

정위적 target point 및 CT 영상전환 입증

고신대학교 의학부 의예과

유명진

목적: CT 영상에 나타난 환부의 표적에 대한 BRW 좌표가 방사선수술기구(XKnife) 하드웨어의 한계범위를 벗어나는지 신속하게 확인하고, XKnife 컴퓨터로 영상전환시 rod 탐지, 해부학적 구조 변환, 변환방정식 등이 성공적으로 전환되었는지를 입증할 목적으로 한다.

대상 및 방법: 13명 환자에 대한 표적의 BRW 좌표를 스크린 영상 및 필름 위치결정 과정을 통해 SCS1 컴퓨터로 계산하였고, 표적 및 특이점에 대하여 SCS1 컴퓨터로 계산한 BRW 좌표를 전환된 영상을 근거로 한 XKnife localizer로 구한 BRW 좌표와 비교하였다.

결과: 13명 환자에 대한 표적의 위치가 BRW 좌표의 VERT 성분에서 모두 -50 mm 보다 크게 나타나 XKnife 하드웨어의 한계범위 내에 존재하였다. SCS1 컴퓨터와 XKnife localizer로 구한 13명 환자의 표적 및 특이점의 BRW 좌표차이의 평균값은 스크린 영상을 이용한 XKnife-SCS1과 필름을 이용한 XKnife-SCS1 두 경우 모두 AP 및 LAT 성분이 1 mm 이내, VERT 성분은 0.5 mm 이내였다.

결론: SCS1 컴퓨터는 표적의 BRW 좌표를 신속 정확하게 계산할 수 있는 수단임이 입증되었고, SCS1 컴퓨터와 XKnife localizer로 구한 BRW 좌표를 비교한 결과 XKnife 컴퓨터로의 영상전환은 성공적으로 수행되었다.

중심단어 : BRW 좌표, 영상전환, SCS1컴퓨터, Xknife 컴퓨터

서 론

정위적 방사선 수술이란 두개부의 병소를 치료하기 위해 두개골을 열지 않고 집중적으로 병소에만 방사선이 도달하게 하고 주위 정상조직을 안전하게 보호함으로써 병소를 외과적 수술에 의해 도려내는 것과 같은 효과를 얻는 기술을 말한다.¹⁻⁶⁾ 정위적 방사선 수술을 시행 할 수 있는 질병은 원발병소 및 전이 뇌종양, AVM 등을 들 수 있다.

본 연구에서 사용된 방사선수술 기구 XKnife-3 (Radionics, 미국)는 선형가속기의 지지체회전과 치료대회전을 이용하여 비공면 집중조사를 유도하는 시스템으로서 CT, MRI, Angio 등의 영상을 정위적 head 프레임과 연계하여 표적점의 위치결정을 할 수 있는데, 본 연구에서는 CT 영상만을 이용하였다. 표적의 정위적 좌표는 BRW 프레임을 환자의 머리에 고정시키고 CT localizer를 씌운 후 CT 스캔을 실시하여 CT 영상 좌표계로부터 정위적 좌표계로 변환

하므로서 구해진다.

XKnife에서 표적결정은 표적의 BRW 좌표의 VERT 성분이 -50 mm 보다 더 작아서는 안되도록 규정되어 있다. VERT 성분이 한계를 벗어난다면 표적이 하드웨어 한계 아래에 위치할 수 있다는 것을 의미하며 만약 표적의 vertical 위치가 XKnife 하드웨어의 한계를 벗어난다면 BRW 프레임을 다시 설치하여야 한다. 따라서 방사선수술의 주 작업에 들어가기 전에 표적의 BRW 좌표를 신속하게 측정하여 BRW 프레임의 위치가 방사선수술 진행에 적합한지를 밝혀야 한다. 이를 위해 BRW 좌표통계 프로그램이 내장되어 있는 SCS1(stereotactic coordinates statistics; SCS) 컴퓨터를 이용하였다. 한편으로 SCS1 컴퓨터로 표적의 BRW 좌표를 구하는데는 CT 스캐너 스크린 영상을 이용하는 방법과 CT 필름을 이용하는 방법이 있다. 결과적으로는 표적의 BRW 좌표를 확인하기 위해서 두 방법에 의한 결과를 서로 비교할 수 있으므로 좌표계산의 이상유무를

확인할 수 있다.

