

간종양의 방사선치료에서 MVCT  
(Mega-Voltage Computed  
Tomography) 영상을 이용한 종양  
위치 변화 양상 고찰

연세대학교 대학원

의 학 과

유 세 환

간종양의 방사선치료에서 MVCT  
(Mega-Voltage Computed  
Tomography) 영상을 이용한 종양  
위치 변화 양상 고찰

지도교수 성진실

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2007 년 12 월

연세대학교 대학원

의학과

유세환

# 유세환의 석사 학위논문을 인준함

심사위원\_\_\_\_\_인

심사위원\_\_\_\_\_인

심사위원\_\_\_\_\_인

연세대학교 대학원

2007 년 12 월

## 감사의 글

지극히 자격 없는 자에게 일방적인 은혜로 생명의 복음을 선물로 주시고 지금까지 저의 인생을 가장 선한 길로 인도하여 주신, 제 인생의 주관자 하나님 아버지께 감사와 찬양을 드립니다. 하나님의 도우심이 없이는 아무 것도 이룰 수 없었을 것입니다. 항상 너무나도 부족한 저에게 가르침과 나아갈 바를 일깨워 주시어 본 논문이 이루어 지도록 지도해 주신 존경하는 성진실 교수님께 진심으로 감사를 드립니다. 또한 본 연구를 위하여 조언과 격려를 아끼지 않으신 김주향 교수님과 이도연 교수님께 깊은 감사를 드립니다. 언제나 큰 힘이 되어 주시는 김귀언 암센터 원장님, 서창욱 교수님, 이창걸 교수님, 금기창 교수님, 조재호 교수님, 이익재 교수님께 항상 감사를 드립니다. 연구 과정에서 실질적인 조언을 해주신 김용배 선생님, 금용섭 선생님과 정경근 선생님, 김주영 선생님께도 감사를 드립니다. 그리고 밤낮 없이 환자 진료와 공부에 여념이 없는 동료, 후배 의국원들과 환자 치료계획에 늘 최선을 다해 주시는 전병철, 김주호, 이상규, 김인애 선생님을 비롯한 치료계획실 선생님들, 간호부와 방사선 치료실 선생님들께도 감사의 말씀을 전합니다. 늘 곁에서 부족한 남편을 믿고 지원해 주는, 세상에서 가장 아름다운 아내와 티 없이 맑은 하나님의 축복인 딸 은진이, 오늘 날의 제가 있도록 뒷바라지 해주신 부모님, 장인, 장모님과 하나 밖에 없는 동생에게도 고마움을 전합니다. 끝으로 연락도 제대로 못하지만 제 인생의 방향을 바꾸도록 도와준 은표 형과 한승이에게도 고마움을 전합니다. 모든 것이 여러 분들이 있었기에 가능했습니다. 감사합니다.

저자 씀

## <차례>

그림 차례	ii
표 차례	iv
국문요약	1
I. 서론	3
II. 대상 및 방법	6
1. 연구대상	6
2. 연구방법	6
가. 셋업오차보정	6
나. 종양오차보정	7
III. 결과	12
1. 대상 환자의 임상적 특성	12
2. 환자 셋업오차	12
3. 종양 경계의 위치 변화	21
4. 종양 위치에 따른 각 군 환자의 셋업오차 및 종양 경계 위치 변화	13
IV. 고찰	29
V. 결론	34
참고문헌	36
영문요약	40

## 그림 차례

그림 1. Daily setup error verification·····	8
그림 2. Measurement of interfractional target margin shift·····	9
그림 3. Cranial-caudal motion by 2D fluoroscopy··	10
그림 4. Group 1 ~ 4 according to Couinaud's proposal ·····	11
그림 5. Examples of body setup deviation during initial 10 fractions in group 1·····	21
그림 6. Examples of target margin deviation during initial 10 fractions in group 1·····	22
그림 7. Examples of body setup deviation during initial 10 fractions in group 2·····	23
그림 8. Examples of target margin deviation during initial 10 fractions in group 2·····	24
그림 9. Examples of body setup deviation during initial 10 fractions in group 3·····	25
그림 10. Examples of target margin deviation during initial 10 fractions in group 3·····	26

그림 11. Examples of body setup deviation during initial 10 fractions in group 4.....27

그림 12. Examples of target margin deviation during initial 10 fractions in group 4.....28

## 표 차례

표 1. Patient characteristics	14
표 2. Overall mean setup error shift length	15
표 3. Mean marginal liver motion change	16
표 4. Examples of body setup deviation during initial 10 fractions in group 1	17
표 5. Examples of target margin deviation during initial 10 fractions in group 1	17
표 6. Examples of body setup deviation during initial 10 fractions in group 2	18
표 7. Examples of target margin deviation during initial 10 fractions in group 2	18
표 8. Examples of body setup deviation during initial 10 fractions in group 3	19
표 9. Examples of target margin deviation during initial 10 fractions in group 3	19
표 10. Examples of body setup deviation during initial 10 fractions in group 4	20



⚭ 11. Examples of target margin deviation during  
initial 10 fractions in group 4.....20

## 국문요약

### 간종양의 방사선치료에서 MVCT (Mega-Voltage Computed Tomography) 영상을 이용한 종양 위치 변화 양상 고찰

간종양의 방사선치료시 셋업오차, 호흡에 의한 횡격막 움직임과 장기의 기하학적 변형 등으로 인하여 전통적인 관점에서 종양의 실제 위치를 파악하는데 제약이 있어 왔다. 본 연구에서는 토모테라피 영상유도장치인 MVCT (Mega-voltage Computed Tomography) 영상을 이용하여 자유 호흡시 종양경계상태를 파악하여 종양 위치의 변화 양상을 알아보려고 하였다.

2006 년 4 월부터 2007 년 8 월까지 간종양에 토모테라피를 받은 환자 26 명을 대상으로 치료 시작 후 10 회까지 매회 치료시의 MVCT 영상을 분석하였다. 1차적으로 골격 구조에 따라 셋업오차보정을 한 상태에서 종양경계부위의 위치 변화를 치료계획 kVCT (Kilo-Voltage Computed Tomography)와의 영상융합을 통해 비교하여 오차 정도를 파악하였다. 이 때 2차원 직교좌표계 상에서 종양부위에서 치료 계획 kVCT와 MVCT 간의 최대 간격이 있는 부분을 기준으로 길이를 측정하였으며 간종양의 위치별 변화 양상을 보기 위하여 종양 위치를 Couinaud's proposal을 기준으로 1 군 (S1), 2 군 (S2, S3, S4), 3 군 (S5, S6), 4 군 (S7, S8)으로 나누어 각 군별 위치 변화 양상을 비교하였다. 분석에는 Tomotherapy Hi-Art system 2.0 (Tomotherapy, USA)을 이용하였다.

MVCT를 통해 알아본 평균 셋업오차는 각각  $0.45 \pm 2.04$  mm (left-right),  $0.97 \pm 4.06$  mm (cranial-caudal),  $8.38 \pm 4.67$  mm (anterior-posterior) 이었다. 종양 위치에 따른 위치 변화 양상은 각 군별 관련성 보다는 환자의 개별적 특성이 중요한 인자인 것으로 나타난 가운데 2 군이 전방 바깥쪽으로 2.80 mm, 좌측 안쪽으로 2.23 mm 차이를 나타내어 1, 3, 4 군에 비해 특징적인 경향을 보였고, 4 군은 전, 후, 좌, 우 차이의 편차가 심했으며 1, 2, 3 군 모두 후방으로의 위치 변화는 1 mm

전후로 적은 값을 갖는 경향성을 나타내었다.

결론적으로 간종양에 토모테라피를 적용할 때 MVCT를 이용하여 종양 위치에 따른 움직임이 다양함을 확인할 수 있었으며 이를 적절한 PTV (Planning Target Volume) 여백의 설정에 이용한다면 향후 간종양의 정밀 방사선치료를 구현하는데 유익할 것으로 생각된다.

