되었다. 또한, 골반부 환자(n=30)의 수직(Vertical)오차 및 회전(Pitch)오차는 각각 최대 15.1 mm, 2.1° 로 측정되었으며, 평균 9.33 ± 4.28 mm, $0.69 \pm 0.68^\circ$ 로 측정되었다. Catcher[™] Couch를 사용하는 Radixact[®] X9에서의 오차 측정결과 두경부 환자(n=30)의 수직(Vertical)오차 및 회전(Pitch)오차는 각각 최대 3.9 mm, 1.2° 로 측정되었으며, 평균 0.21 ± 1.61 mm, $0.06 \pm 0.47^\circ$ 로 측정되었다. 또한, 골반부 환자(n=30)의 수직(Vertical)오차 및 회전(Pitch)오차는 각각 최대 7.9 mm, 1.8° 로 측정되었으며, 평균 1.67 ± 2.73 mm, $0.47 \pm 0.62^\circ$ 로 측정되었다(Table 2, Fig. 5).

차(Mechanical error)가 더해지지만, Radixact[®] X9의 Catcher[™] Couch 경우 Couch의 기계적 오차를 최소화할 수 있다는 것이다.

실제 환자의 방사선치료 첫날 MVCT 보정 값을 분석하여 확인한 결과 골반부의 경우 두경부보다 수직(Vertical) 오차 및 회전(Pitch)오차가 더 많이 발생하였고 기계적 오차가 더 많이 포함된 Tomo-HDA[®]의 General Couch에서는 오차가 더 많이 발생하였다. 따라서 두경부보다는 골반부 환자의 경우 Radixact[®] X9의 Catcher[™] Couch가 더욱 유용하게 작용함을 알 수 있었다.

본 연구 결과 토모테라피를 이용한 방사선치료 시 주요 인접장기의 선량을 최소화하기 위해 내부여지(Internal Margin, IM)를 가능한 작게 두어야 할 상황이나 고선량이 전달되는 정위체부방사선치료(Stereotactic Body Radiation Therapy, SBRT) 시 무게가 많이 나가는 환자에 대해서 Couch에 의한 처짐을 최소화하기 위해 Radixact[®] X9의 Catcher[™] Couch를 사용한다면 Tomotherapy의 특성상 보정할 수 없는 회전(Pitch)오차를 최소화하는데 기여할 수 있을 것으로 사료된다.

결론 및 고찰

팬텀 연구결과 Tomo-HDA[®]의 General Couch에서는 무게가 늘어남에 따라 수직(Vertical)오차 및 회전(Pitch) 오차가 비례하여 발생하였다. 특히, 팬텀 무게에서 45 kg 무게를 증가시켰을 때(총 88 kg) 팬텀 무게를 기준(43 kg)으로 두경부에서 수직(Vertical)오차 및 회전(Pitch)오차가 각각 2.9 mm, 0.48° 더 발생하였고 골반부에서 수직(Vertical)오차 및 회전(Pitch)오차가 각각 6.92 mm, 0.62° 더 발생하여 두경부보다 골반부에서 오차의 영향이 큰 것을 확인할 수 있었다. 그 이유는 등중심점(Iso-center)이 두경부보다 골반부가 아래에 위치하여 팬텀 전체 무게가 반영되기 때문이다. 그에 비해 본 연구의 주된 목적인 Radixact[®] X9의 Catcher[™] Couch에서는 무게와 치료부위라는 변수에 상관없이 수직(Vertical)오차 및 회전(Pitch) 오차의 범위가 각각 $0.02 \sim 0.1$ mm, $0 \sim 0.04^\circ$ 로 차이가 적게 났다. 즉, Tomo-HDA[®]의 General Couch의 경우 환자의 자세잡이 오차(Set-up error)와 Couch의 기계적 오

참고문헌

1. Michael J. Zellfsky, Zvi Fuks, Laura Happersett, Henry J. Lee, C. Clifton Ling et al: Clinical experience with intensity modulated radiation therapy (IMRT) in prostate cancer. *Radiotherapy and Oncology*. 2000(55):241-249.
2. Gary A. Ezzell, James M. Galvin, Daniel Low, Jatinder R. Palta, Isaac Rosen et al: Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee. *Medical Physics*. 2003(30):2089-2115.
3. Gupta, T., Agarwal, J., Jain, S., Phurailatpam, R., Kannan, S., Ghosh-Laskar, S., Prabhash, K.: Three-dimension conformal radiotherapy (3D-CRT) versus intensity modulated radiation therapy (IMRT) in