정위적 표적점 확인 작업이 끝나면 CT 영상들을 XKnife-3 전용 컴퓨터로 전환하여 표적주위의 선량 계산, arc 수, beam의 각도결정, 3차원적 전시, 정상 조직의 선량분포 등을 해석하게 된다. 방사선수술 전용 컴퓨터상에서는 전환된 영상자료를 근거로 두개부의 3차원적 정보들이 획득되고 방사선수술 방법이 결정되므로 영상전환 과정의 rod 탐지, 표적 좌표 입증, 해부학적 구조 변환, 변환방정식 등이 성공적으로 전환되었는지를 확인하여야 한다. 또한 XKnife 컴퓨터내로 전환된 영상에서 표적뿐만 아니라 쉽게 인식 할 수 있는 해부학적 특이점 (예를 들면 뼈, 코 끝 등)의 BRW 좌표를 확인하는 것도 중요하다.

Serago 등⁷⁾은 자체 제작한 정위적 방사선수술 시스템의 CT 위치결정 과정에서 정해진 표적점을 표적점 확인기구로 측정하였더니 최대 ± 1 mm 의 오차를 갖는다고 하였고, Grunert 등⁸⁾은 CT 위치결정 과정을 통해 표적점을 계산하고 기타 다른 정위적 방법들과 비교하였더니 CT 위치결정 방법은 정확도 면에서 뛰어난 방법임을 보고하였다.

두개내 구조물들의 BRW 좌표가 이미 알려져 있는 RSA(Radionics Software Application; Radionics) head 팬텀을 이용하여 XKnife 방사선수술 시스템의 표적 좌표계산과 영상전환 확인에 관한 연구를 저자는 이미 보고 한 바 있는데⁹⁾, 그 연구에서 팬텀내의 표적에 대하여 영상전환된 XKnife 컴퓨터에서 구한 BRW 좌표를 SCS1 컴퓨터로 계산한 것과 비교한 결과 그 차이는 AP 0.05 mm, LAT 0.1 mm 및 VERT 0.05 mm였다.

본 연구의 목적은 실제 환자를 대상으로 표적의 BRW 좌표를 SCS1 컴퓨터로 신속 정확하게 계산하여 표적의 BRW 좌표가 XKnife 하드웨어의 한계범위 내에 있는지를 확인하고, 또한 표적과 특이점에 대해 SCS1 컴퓨터와 XKnife localizer로 구한 BRW 좌표를 비교하여 영상의 성공적인 전환을 확인하고자 하는 것이다.

대상 및 방법

98년 2월 5일부터 5월 27일 까지 방사선수술 시행한 13 명 환자의 표적에 대한 BRW 좌표의 신속한 확인과 영상자료 전환의 입증을 매 case 마다 확인하

기 위해 CT 스캔 후 다음과 같은 절차로 진행하였다.

1. 스크린 영상 위치결정

CT 스캔이 끝난 후 즉시 스크린 영상을 이용하여 영상 절편들을 검사한다. 병소의 중심에 해당하는 절편을 선택하고 CT localizer rod 에 대해 십자 표시자를 이용하여 스캐너 절편 좌표를 기록한다. rod 좌표를 지정했던 절편과 같은 절편 상에서 병소의 중심 및 해부학적 특이점을 지정하고 스캐너 절편 좌표를 기록한다.

2. BRW 좌표를 계산하기 위한 SCS1 컴퓨터 이용

스크린 영상 위치결정 과정을 통해서 얻어진 rod, 표적, 특이점에 대한 스캐너 절편 좌표를 SCS1 컴퓨터에 입력하여 표적과 특이점의 BRW 좌표를 계산한다.

3. 필름 위치결정

스크린 영상 위치결정 때 선택했던 절편과 같은 절편을 필름에서 찾는다. digitizer table 위에 CT 필름을 얹고 스크린 영상 위치결정 때 지정했던 것과 같은 rod, 병소중심, 특이점을 십자표시자로 지정하면 SCS1 컴퓨터에 필름 절편 좌표가 입력된다. 곧이어 SCS1 컴퓨터는 표적과 특이점의 BRW 좌표를 계산해낸다.