---

핵심 되는 말 : 간종양, 토모테라피, MVCT

# 간종양의 방사선치료에서 MVCT (Mega-Voltage Computed Tomography)

## 영상을 이용한 종양 위치 변화 양상 고찰

<지도교수 **성진실**>

연세대학교 대학원 의학과

### I. 서론

간종양의 방사선치료에 있어 최근에 3차원입체조형치료 뿐만 아니라 세기조절방사선치료, 토모테라피 등의 도입으로 종양의 국소제어와 함께 주변의 정상조직에 대한 부작용 감소가 가능해졌으며<sup>1, 2, 3, 4, 5</sup> 이는 간종양에 대한 방사선치료의 증가로 이어지고 있다. 부작용으로는 방사선에 의한 간독성 및 주변의 위, 십이지장, 대장, 소장 등 소화관에 대한 독성이 대표적이며,<sup>6, 7</sup> 세기조절방사선치료나 토모테라피가 부작용을 줄이는 적절한 대안이 될 수 있다. 이러한 방사선치료에 있어 GTV (Gross Tumor Volume), CTV (Clinical Target Volume) 도해를 정확히 하여 선량을 집중 조사하는 것이 중요한데, 최근 방사선치료 기법과 장비가 발달함에 따라 이것이 가능해졌고 간종양의 경우도 예외는 아니어서 보다 많은 선량을 CTV에 주는 것이 가능하게 되었다. 이렇듯 고정밀 방사선치료가 가능해졌지만 호흡시 움직이는 간의 특성 때문에 원하는 선량을 주는 데 제약이 있어 환자셋업오차에 의한 PTV (Planning Target Volume) 여백 설정 뿐만 아니라 분할치료 당시와 분할치료 간 호흡에 의한 간의 움직임도 각각 함께 반영해야 하는 여백 설정의 문제가 남아 있는 상태이다.

호흡에 의한 간의 움직임의 경우 주로 횡격막의 상하 움직임을 확인하여 이에 준하는 여백을 전, 후, 좌, 우로 반영하는 것이 일반적인 PTV 도해 방법이었다. (대개 5 mm 혹은 10 mm) 하지만, 부드러운 간조직의 특성상 이와 같은 일률적인 적용은 재고될 필요가 있으며 전체 간조직의 기하학적 변형을 반영하는 것이 바람직한 PTV 도해의 방법이라 할 수 있겠다.<sup>8, 9, 10, 11</sup> ICRU (International Congress on Radiological Units) Report 62에서 제시하듯이 이러한 기하학적 변형을 반영한 ITV (Internal Target Volume) 에 셋업오차를 반영한 PTV 여백을 반영하는 것은 토모테라피와 같은 고정밀방사선치료를 시행하기 위한 기초가 된다.<sup>12</sup> 기존의 2차원적 x-선 투시상에서 손쉽게 확인할 수 있는 횡격막 움직임이 있지만, 표식자를 삽입하여 x-선 투시 영상을 확인한다 하더라도 종양의 위치에 따라 확인이 불가능한 좌표축이 있을 수 있으며 3차원 체적 구조인 종양을 하나의 점으로 파악하는 데 있어 정확한 분석에 한계를 가진다.

이제까지 이러한 1차원, 혹은 2차원적인 분석으로 간종양의 움직임을 파악한 연구는 있었으나 아직까지 간종양에 대하여 3차원적인 움직임을 분석한 연구는 그 방법상의 어려움으로 인하여 많은 제한이 있어 왔다. 간 이외에 폐종양, 전립선암 등의 방사선치료 시 장기의 움직임에 대한 연구가 활발하게 진행되어 왔지만<sup>13, 14</sup> 이것을 간종양의 방사선치료에 직접 적용할 경우 기존의 호흡을 반영한 gating, ABC (Active Breathing Control) 등의 IGRT (Image-Guided Radiotherapy) 방법들이 그 시간과 노력이 많이 필요하고 환자 순응도에서도 어려움이 있기 때문에 아직까지는 그 효용성에 대해 확신할 수 없는 상황이다. 최근 토모테라피가 도입되어 활발한 치료를 시행하고 있고 자체 내장된 MVCT (Mega-Voltage Computed Tomography) 영상 융합 기능을 이용하여 셋업오차보정에 유용하게 이용되고 있으므로,<sup>15, 16, 17</sup> 이것을 환자에게 큰 부담이 없는 자유 호흡 상태에서 셋업 오차와 더불어 간종양 오차까지 분석한다면 의미 있는 내용이 될 수 있으리라고 본다.

따라서, 본 연구에서는 토모테라피 영상유도장치인 MVCT 영상을 이용하여 셋업 오차 분석 및 분할치료 간 자유 호흡시 종양경계상태를 파악하여 종양 위치의 변화 양상을 알아보려고 하였다.

## II. 대상 및 방법

### 1. 연구 대상

2006 년 4 월부터 2007 년 8 월까지 간종양에 토모테라피를 받은 환자 26 명을 대상으로 치료 시작 후 10 회째 분할 조사까지 매회 치료시의 MVCT 영상을 분석하여 각 환자의 셋업오차보정, 종양오차보정을 시행하였다. 26 명의 환자는 간세포암 환자 15 명, 담도암 환자 6 명 (담낭암 제외), 담낭암 환자 3 명, 전이암 환자 2 명으로 구성되었으며 간세포암 환자의 방사선치료 시 x-선 투시상 횡격막 움직임을 조사하였으며 횡격막 움직움이 1.5 cm 를 넘지 않는 환자를 대상으로 하였다.

### 2. 연구 방법

#### 가. 셋업오차보정

모든 환자에 대하여 시뮬레이션 kVCT (Kilo-Voltage Computed Tomography) 는 반듯이 누운 자세와 자유 호흡 상태에서 5 mm 두께의 단면으로 시행하였다. 매 치료시 셋업오차보정은 세 단계로 진행하였다. 첫째, 시뮬레이션 kVCT 스캔 시 기준이 되었던 피부 문신점과 레이저 시스템을 이용하여 환자의 위치와 자세를 맞추고, 둘째, 종양을 중심으로 MVCT 스캔을 시행하여 MVCT 영상을 얻은 후 이를 시뮬레이션 kVCT 영상과 융합하는 작업을 하였다. 이 때 MVCT 스캔은 6 mm 두께의 단면으로 시행하였다. 마지막으로 척추뼈등 골격구조를 기준으로 시뮬레이션 kVCT와 MVCT 영상이 일치하도록 하여 이 때 이동하는 카우치 위치 변화를 측정하였다. 카우치 이동에 의한 셋업오차 정도를 x 축 (left-right), y 축 (cranio-caudal), z 축 (anterior-posterior), rotation 으로 파악한 후 피부 문신점과의 거리 차이만큼 카우치를 x 축, y 축, z 축, rotation 에 맞추어 이동하여 매 치료시의 새로운 기준점을 정한 후 토모테라피 치료를 시행하였다. (그림 1)

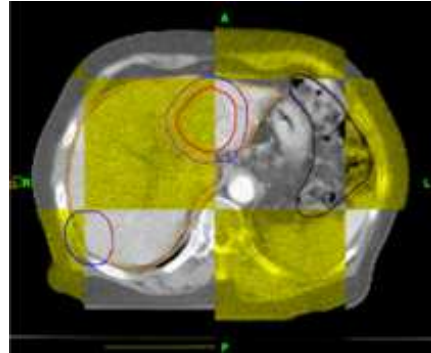
## 나. 종양오차보정

이와 같이 1차적으로 골격 구조에 따라 셋업오차보정을 한 상태에서 종양경계부위의 위치 변화를 MVCT와 시뮬레이션 kVCT와의 영상융합으로 비교하여 오차 정도를 파악하였다. 몸의 횡단면 2차원 직교좌표계 상에서 종양부위에서의 시뮬레이션 kVCT와 MVCT 영상을 비교하여 전, 후, 좌, 우 4 방향으로 측정 가능한 부분의 종양 혹은 간조직 경계의 위치 변화를 측정하였으며 모든 단면을 비교하여 가장 차이가 많이 나는 부분을 기준으로 하였다. 이 때 전, 후, 좌, 우 각 방향에서 MVCT가 시뮬레이션 kVCT를 기준으로 몸통 바깥쪽으로 이동했을 경우 양의 값을, 반대의 경우 음의 값을 갖도록 하였다. (그림 2) 두정, 시상면으로 재구성된 MVCT 영상 정확성의 한계로 인하여 상, 하 방향(cranial-caudal) 차이는 알기가 어려우므로 상, 하 방향의 차이는 자유 호흡시 x-선 투시상의 횡격막 움직임으로 대신하였다. (그림 3) 이 때 간종양의 위치별 변화 양상을 알아보기 위하여 종양 위치를 Couinaud's proposal을 기초로 하여 1 군 (S1), 2 군 (S2, S3, S4), 3 군 (S5, S6), 4 군 (S7, S8)으로 나누어 각 군별 위치 변화 양상을 비교하였다. (그림 4) 개별 환자의 분석에 더하여 환자의 나이, 성별, 수술 여부, TACE/TACI 여부, 방사선 재치료 여부 등이 각 환자군의 종양 위치 변화에 미치는 영향도 함께 알아보려고 하였다. 시뮬레이션 kVCT는 PQ-5000 CT-simulator (Philips, Netherlands) 를 사용하였고 분석에는 Varian Ximatron과 Tomotherapy Hi-Art system 2.0 (Tomotherapy, USA)을 이용하였다.