- squamous cell carcinoma of the head and neck: a randomized controlled trial. *Radiotherapy and Oncology*. 2012(104-3):343-348.
4. M. Teoh, C. H. Clark, K. Wood, S. Whitaker, and A Nisbet: Volumetric modulated arc therapy: a review of current literature and clinical use in practice. *British Journal of Radiology*. 2011(84):967-996.
 5. E. Vanetti, A. Clivio, and G. Nicolini: Volumetric modulated arc radiotherapy for carcinomas of the oro-pharynx, hypopharynx and larynx: a treatment planning comparison with fixed field IMRT. *Radiotherapy & Oncology*. 2009(92):111-117.
 6. ICRU, International Commission on Radiation Units and Measurements. Report 62: Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50). *Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements*. 1999(32-1):1.
 7. David A Jaffray, Ph.D, Jeffrey H Siewerdsen, Ph.D, John W Wong, Ph.D, Alvaro A Martinez, M.D: Flat-panel cone-beam computed tomography for image guided radiation therapy. *International Journal of Radiation Oncology*. 2002(53):1337-1349.
 8. Danieal Letourmeau, John W. Wong, Mark Oldham, Misbah Gulam, Lindsay Watt et al: Cone-beam-CT guided radiation therapy: technical implementation. *European Society of Radiotherapy and Oncology*. 2005(75-3):279-286.
 9. Olivera GH, Shepard DM, Ruchala KJ, et al: "Tomotherapy." In *The Modern Technology of Radiation Oncology: A compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists*. Madison, WI, 1999:521-587.
 10. Chae Moon Ki, Kwon Dong Yeol, Sun Jong Lyool, Choi Byung Ki: Development of Tomotherapy couch device capable of yaw-directional correction. *Journal of KOSRT*. 2018(1-2):139-151.
 11. Ha Ryung Park, Yong Ho Kim, Dahl Park, Wont-aek Kim, Yongkan Ki, Donghyun Kim, Jin Suk Bae: Analysis of Couch Sag Using Image Processing of MVCT Images in Tomotherapy. *MEDICAL PHYSICS*. 2015(26):106-111.
 12. Josien P. W. Pluim, J. B. Antoine Maintz and Max A. Viergever: Mutual information based registration of medical images: a survey. *IEEE Transactions on medical imaging*. 2003.
 13. Witold Kosinski, Pawel Michalak, Piotr Gut: Robust Image Registration Based on Mutual Information Measure. *Journal of Signal and Information Processing*. 2012(3):175-178.
 14. Weihua Fu, Yong Yang, Xiang Li, Dwight E Heron, M Saiful Huq and Ning J Yue: Dosimetric effects of patient rotational setup errors on prostate IMRT treatments. *Phys. Med. Biol*. 2006(51):5321-5331.

Study of the Catcher™ Couch's Usefulness

Department of Radiation Oncology, Asan Medical Center, Seoul, Korea

Um Ki Cheon, Lee Chung Hwan, Jeon Soo Dong, Song Heung Kwon, Back Geum Mun

Purpose: Recently, A Catcher was added to prevent sagging in Radixact® X9. In this study, We quantitatively compared general couch of Tomo-HDA® with catcher couch of Radixact® X9 using the human phantom and evaluated usefulness of catcher.

Materials and methods: We used rando phantom for phantom study and set the each iso-center of head and neck region and Pelvis region for region parameter. Furthermore, We used hand made low melting point alloys for weight parameter. MVCT(Mega Voltage Computed Tomography) images were acquired for vertical error and rotation(pitch) error measurement increasing weight(A: 15kg, A+B: 30kg, A+B+C: 45kg).

We selected 120 patients who has been treated using Tomotherapy machine for patient study. 60 patients has been treated in Tomo-HDA® and the other 60 patients treated in Radixact® X9. In the patient study methods, vertical error and rotation(pitch) error was measured for mean value calculation using MVCT images acquired on first day of radiation therapy.

Result: Result of phantom study, Vertical error and rotation(pitch) error was increased proportionally increased as the weight increases in general couch of Tomo-HDA®. each maximum value was 7.52mm, 0.38° in head and neck region and 11.94mm, 0.92° in pelvis region. However, We could confirm that there was stable error range(0.02~0.1mm, 0~0.04°) in Catcher couch of Radixact®.

Result of patient study, The head and neck region was measured 4.79mm 0.33° lower, and the pelvis region was measured 7.66mm, 0.22° lower in Catcher couch of Radixact® X9.

Conclusion: In this study, Vertical error and rotation(pitch) error was proportionally increased as the weight increases in general couch of Tomo-HDA®. Especially, The pelvis region error was more increased than the head and neck region error. However, Vertical error and rotation(pitch) error was regularly generated regardless of weight or regions in Catcher™ couch of Radixact® X9 that this study's purpose.

In conclusion, Catcher™ couch of Radixact® X9 can minimize mechanical error that couch sagging. Furthermore, The pelvis region is more efficiency than head and neck region. In radiation therapy using Tomotherapy machine, it is regarded that may contribute to minimizing unadjusted pitch error due to characters of Tomotherapy.

▶ **Keywords** : Radixact, Tomotherapy, Catcher™ couch, Set-up