여기서 중요한 것은 스크린 영상 위치결정 이나 필름 위치결정시 SCS1 컴퓨터로 계산된 표적의 BRW 좌표, 특히 VERT 성분이 선형가속기에 장착할 XKnife 하드웨어의 한계를 초과하지 않는가를 확인하는 것이다. 만일 표적의 BRW 좌표가 하드웨어의 적용 범위를 벗어난다면 BRW 프레임의 위치를 조정하여 재고정시키고 다시 CT 스캔을 실시하여야 한다.

4. CT 영상자료 변환

CT 영상자료를 XKnife 컴퓨터로 전환하는 방법

Table 1. BRW coordinates of target.

Patient#	BRW Coordinates of Target (mm)					
	SCS1 Outputs (by console)			SCS1 Outputs (by film)		
	AP	LAT	VERT	AP	LAT	VERT
1	-26.1	-33.5	-10.7	-25.0	-33.8	-10.5
2	-7.7	-11.8	-18.8	-9.5	-12.8	-17.9
3	-31.9	-4.8	-17.6	-32.5	-4.6	-16.4
4	-17.1	18.3	-37.7	-16.8	18.2	-37.1
5	2.4	24.3	-21.1	2.9	24.6	-21.2
6	-29.0	31.9	-27.5	-29.6	32.7	-27.6
7	13.1	-25.1	33.7	13.2	-26.1	33.6
8	-18.9	-21.1	46.0	-19.2	-22.0	46.0
9	44.1	4.7	29.9	44.2	3.4	30.0
10	20.4	-46.5	17.4	19.9	-47.9	17.4
11	-13.7	-20.6	-17.9	-14.0	-20.6	-17.4
12	65.9	-34.9	-20.6	66.0	-35.2	-20.9
13	-15.7	-23.1	-18.8	-15.8	-24.1	-18.7

은 영상자료를 광자기디스크에 담아 XKnife 컴퓨터로 전환하는 방법을 사용하였다. 영상자료가 XKnife 컴퓨터로 성공적으로 전환되는가를 확인하기 위해 스크린 영상 및 필름 위치결정 과정에서 선택되었던 동일 절편을 XKnife 컴퓨터 화상에 전시한 후 XKnife localizer로 표적과 특이점의 BRW 좌표를 구하여 스크린 영상 및 필름 위치결정 과정에서 구한 BRW 좌표와 비교하였다.

결 과

표 1은 각 환자의 표적에 대하여 스크린 영상의 (x, y) 좌표를 SCS1 컴퓨터에 입력하여 구한 BRW 좌표와, 필름상의 (x, y) 좌표를 SCS1 컴퓨터에 입력하여 구한 BRW 좌표를 나타낸 것이다. 13명 환자 모두 표적의 VERT 성분이 -50 mm 보다 크므로 XKnife 하드웨어의 한계범위를 벗어나지 않는 것을 확인할 수 있었다.

표 2는 각 환자의 표적에 대하여 스크린 영상 위치결정 과정에서 얻어진 좌표를 근거로 SCS1 컴퓨터로 계산한 BRW 좌표와 XKnife localizer로 구한

BRW 좌표의 차이를 나타낸 것이다.

#9, #10 환자의 경우 표적의 BRW 좌표의 AP 성분의 차이가 2 mm를 초과하였다. 이러한 오차는 XKnife 컴퓨터 화상이나 스크린 영상 화상에서 표적의 point를 지정할 때 단지 눈으로 해당 점을 확인하고 십자표시자로 결정 점을 선택하므로 인해 생기는 것이 주원인이다. 각각 환자의 표적의 VERT 성분 차이는 전부 1 mm 내에 들고 최대 차이는(#2 환자의 경우) 0.8 mm 밖에 나지 않는다. 13명 환자 모두에 대해 XKnife와 SCS1 컴퓨터(스크린 영상 위치결정 과정을 통한)에 의한 BRW 좌표 차이의 평균 값은 AP, LAT, VERT 성분 순으로 각각 0.9 mm, 0.6 mm, 0.3 mm로서 1 mm 이내에 분포하였다.