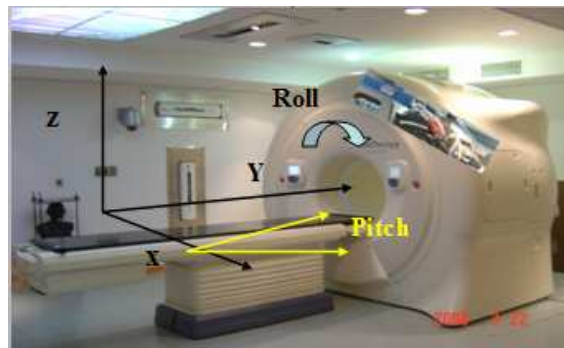




(a)

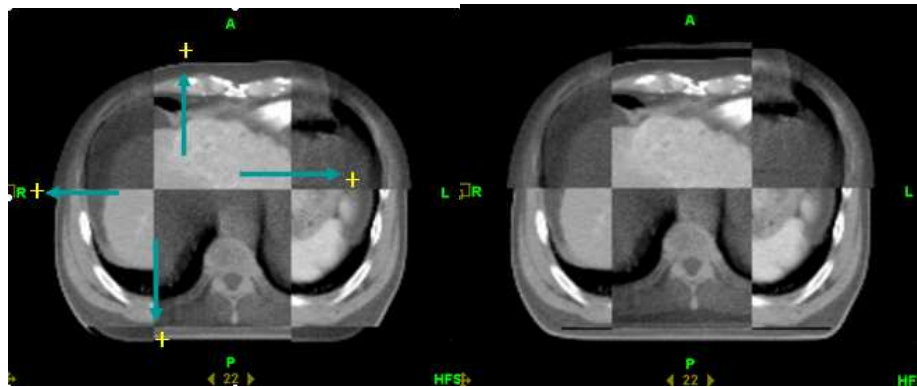


(b)



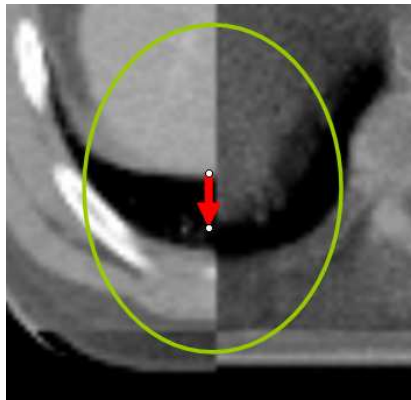
(c)

Figure 1. Daily setup error verification (a) laser system with conventional skin tattoos (room isocenter), (b) MVCT scan and image fusion with kVCT, (c) new isocenter by bony structure and couch translation and rotation



(a)

(b)

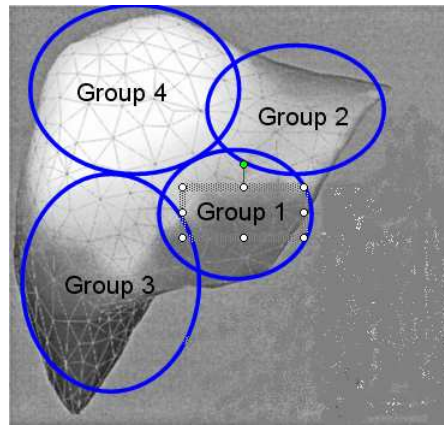


(c)

Figure 2. Measurement of interfractional target margin shift (a) quantification of target margin with transverse cross frame reference system and 4 directions (anterior, posterior, right, left), (b) after MVCT movement according to posterior negative direction, (c) magnification of (a)



Figure 3. Cranial-caudal motion by 2D fluoroscopy



- Group 1 : segment 1
- Group 2 : segment 2~4
- Group 3 : segment 5, 6
- Group 4 : segment 7,8

Figure 4. Group 1 ~ 4 according to Couinaud's proposal

### III. 결 과

#### 1. 대상 환자의 임상적 특성

전체 26 명의 환자중 60 세 이상이 17 명 (65.4%), 남성이 21 명 (80.8%)로 60 세 미만, 여성에 비해 많았으며 수술을 받은 환자는 6 명 (23.1%), TACE 혹은 TACI를 받은 환자는 9 명 (34.6%) 이었고 이전에 간종양에 대한 방사선치료를 받은 환자는 1 명 (3.8%) 이었다. 종양 위치에 따른 분포는 1 군이 10 명 (38.5%), 2 군이 6 명 (23.1%), 3 군이 4 명 (15.4%), 4 군이 6 명 (23.1%)이었다. (표 1)

#### 2. 환자셋업오차

평균셋업오차는 3차원 직교좌표계에서 x, y, z 축의 위치 변화로 분석한 결과 x 축 (left-right)  $0.45 \pm 2.04$  mm, y 축 (cranial-caudal)  $0.97 \pm 4.06$  mm, z 축 (anterior-posterior)  $8.38 \pm 4.67$  mm 였다. (표 2)

#### 3. 종양 경계의 위치 변화

환자의 나이, 성별, 수술 여부, TACE/TACI 여부, 종양 위치 별 종양의 위치 변화 양상은 표 3에서 보는 바와 같다. 각 환자군별 종양 위치 변화는 횡격막 움직임, 몸통 횡단면에서 MVCT의 전, 후, 좌, 우 방향의 움직임을 통해서 보았을 때 연관성은 거의 없었다. 종양 위치에 따른 위치 변화 양상은 2 군이 전방 바깥쪽으로 평균 2.80 mm, 좌측 안쪽으로 평균 2.23 mm kVCT에 비해 MVCT가 이동되었다. 4 군은 전, 후, 좌, 우 차이의 편차가 심했으며 1, 2, 3 군 모두 후방으로의 위치 변화는 1 mm 전후로 적은 값을 나타내었다.

#### 4. 종양 위치에 따른 각 군 환자의 셋업오차 및 종양 경계 위치 변화

1 - 4 군 환자에서 10 회 분할치료까지의 셋업오차 및 종양오차를 각각 2 예씩 나타내었다.(표 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 그림 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12) 셋업오차, 종양오차 모두 군별 특성 보다는 환자의 개별적 특성이 반영된 경향을 보이는 가운데, 셋업오차의 경우 대체로 z 값이 x, y 값에 비해 상대적으로 컸지만 표준편차는 큰 차이가 없었다. 1 군과 4 군 환자의 종양오차는 일정한 경향을 찾기 어려웠으며, 2 군 환자에서는 MVCT가 좌측 안쪽으로 평균 2.23 mm 위치하였는데 2 환자의 예에서도 대부분 전방으로 양의 값을, 좌방으로 음의 값을 그리고 후방으로는 1 mm 이하의 절대값을 갖는 것을 알 수 있었다. 3 군의 경우 전반적으로 편차가 크지 않은 가운데 최대 오차 값이 2 mm를 넘지 않을 정도로 안정적인 양상을 나타내었다.

Table 1. Patient characteristics

Patient Characteristics (n = 26)	
Characteristics	No. of Patients (%)
Age (years)	
≥ 60	17 (65.4)
< 60	9 (34.6)
Sex	
Male	21 (80.8)
Female	5 (19.2)
Disease	
Hepatocellular carcinoma	15 (57.7)
Cholangiocarcinoma	6 (23.1)
Gall bladder cancer	3 (11.5)
Metastatic liver tumor	2 (7.6)
Operation	
Yes	6 (23.1)
No	20 (76.9)
TACE/TACI	
Yes	9 (34.6)
No	17 (65.4)
Previous RT (infield)	
Yes	1 (3.8)
No	25 (96.2)
Group	
1	10 (38.5)
2	6 (23.1)
3	4 (15.4)
4	6 (23.1)

Table 2. Overall mean setup error shift length

	mean setup error (mm)
Left-right (x)	0.45 $\pm$ 2.04
Cranial-caudal (y)	0.97 $\pm$ 4.06
Anterior-posterior (z)	8.38 $\pm$ 4.67



Table 3. Mean marginal liver motion change

Characteristics	Mean tumor margin position change									
	Diaphragm (mm)	<i>P</i>	Anterior (mm)	<i>P</i>	Posterior (mm)	<i>P</i>	Right (mm)	<i>P</i>	Left (mm)	<i>P</i>
Age										
≥60	1.00±0.27	0.617	2.90±2.51	0.660	-0.35±4.53	0.827	0.70±3.00	0.907	-1.43±3.39	0.757
<60	1.14±0.42		1.45±3.43		-0.66±2.07		1.50±2.38		-1.04±1.73	
Sex										
Male	1.17±0.40	0.155	-0.22±3.00	0.624	-0.70±3.52	0.989	-0.46±2.39	0.069	-1.3±2.57	0.627
Female	0.70±0.40		5.20±1.53		-0.47±1.05		2.95±0.49		-0.6±2.27	
Operation										
Yes	1.00±0.29	0.617	0.45±1.01	0.580	0.43±1.01	0.412	0.30±0.92	0.854	-0.60±2.55	0.523
No	1.25±0.39		2.27±3.39		-0.94±3.53		0.68±2.91		-1.40±2.35	
TACE/TACI										
Yes	0.90±0.41	0.125	2.73±2.12	0.519	0.35±1.30	0.304	0.80±1.45	0.805	-1.13±1.62	0.961
No	1.25±0.36		0.90±3.77		-1.12±3.75		0.20±2.94		-1.18±2.82	
Group										
1	1.25±0.45	0.911	2.13±3.57	0.728	0.07±0.99	0.296	1.03±2.31	0.928	-0.18±1.84	0.005
2	1.00±0.29		2.80±1.73		-0.07±1.38		1.10±0.78		-2.23±1.37	
3	1.00±0.29				0.50±0.47		0.30±0.49		0.15±0.41	
4	1.10±0.50		-0.15±3.93		-3.15±6.58		-0.60±3.58		-4.50±5.35	

Table 4. Examples of body setup deviation during initial 10 fractions in group 1

Example 1

	Mean (mm)
x (latero-lateral)	$1.47 \pm 3.01$
y (cranial-caudal)	$8.40 \pm 2.99$
z (anterior-posterior)	$11.36 \pm 3.19$

Example 2

	Mean (mm)
x (latero-lateral)	$1.28 \pm 1.42$
y (cranial-caudal)	$-0.45 \pm 2.75$
z (anterior-posterior)	$10.01 \pm 1.72$

Table 5. Examples of target margin deviation during initial 10 fractions in group 1

Example 1

	Mean (mm)
Anterior	$6.70 \pm 3.52$
Posteror	$-1.00 \pm 1.70$
Right	$3.30 \pm 2.00$
Left	$0.90 \pm 3.31$

Example 2

	Mean (mm)
Anterior	$0.30 \pm 1.34$
Posteror	$-0.10 \pm 0.32$
Right	$0.60 \pm 1.35$
Left	$-0.70 \pm 1.16$

Table 6. Examples of body setup deviation during initial 10 fractions in group 2

Example 1

	Mean (mm)
x (latero-lateral)	$-2.84 \pm 4.23$
y (cranial-caudal)	$-3.63 \pm 2.87$
z (anterior-posterior)	$9.74 \pm 2.51$

Example 2

	Mean (mm)
x (latero-lateral)	$2.09 \pm 1.79$
y (cranial-caudal)	$-4.05 \pm 3.30$
z (anterior-posterior)	$13.67 \pm 3.48$

Table 7. Examples of target margin deviation during initial 10 fractions in group 2

Example 1

	Mean (mm)
Anterior	$4.30 \pm 2.71$
Posterior	$-0.70 \pm 1.34$
Left	$-2.10 \pm 2.08$

Example 2

	Mean (mm)
Anterior	$2.60 \pm 2.22$
Posterior	$0.50 \pm 1.90$
Left	$-2.60 \pm 2.46$

Table 8. Examples of body setup deviation during initial 10 fractions in group 3

Example 1

	Mean (mm)
x (latero-lateral)	$2.17 \pm 1.55$
y (cranial-caudal)	$4.48 \pm 2.75$
z (anterior-posterior)	$7.23 \pm 4.05$

Example 2

	Mean (mm)
x (latero-lateral)	$-1.05 \pm 1.88$
y (cranial-caudal)	$-5.48 \pm 1.81$
z (anterior-posterior)	$8.07 \pm 1.06$

Table 9. Examples of target margin deviation during initial 10 fractions in group 3

Example 1

	Mean (mm)
Posterior	$1.00 \pm 0.82$
Left	$0.50 \pm 0.71$

Example 2

	Mean (mm)
Posterior	$0.00 \pm 0.67$
Right	$0.30 \pm 0.48$
Left	$-0.20 \pm 0.63$

Table 10. Examples of body setup deviation during initial 10 fractions in group 4

Example 1

	Mean (mm)
x (latero-lateral)	$-4.35 \pm 2.10$
y (cranial-caudal)	$-1.19 \pm 2.84$
z (anterior-posterior)	$3.79 \pm 2.51$

Example 2

	Mean (mm)
x (latero-lateral)	$4.57 \pm 3.21$
y (cranial-caudal)	$-0.42 \pm 2.33$
z (anterior-posterior)	$5.17 \pm 2.87$

Table 11. Examples of target margin deviation during initial 10 fractions in group 4

Example 1

	Mean (mm)
Anterior	$4.60 \pm 4.48$
Posteror	$0.30 \pm 0.67$
Right	$2.60 \pm 0.97$

Example 2

	Mean (mm)
Anterior	$-4.90 \pm 6.26$
Posteror	$-6.60 \pm 8.21$
Right	$-3.80 \pm 4.44$
Left	$-4.50 \pm 8.14$

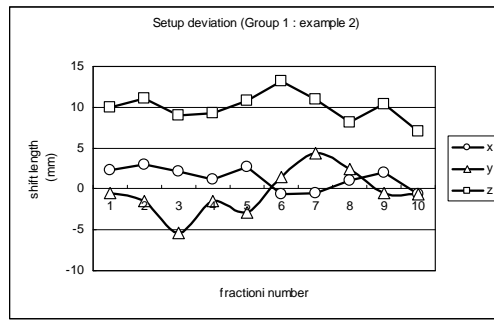
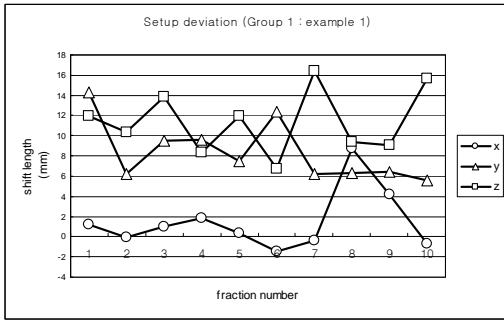


Figure 5. Examples of body setup deviation during initial 10 fractions in group 1

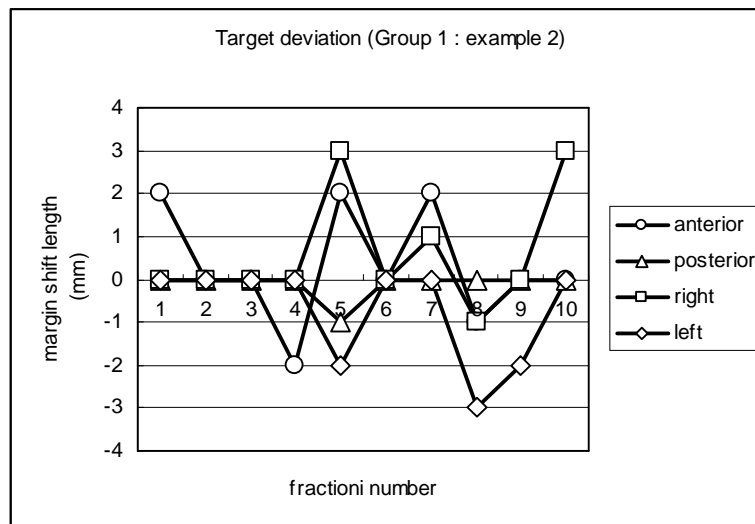
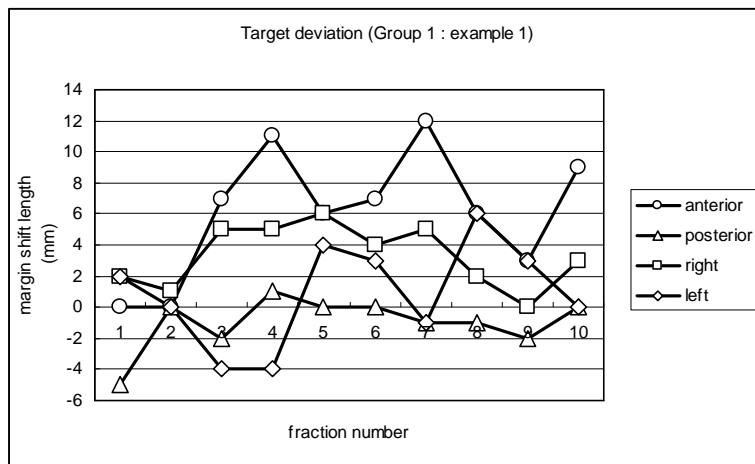