표 3은 각 환자의 표적에 대하여 필름 위치결정 과정에서 얻어진 좌표를 근거로 SCS1 컴퓨터로 계산한 BRW 좌표와 XKnife localizer로 구한 BRW 좌표의 차이를 나타낸 것이다. 역시 #9, #10 환자의 경우 표적의 BRW 좌표의 AP 성분의 차이가 표 2의 설명에서 언급한 오차요인 때문에 2 mm를 초과하고 있고, VERT 성분의 차이는 모두 1 mm 내에 존재하였고, VERT 성분의 최대차이는(#3 및 #5 환

Table 2. Comparison of BRW coordinates of target between XKnife and SCS1 (by console).

Patient #	BRW Coordinates of Target (mm)						Difference (mm)		
	SCS1 Outputs (by console)			XKnife Contours			XKnife-SCS1		
	AP	LAT	VERT	AP	LAT	VERT	AP	LAT	VERT
1	-26.1	-33.5	-10.7	-25.5	-34.3	-10.4	0.6	0.8	0.3
2	-7.7	-11.8	-18.8	-8.5	-12.1	-18.0	0.8	0.3	0.8
3	-31.9	-4.8	-17.6	-32.5	-4.9	-16.9	0.6	0.1	0.7
4	-17.1	18.3	-37.7	-17.5	17.8	-37.3	0.4	0.5	0.4
5	2.4	24.3	-21.1	2.9	25.4	-20.7	0.5	1.1	0.4
6	-29.0	31.9	-27.5	-30.2	31.7	-27.5	1.2	0.2	0.0
7	13.1	-25.1	33.7	13.7	-26.7	33.8	0.6	1.6	0.1
8	-18.9	-21.1	46.0	-19.5	-21.4	45.7	0.6	0.3	0.3
9	44.1	4.7	29.9	46.6	3.5	30.3	2.5	1.2	0.4
10	20.4	-46.5	17.4	17.7	-47.1	17.5	2.7	0.6	0.1
11	-13.7	-20.6	-17.9	-14.4	-20.5	-17.5	0.7	0.1	0.4
12	65.9	-34.9	-20.6	66.4	-35.1	-20.7	0.5	0.2	0.1
13	-15.7	-23.1	-18.8	-15.3	-23.3	-18.8	0.4	0.2	0.0
Average Difference							0.9	0.6	0.3

자의 경우) 0.5 mm에 불과하였다. 13명 환자 모두에 대해 XKnife와 SCS1 컴퓨터(필름 위치결정 과정을 통한)에 의한 BRW 좌표 차이의 평균값은 AP, LAT, VERT 성분 순으로 각각 0.7 mm, 0.5 mm, 0.2 mm로서 1 mm 이내에 분포하였다.

표 4는 각 환자의 표적 외에 다른 구조물의 특이점을 선택하여 그 점에 대한 XKnife localizer에 의한 BRW 좌표와 SCS1 컴퓨터(스크린 영상 위치결정 과정을 통한)에 의한 BRW 좌표 차이를 나타내었다.

13명 환자 중 #6, #12 환자의 경우 특이점의 BRW 좌표의 AP 성분의 차이가 2 mm를 초과하였고, VERT 성분 차이는 13명 환자 모두 1 mm 내에 분포하였고, VERT 성분의 최대차이는(#3 환자의 경우) 0.6 mm 였다. 13명 환자 모두에 대해 XKnife와 SCS1 컴퓨터에 의한 BRW 좌표 차이의 평균값은 AP, LAT, VERT 성분 순으로 각각 0.8 mm, 0.6 mm, 0.3 mm로서 1 mm 이내에 분포하였다.

한편, XKnife localizer와 SCS1 컴퓨터(필름 위치

결정 과정을 통한)로 계산한 특이점의 BRW 좌표 차이를 표5에 나타내었다

13명 환자 모두 BRW 좌표의 AP 및 LAT 성분의 차이가 2 mm 내에 분포하였고, VERT 성분의 차이도 slice 간격인 2 mm 내에 존재하였고, VERT 성분의 최대차이는(#3 환자의 경우) 0.5 mm 였다. 13명 환자 모두에 대해 XKnife와 SCS1 컴퓨터(필름 localization 과정을 통한)에 의한 BRW 좌표 차이의 평균값은 AP, LAT, VERT 성분 순으로 각각 0.5 mm, 0.4 mm, 0.2 mm로서 1 mm 이내에 분포하였다.

한편, XKnife localizer와 SCS1 컴퓨터(필름 localization 과정을 통한)로 계산한 landmark의 BRW 좌표 차이를 표5에 나타내었다.