Figure 6. Examples of target margin deviation during initial 10 fractions in group 1

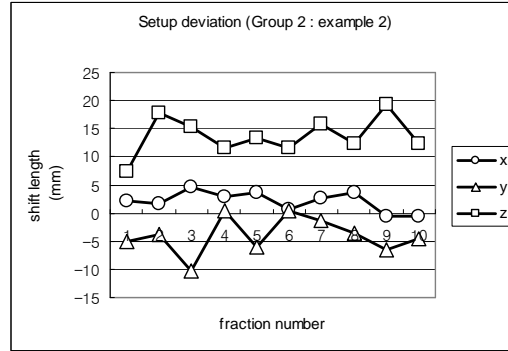
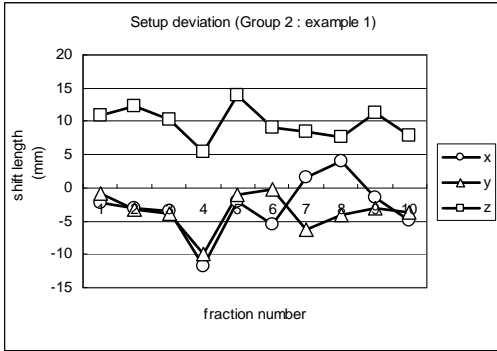


Figure 7. Examples of body setup deviation during initial 10 fractions in group 2



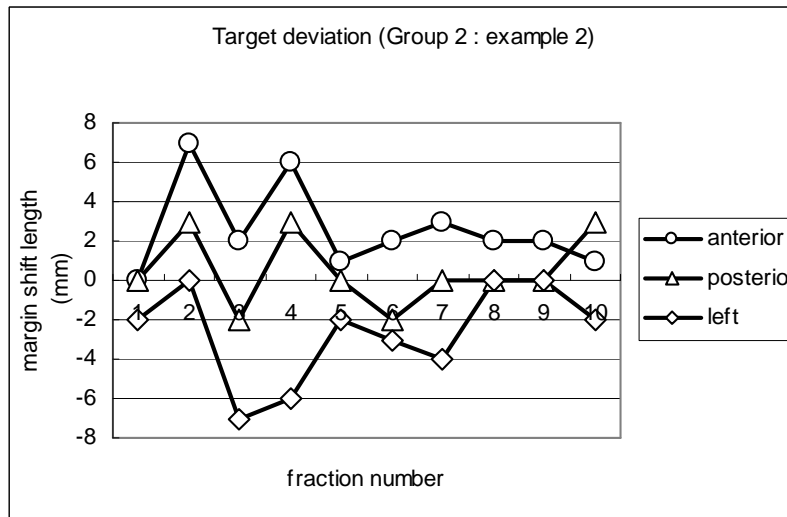
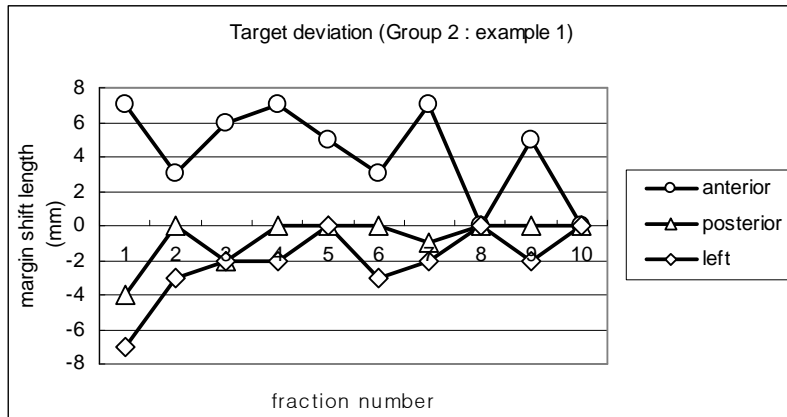


Figure 8. Examples of target margin deviation during initial 10 fractions in group 2

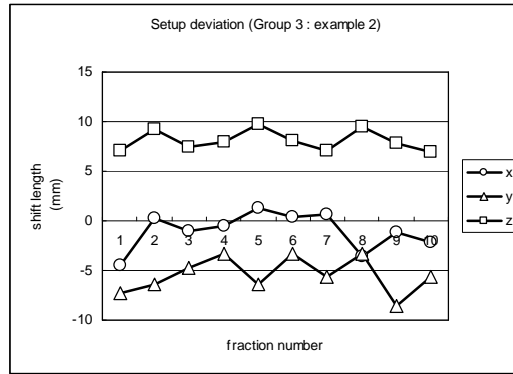
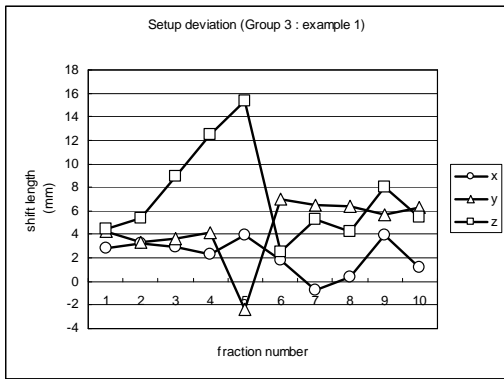


Figure 9. Examples of body setup deviation during initial 10 fractions in group 3

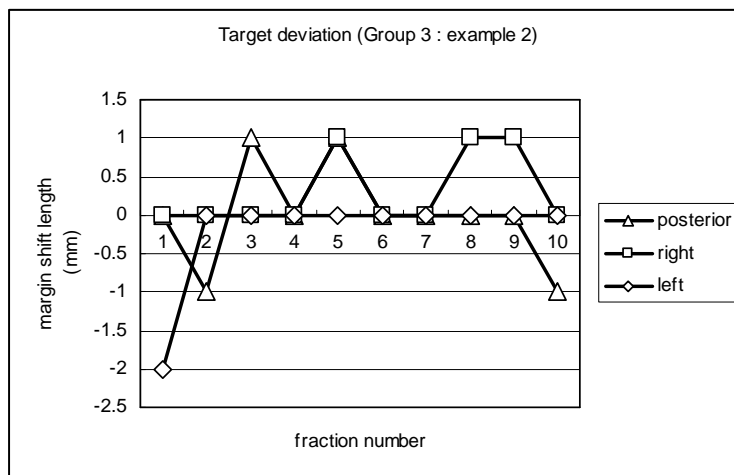
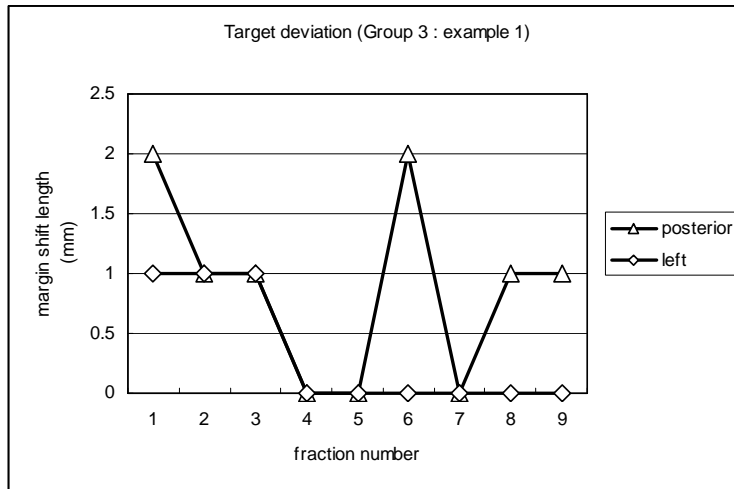


Figure 10. Examples of target margin deviation during initial 10 fractions in group 3

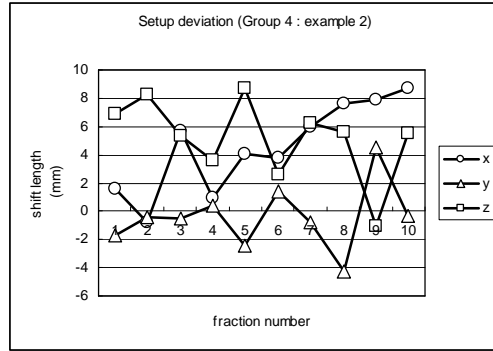
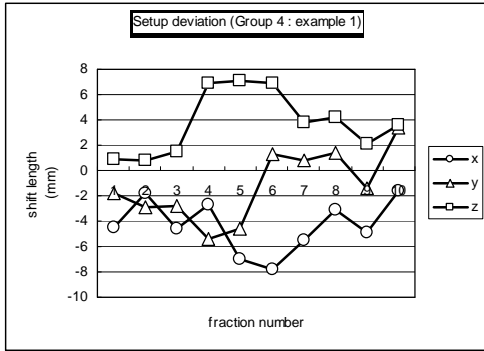


Figure 11. Examples of body setup deviation during initial 10 fractions in group 4

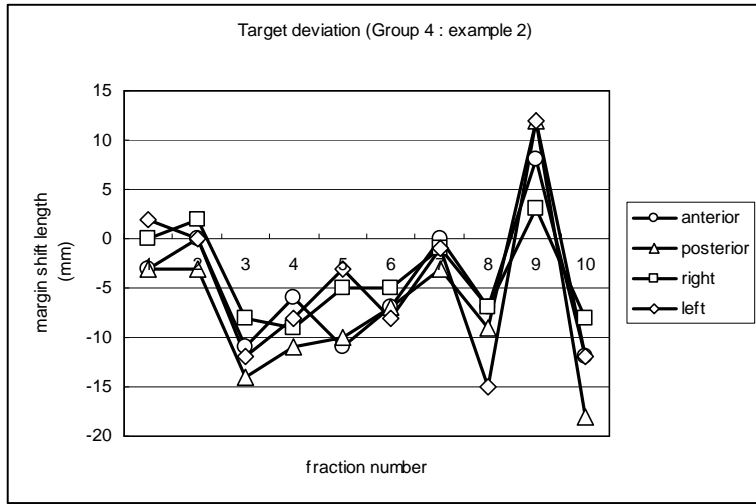
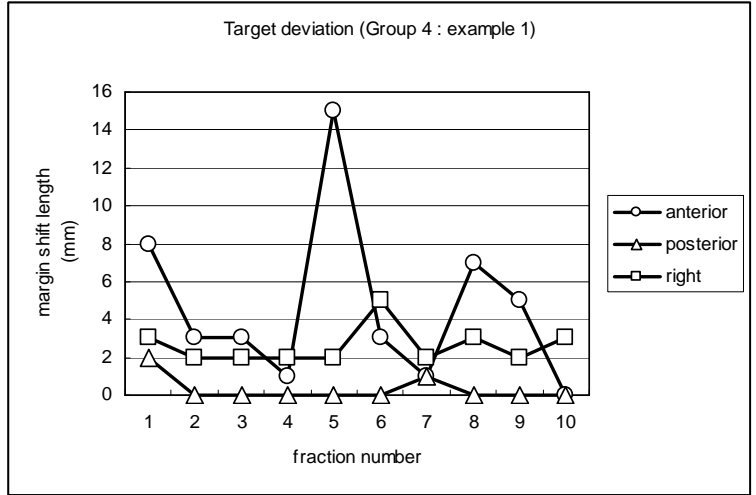


Figure 12. Examples of target margin deviation during initial 10 fractions in group 4

#### IV. 고찰

간종양의 방사선치료에서 3차원입체조형치료, 세기조절방사선치료, 토모테라피 등의 도입으로 종양의 실제적인 국소제어율의 증가와 부작용 감소를 기대할 수 있게 되었으며, 최근 소분할방사선치료 및 방사선수술에 대한 관심이 높아져 고정밀 방사선치료의 중요성이 더욱 커지고 있다.<sup>18, 19, 20</sup> 하지만, 간, 폐, 횡격막, 췌장, 신장 등 대부분의 복부 장기가 호흡시 움직이는 것이 확인되면서 장기의 움직임이 고정밀방사선치료에 큰 제한점으로 여겨지고 있다.<sup>15, 21</sup> 간종양 방사선치료시 호흡을 멈추고 치료하는 것이 이상적이지만 환자의 순응도, 장비 등 현실적인 적용에 있어서의 한계가 있다. 특히 3차원입체조형치료처럼 1 개의 조사문당 조사 시간이 상대적으로 길지 않을 때와 달리 세기조절방사선치료나 토모테라피와 같은 고정밀 방사선치료의 경우는 1 개의 조사문당 조사 시간이 길거나 연속적인 빔의 조사가 있기 때문에 호흡을 멈추고 치료하는 것이 거의 불가능하다. 따라서 현실적인 대안으로 자유 호흡 상태에서 최선의 방사선치료가 될 수 있도록 보다 정밀한 ITV, PTV 도해가 필요한데 이에 대한 모색으로써 분할 치료간 셋업오차와 종양오차를 반영할 수 있도록 MVCT 영상을 이용한 것이다.

셋업 오차 확인으로써의 MVCT에 대한 몇몇 연구 결과 약 2-3 cGy의 양으로 골격구조에서 확인하기에 충분한 양질의 영상을 볼 수 있는 반면에 연부조직에서의 대비는 상대적으로 떨어져 활용하기에 부적합하다는 내용이 있었다.<sup>19</sup> Fuss 등은 MVCT에 의한 영상유도장치가 골격계와 폐의 종양 치료에는 적합하지만, 연부조직 대비능이 좋지 않아 간종양을 대비시키기에는 적절하지 않은 것으로 보고한 바 있다.<sup>22</sup> 이에 반하여 Meeks 등은 MVCT 영상의 낮은 해상도에도 불구하고 연부조직에서 4 mm 까지 충분한 대비능을 가져올 수 있다고 하여 MVCT 영상이 환자 셋업에서 뿐만 아니라 연부조직종양 도해에서도 가능성이 있음을 언급하였으며,<sup>23</sup> 실제

로 MVCT 영상에 기반한 전립선 도해가 가능하다는 보고가 있었다.<sup>24</sup> 본 연구에서 MVCT 골격구조대비에 의한 3차원적 셋업오차보정은 피부 문신점 없이도 만족스러운 결과를 나타내었다. 하지만 아직까지 간종양에 대한 방사선치료시 MVCT에 의한 영상유도는 어려움이 있는 것이 사실이다. MVCT 영상유도시 간종양은 물론 TACE 후 리피오돌 침착, 수술시 클립핑 등이 확인하기 어려운 상태였다. 따라서 종양 위치별 움직임 양상 분석시 간실질조직과 주변조직의 경계면을 주요 관찰 대상으로 하였다. 차후에 다른 방안으로 방사선 비투과 기준표식자 (radio-opaque fiducial marker insertion) 나 진단용 대조 표준 컴퓨터 단층 촬영 (diagnostic control CT) 에 대한 연구가 함께 필요하리라고 본다.<sup>25</sup>

기존의 셋업오차 보정은 조사문 영상 기술의 발달로 많은 발전을 이루었으나 현재 이용 가능한 수단은 2차원적인 것이 대부분이다. 이에 비하여 MVCT 영상을 이용한 셋업오차보정은 환자 위치 셋업, 영상 등록에 이은 카우치 위치 이동을 통하여 정밀한 피부 문신점-레이저 위치 파악의 필요성을 감소시켰으며, 3차원적인 체적 기반의 영상 유도으로써 정밀성과 편리성을 동시에 개선시켰다고 볼 수 있다.<sup>17</sup> 다만 몸통 횡단면 MVCT 영상을 재구성 한 두정면, 시상면 영상의 해상도가 떨어져 간의 상, 하 움직임은 MVCT로 확인할 수 없어 x-선 투시상 횡격막 움직임으로 대신하였으며 이는 정밀하지는 않으나 대체적인 경향성을 알아보는 데는 문제가 없을 것으로 생각된다.

본원에서 방사선 치료계획 시 사용되고 있는 Pinnacle 3 (Philips Medical System, Milpitas, CA) program 이 타겟 체적 확장을 자동적으로 함에 있어 3차원 직교좌표계를 이용하며 각 지점이 전, 후, 좌, 우, 상, 하의 6 방향으로 이동되도록 하고 있는 점에 착안하여 시뮬레이션 kVCT와 MVCT 간의 위치 이동을 이와 같은 직교좌표계를 기반으로 확인하였다. 경계 부위가 좌표축과 사선 관계인 경우 설정 방향에 따라 약간의 왜곡이 있을 수 있으나 분석의 편리성과 현 시스템과의 연계 등을 고

려해 볼 때 바람직한 가정이라고 생각된다.