13명 환자 모두 BRW 좌표의 AP 및 LAT 성분의 차이는 2 mm 내에 분포하였고, VERT 성분의 최대차이는(#3 환자의 경우) 0.5 mm 였다. 13명 환자 모두에 대해 XKnife와 SCS1 컴퓨터(필름 위치결정 과정을 통한)에 의한 BRW 좌표 차이의 평균값

Table 3. Comparison of BRW coordinates of target between XKnife and SCS1 (by film).

Patient #	BRW Coordinates of Target (mm)						Difference (mm)		
	SCS1 Outputs (by film)			XKnife Contours			XKnife-SCS1		
	AP	LAT	VERT	AP	LAT	VERT	AP	LAT	VERT
1	-25.0	-33.8	-10.5	-25.5	-34.3	-10.4	0.5	0.5	0.1
2	-9.5	-12.8	-17.9	-8.5	-12.1	-18.0	1.0	0.7	0.1
3	-32.5	-4.6	-16.4	-32.5	-4.9	-16.9	0.0	0.3	0.5
4	-16.8	18.2	-37.1	-17.5	17.8	-37.3	0.7	0.4	0.2
5	2.9	24.6	-21.2	2.9	25.4	-20.7	0.0	0.8	0.5
6	-29.6	32.7	-27.6	-30.2	31.7	-27.5	0.6	1.0	0.1
7	13.2	-26.1	33.6	13.7	-26.7	33.8	0.5	0.6	0.2
8	-19.2	-22.0	46.0	-19.5	-21.4	45.7	0.3	0.6	0.3
9	44.2	3.4	30.0	46.6	3.5	30.3	2.4	0.1	0.3
10	19.9	-47.9	17.4	17.7	-47.1	17.5	2.2	0.8	0.1
11	-14.0	-20.6	-17.4	-14.4	-20.5	-17.5	0.4	0.1	0.1
12	66.0	-35.2	-20.9	66.4	-35.1	-20.7	0.4	0.1	0.2
13	-15.8	-24.1	-18.7	-15.3	-23.3	-18.8	0.5	0.8	0.1
Average Difference							0.7	0.5	0.2

은 AP, LAT, VERT 성분 순으로 각각 0.5 mm, 0.4 mm, 0.2 mm로서 1 mm 이내에 분포하였다.

고안 및 결론

Van Roost¹⁰⁾는 조직생검이 필요한 환자가 있을 때 본 연구에서 사용한 SCS1 컴퓨터와 유사한 계산도구들을 사용하여 즉시 CT 상에서 정위적 좌표를 신속하게 계산할 수 있으므로 적출부위의 정확한 위치를 시술전에 미리 결정할 수 있다고 하였다.

본 연구에서 SCS1 컴퓨터를 이용하여 13명 환자 모두에 대해 표적의 BRW 좌표를 신속 정확하게 계산하여 XKnife 하드웨어의 한계 범위내에 있는 것을 성공적으로 확인 할 수 있었다. 본격적인 방사선수술 과정을 시행하기 전에 빨리 그리고 정확하게 표적의 BRW 좌표를 구하기 위해 SCS1 컴퓨터를 이용하는 것은 적절한 수단이라고 생각한다.

XKnife-3 방사선수술 시스템은 SCS1 컴퓨터에 의한 BRW 좌표와 XKnife localizer에 의한 BRW

좌표차이에 대해서 자체 권고 기준은 제시하고 있지 않으나 이론적으로는 양 수단에 의한 좌표차이는 없어야 할 것이다. 그러나 절편이 선택되면 절편의 두께내에서 자동적으로 결정되는 VERT 성분의 BRW 좌표차이에 대해서는 본원에서는 1 mm 이내를 허용한도로 고려한다

영상전환된 XKnife 컴퓨터 상에서 BRW 좌표의 AP 또는 LAT 성분이 구해지는 방법은 XKnife 컴퓨터 상에서의 미소한 표적 내의 한 점을 CT 스크린 영상이나 CT 필름상에서 지정한 점과 동일한 점이라고 생각한 후 눈으로 확인하여 십자표시자로 결정하므로 어느 정도 한계를 가질 수밖에 없다고 생각된다. 이런 한계는 물론 영상의 질적인 면을 생각할 수도 있겠으나 미소한 화소내의 한 점을 지정하는 것이므로 영상의 질적인 면보다는 point를 지정할 때 생기는 인위적인 착오가 주원인인 것으로 사료된다. 실제로 십자표시자로 여러 번 표적이라고 생각되는 목표점을 지적하여 확인한 결과 매번 그 좌표가 다르게 나타나는 것을 피할 수 없었다. 십

Table 4. Comparison of BRW coordinates of landmark between XKnife and SCS1 (by console).