셋업오차보정시 x 축, y 축에 비하여 z 축이 큰 값을 나타낸 것은 카우치 이동 후 축에서 떨어진 부분이 받는 하중에 의해 카우치가 아래로 쳐진 것이 원인이다. 따라서 z 값 자체가 셋업오차를 나타내는 것이라기 보다는 카우치 처짐을 가정한 상태에서 z 값의 표준 편차를 셋업오차로 반영해야 하며, x 축과 y 축으로의 오차는 적지만 이 또한 표준 편차로 접근하는 것이 타당하다.

본 연구에서 각 환자군별 종양 위치 변화는 횡격막 움직임, 몸의 횡단면에서 MVCT의 전, 후, 좌, 우 방향의 움직임을 통해서 보았을 때 연관성은 거의 없었으나 2 군의 경우 좌방 MVCT 경계가 시뮬레이션 kVCT 보다 안쪽으로 위치하는 경향을 보여 위와 인접한 간종양을 치료할 경우 최소 4 시간 이상 공복 상태에서의 기존의 엄격한 PTV 여백 보다 더욱 엄격한 여백의 적용이 필요할 것으로 생각되었다. 물론 실시간 움직임을 반영한 것은 아니지만 호흡의 영향으로 인접한 장기인 위에 대한 독성이 증가될 수 있음을 보여준 것이다. 반면 Yan 등에 의하면 선량학적인 측면에서 타겟 경계 부위에서 선량분포가 급격히 변할 경우 동일한 선량 수준을 유지하기 위해 보다 더 큰 PTV 체적이 필요한데,<sup>13</sup> 이에 의하면 세기조절방사선치료나 토모테라피와 같은 고정밀방사선치료에서 PTV 여백을 줄일 경우 실질적으로 타겟에 충분한 선량을 조사하는 것이 어려울 수 있으므로 PTV 여백 설정시 이 점도 고려하여 향후 이러한 여러 상반된 상황을 적절히 반영하는 것이 필요할 것으로 생각된다.

4 군에서는 전, 후, 좌, 우, 상, 하 할 것 없이 각 방향 간 차이의 편차가 심했으며 1, 2, 3 군 모두 후방으로의 위치 변화는 1 mm 전후로 적은 값을 나타내었는데 이는 어느 정도 예상된 결과로 반듯이 누운 상태에서 간 후방의 움직임은 비교적 안정되어 있으며 특별히 S5, S6 부위를 치료할 경우 간 움직임에 대한 보다 세심한 접근이 필요할 것이다.



이상의 결과는 모집단 수가 적고 환자간, 분할치료간 편차가 있어 전체의 평균값을 대표값으로 삼기에는 무리가 있다. 환자 개인간의 차이가 크게 나타나 호흡간 결과를 일률적으로 적용하기에는 많은 제약이 있고, 동일한 환자에 대한 반복 측정이라도 환자의 전신 상태나 호흡 상태에 따라 변화의 여지가 있으므로 향후 동일한 조건을 가져올 수 있는 장비의 적용이 필요할 것으로 생각된다.

한편, Balter 등은 간중양의 방사선치료에서 간의 기하학적 불확실성에 대한 적절한 접근 방법과 이의 중요성을 언급한 바 있는데 개별 환자의 특이적 정보와 개체군에 기반한 값의 차이가 있으므로 이의 적절한 절충 및 개별화된 치료가 중요함을 언급하였다.<sup>26</sup> 현재로서는 호흡시 간 움직임이 환자 개개인간 예측 불가능한 편차가 있으므로 기본적으로 개별화된 접근을 하면서 적절한 장비의 활용이 필요하다고 볼 수 있겠다.

3차원입체조형방사선치료, 세기조절방사선치료, 토모테라피 모두 치료의 정밀성이 요구된다. 이 때 목표가 되는 종양체적만 정밀한 것은 고정밀 방사선치료의 관점에서 볼 때 완전한 치료가 될 수 없으며 주변의 정상 조직에 대한 정밀성도 동시에 중요하다고 할 수 있다. 따라서 일반적으로 IGRT 에서 고려되고 있는 종양에 대한 gating, tracking 뿐만 아니라 최소한 셋업오차보정을 종양오차보정과 연계해서 고려하는 것이 바람직하다. 기존의 gating 이나 tracking 은 종양의 움직임만 고려하여 상대적으로 정상조직의 움직임을 고려하지 못한 측면이 있다. 특히 종양 주변에 방사선에 취약한 장기가 있는 경우 더욱 세심한 주의가 필요하다. 본 연구에서는 셋업오차보정을 한 후 종양오차보정을 하여 이 같은 문제에서 한 단계 진전이 있었다고 생각된다. 또한 호흡에 따른 방사선치료 조사거리 변화로 인한 선량의 가중치에 대한 영향이 있으므로 향후 이에 대한 보완도 필요하다. 셋업오차와 종양오차를 알 때 실제로 방사선치료계획을 함에 있어 ITV와 PTV 여백을 어느 정도 줄 것인지에 대해서는 보다 더 심화된 연구가 필요할 것이다.

결론적으로 간종양에 토모테라피를 적용할 때 MVCT를 이용하여 종양 위치에 따른 움직임이 다양함을 확인할 수 있었으며 이를 적절한 ITV, PTV 여백의 설정에 이용한다면 향후 간종양의 정밀 방사선치료를 구현하는데 유익한 정보를 제공할 수 있을 것이다. 무엇보다도 3차원입체조형방사선치료 기준에서 종양이 어떻게 움직이는지 알 방법이 없는 상황에서 토모테라피 MVCT 영상 시스템은 매우 유용한 도구가 될 수 있다. 다만 MVCT 영상 피드백이 토모테라피를 비롯한 방사선치료에서 더 큰 역할을 하기 위해서는 더 많은 연구가 필요할 것으로 생각되며 CBCT (Cone-Beam Computed Tomography) 같은 다른 시스템과 연계하는 것도 고려되어야 할 것이다.

## V. 결 론

2006 년 4 월부터 2007 년 8 월까지 간종양에 토모테라피를 받은 환자 26 명을 대상으로 치료 시작 후 10 회까지 매회 치료시의 MVCT 영상을 분석하였다. 셋업 오차보정과 종양오차보정을 각각 독립적인 요소로 생각하여 분석하였으며 MVCT 영상이 골격구조나 폐종양에서는 유용하나 아직까지 간종양을 비롯한 연부 조직 영상에서는 제약이 있었다.

각 환자군별 종양 오차 정도를 분석한 결과 대부분의 결과가 연관성이 없는 것으로 나타나 간종양 움직임에 대한 접근시 개별화된 접근이 우선되어야 함을 보여주었다. 대부분 연관성이 없었지만 종양 위치가 2 군일 경우 좌방에서 PTV 여백을 줄이는 것이 필요함을 알 수 있었고 이는 인접 장기인 위 조직에 대한 독성과 관련되므로 신중한 접근이 필요하며 4 군의 경우 환자별 편차가 크기 때문에 S5, S6 부위를 치료할 경우 간 움직임에 대한 보다 세심한 접근이 필요하겠다.

MVCT에 의한 평균 셋업오차는 각각  $0.45 \pm 2.04$  mm (left-right),  $0.97 \pm 4.06$  mm (cranial-caudal),  $8.38 \pm 4.67$  mm (anterior-posterior) 이었다. 이는 전체 평균을 나타낸 것으로 카우치 이동에 의한 셋업오차보정 시 카우치 처짐의 현상이 있기 때문에 해석에 주의가 필요하다. 셋업오차 역시 환자의 개별적 특성에 영향을 받으므로 종양 오차와 마찬가지로 개별화된 접근이 필요하다.

결론적으로 간종양의 방사선치료 시 기존의 시스템으로는 간의 움직임과 기하학적 변형의 양상을 파악하기 어려웠으나 토모테라피와 MVCT라는 유용한 도구를 이용하여 3차원적 체적의 개념에서 간의 움직임을 고찰할 수 있었다. 궁극적으로 실시간 움직임을 파악하는 것이 중요하겠으나 분할 치료간 움직임을 파악하는 것도 전체적인 경향성을 파악하는데 유용한 자료가 될 것으로 생각된다. 이를 통해 종양 위치에 따른 움직임이 다양함을 확인할 수 있었으며 이를 적절한 PTV 여백의 설정

에 이용한다면 향후 간종양의 정밀 방사선치료를 구현하는데 유익할 것으로 생각된다.

## 참고 문헌

1. Seong J, Park HC, Han KH, Lee DY, Lee JT, Chon CY, et al. Local radiotherapy for unresectable hepatocellular carcinoma patients who failed with transcatheter arterial chemoembolization. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2000;47:5:1331-5.
2. Park HC, Seong J, Han KH, Chon CY, Moon YM, Suh CO. Dose-response relationship in local radiotherapy for hepatocellular carcinoma. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2002;54:1:150-5.
3. Seong J, Park HC, Han KH, Chon CY. Clinical results and prognostic factors in radiotherapy for unresectable hepatocellular carcinoma:a retrospective study of 158 patients. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2002;55:329-36.
4. Shim SJ, Seong J, Han KH, Chon CY, Suh CO, Lee JT. Local radiotherapy as a complement to incomplete transcatheter arterial chemoembolization in locally advanced hepatocellular carcinoma. *Liver Int.* 2005;25:6:1189-96.
5. Seong J, Shim SJ, Lee IJ, Han KH, Chon CY, Ahn SH. Evaluation of the prognostic value of Okuda, Cancer of the Liver Italian Program, and Japan Integrated Staging systems for hepatocellular carcinoma patients undergoing radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2007;67:4:1037-42.
6. Seong J, Park HC, Han KH, Chon CY, Chu SS, Kim GE, et al. Clinical results of 3-dimensional conformal radiotherapy combined with transcatheter arterial chemoembolization for hepatocellular carcinoma in the cirrhotic patients. *Hepatol Res.* 2003;27:30-5.
7. Shim SJ, Seong J, Lee IJ, Han KH, Chon CY, Ahn SH. Radiation-induced hepatic toxicity after radiotherapy combined with chemotherapy for hepatocellular

- carcinoma. *Hepatol Res.* 2007;37:11:906–13.
8. Brock KK, Hollister SJ, Dawson LA, Balter JM. Technical note: Creating a four-dimensional model of the liver using finite element analysis. *Med Phys.* 2002;29:1403–5.
9. Brock KK, McShan DL, Haken RT, Hollister SJ, Dawson LA, Balter JM. Inclusion of organ deformation in dose calculations. *Med Phys.* 2003;30:290–5.
10. Brock KM, Balter JM, Dawson LA, Kessler ML, Meyer CR. Automated generation of a four-dimensional model of the liver using warping and mutual information. *Med Phys.* 2003;30:1128–33.
11. Brock KK, Sharpe MB, Dawson LA, Kim SM, Jaffray DA. Accuracy of finite element model-based multi-organ deformable image registration. *Med Phys.* 2005;32:1647–59.
12. International Congress on Radiological Units Report 62. 1999.
13. Yan D, Lockman D, Brabbins D, Tyburski L, Martinez A. An off-line strategy for constructing a patient-specific planning target volume in adaptive treatment process for prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2000;48:1:289–302.
14. Hodge W, Tome W, Jaradat HA, Orton NP, Khuntia D, Traynor A, et al. Feasibility report of image guided stereotactic body radiotherapy (IG-SBRT) with tomotherapy for early stage medically inoperable lung cancer using extreme hypofractionation. *Acta Oncologica.* 2006;45:890–6.
15. Mackie TR, Kapatoes J, Ruchala K, Lu W, Wu C, Olivera G, et al. Image guidance for precise conformal radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2003;56:89–105.
16. Forrest LJ, Mackie TR, Ruchala K, Turek M, Kapatoes J, Jaradat H, et al. The

utility of megavoltage computed tomography images from a helical tomotherapy system for setup verification purposes. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2006;60:1639-44.

17. Ramsey CR, Langen KM, Kupeian PA, Scaperoth DD, Meeks SL, Mahan SL, et al. A technique for adaptive image-guided helical tomotherapy for lung cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2006;64:4:1237-44.

18. Wulf J, Hadinger U, Oppitz U, Thiele W, Flentie M. Stereotactic radiotherapy of targets in the lung and liver. *Strahlenther Onkol.* 2001;177:645-55.

19. Herfarth KK, Debus J, Lohr F, Bahner ML, Rhein B, Fritz P, et al. Stereotactic single-dose radiation therapy of liver tumors: results of a phase I/II trial. *J Clin Oncol.* 2001;19:164-70.

20. Baisden JM, Reish AG, Sheng K, Larner JM, Kavanagh BD, Read PW. Dose as a function of liver volume and planning target volume in helical tomotherapy, intensity-modulated radiation therapy-based stereotactic body radiation therapy for hepatic metastasis. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2006;66:2:620-5.

21. Langen KM, Jones DT. Organ motion and its management. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2001;50:265-78.

22. Fuss M, Shi C, Papanikolaou N. Tomotherapeutic stereotactic body radiation therapy: Techniques and comparison between modalities. *Acta Oncologica.* 2006;45:953-60.

23. Meeks SL, Harmon JF, Langen KM, Willoughby TR, Wagner TH, Kupelian PA. Performance characterization of megavoltage computed tomography imaging on a helical tomotherapy unit. *Med Phys.* 2005;32:5:2673-81.

24. Song WY, Chiu B, Bauman GS, Lock M, Rodrigues G, Ash R, et al. Prostate contouring uncertainty in megavoltage computed tomography images acquired with a helical tomotherapy unit during image-guided radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2006;65:2:595-607.
25. Herfarth KK, Lohr DF, Bahner ML, Fritz P, Höss AS, Wannemacher MF. Extracranial stereotactic radiation therapy: set-up accuracy of patients treated for liver metastases. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2000;46:2:329-35.
26. Balter JM, Brock KK, Lam KL, Tatro D, Dawson LA, McShan DL, et al. Evaluating the influence of setup uncertainties on treatment planning for focal liver tumors. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2005;63:2:610-4.
- .



## **Abstract**

Liver tumor margin analysis using MVCT (Mega-Voltage Computed Tomography) image

Sei hwan You

*Department of Medicine.*

*The Graduate School, Yonsei University*

(Directed by Professor Jinsil Seong)

In liver tumor radiotherapy, there are some limitations such as setup errors, liver motions and geometrical deformation by respiration. Many studies have been done about liver motions. Mostly they are done by 2-dimensional analysis. Therefore, we tried to analyze the liver motions, setup errors, and each relationship by mega-voltage computed tomography, a 3-dimensional tomotherapy image-guided system.

There were 26 patients who were treated for liver tumors by tomotherapy from Apr 2006 to Aug 2007. Most patients have hepatocellular carcinoma, some intrahepatic cholangiocarcinoma, and some metastatic liver tumor. We analyzed MVCT (Mega-Voltage Computed Tomography) image of each patient from 1<sup>st</sup> to 10<sup>th</sup> fraction. There were 2 steps in the analysis. First, we corrected setup error of each fraction by bony landmark. And second, we compared the tumor margin

difference between the simulation kVCT (Kilo-Voltage Computed Tomography) image and MVCT image of each fraction in corrected setup status so that we could get tumor margin shift length data in each fraction. All data were set in the 2-dimensional right angle coordinate system of the transverse section of each patient's body and anterior, posterior, right, left shift lengths were measured by maximum shift length between kVCT and MVCT image. For craniocaudal margin difference, we used the diaphragmatic motion by 2 dimensional fluoroscopy because of rough MVCT images of coronal and sagittal view. We classified 4 groups by Couinard's 8 segments to assess motion pattern of each group. Group 1 is composed of patients with segment 1 lesion, group 2 segment 2, 3, 4 lesion, group 3 segment 5, 6 lesion, group 4 segment 7, 8 lesion. We used Varian Ximatron for diaphragmatic motion images and Tomotherapy Hi-Art system 2.0 (Tomotherapy, USA) for MVCT analyses.

Mean length of the setup differences were  $0.45 \pm 2.04$  mm for left-right,  $0.97 \pm 4.06$  mm for cranial-caudal,  $8.38 \pm 4.67$  mm for anterior-posterior direction. Tumor motions according to tumor locations were relatively noticeable in group 2 and group 4. In group 2, anterior mean shift length was 2.80 mm outwards, left mean shift length was 2.23 mm inwards. In group 4, anterior, posterior, left, right mean shift lengths were quite irregular and in group 1, 2, 3, posterior mean shift lengths were around 1 mm.

Through setup error data and tumor margin shift data, we verified the various motion patterns according to the liver tumor locations. Mean values did not show significant results, but patient-specific geometric variations due to internal target motions and daily setup errors (considered separately in the study) were more

important than population average motion. Different and individualized assess may be needed in PTV margin expansion of the liver tumor when the tumor is located in different groups. In conclusion, the MVCT analysis is useful for proper PTV margin and precision radiotherapy.

---

Key words: MVCT, liver tumor, tomotherapy