Patient #	BRW Coordinates of Landmark (mm)						Difference (mm)		
	SCS1 Outputs (by console)			XKnife Contours			XKnife-SCS1		
	AP	LAT	VERT	AP	LAT	VERT	AP	LAT	VERT
1	-11.2	-1.3	-10.0	-10.5	-1.0	-10.1	0.7	0.3	0.1
2	3.2	12.4	-18.9	2.8	12.1	-18.6	0.4	0.3	0.3
3	1.2	-4.5	-17.5	1.5	-4.7	-16.9	0.3	0.2	0.6
4	-3.9	3.2	-37.6	-4.2	4.6	-37.3	0.3	1.4	0.3
5	-12.6	-1.8	-21.1	-12.3	-0.1	-20.6	0.3	1.7	0.5
6	-19.0	12.9	-27.3	-21.1	13.6	-27.4	2.1	0.7	0.1
7	59.1	-5.8	33.7	60.9	-6.3	33.8	1.8	0.5	0.1
8	-16.9	-1.0	45.9	-16.5	-1.3	45.6	0.4	0.3	0.3
9	0.0	-0.4	30.2	0.3	-0.5	30.5	0.3	0.1	0.3
10	-26.9	2.4	17.0	-26.8	2.1	17.5	0.1	0.3	0.5
11	-4.7	-0.4	-17.7	-5.4	0.7	-17.6	0.7	1.1	0.1
12	63.9	-4.7	-20.7	61.3	-4.8	-20.8	2.6	0.1	0.1
13	-2.5	3.1	-18.8	-2.2	3.9	-18.9	0.3	0.8	0.1
Average Difference							0.8	0.6	0.3

자표시자에 의한 점 인식 표시도 0.2~0.3 mm 정도의 폭을 갖고 있으므로 이 역시 오차에 기여한다고 볼 수 있다. 그럼에도 불구하고 표적에 대한 BRW 좌표의 AP 성분 차이는 XKnife-SCS1(스크린 영상) 경우 3명의 환자(#6, 9, 10)를 제외하고는 전부 1 mm 내에 분포하였고, XKnife-SCS1(필름) 경우 2명의 환자(#9, 10)를 제외하고는 전부 1 mm 내에 분포하였다. LAT 성분 차이는 XKnife-SCS1(스크린 영상) 경우 3명의 환자(#5, 7, 9)를 제외하고는 전부 1 mm 내에 분포하였고, XKnife-SCS1(필름) 경우 13명 모두 1 mm 내에 분포하였다. VERT 성분차이는 XKnife-SCS1(스크린 영상) 및 XKnife-SCS1(필름) 두 경우 모두 13명 환자 전원이 1 mm 내에 분포하였다.

특이점인 경우, BRW 좌표의 AP 성분 차이는 XKnife-SCS1(스크린 영상)에서 3명의 환자(#6, 7, 12)를 제외하고는 전부 1 mm 내에 분포하였고, XKnife-SCS1(필름)에서 2명의 환자(#1, 13)를 제외하고는 전부 1mm 내에 분포하였다. LAT 성분 차

이는 XKnife-SCS1(스크린 영상) 경우 3명의 환자(#4, 5, 11)를 제외하고는 전부 1 mm 내에 분포하였고 XKnife-SCS1(필름) 경우 1명의 환자(#4)를 제외하고는 전부 1mm 내에 분포하였다. VERT 성분 차이는 XKnife-SCS1(스크린 영상) 및 XKnife-SCS1(필름) 두 경우 모두 13명 환자 전원이 0.5 mm 내에 분포하였다. 환자의 표적 및 특이점에 대한 BRW 좌표차이의 평균값은 XKnife-SCS1(스크린 영상) 및 XKnife-SCS1(필름) 두 경우 모두 AP 및 LAT 성분은 1 mm 이내, VERT 성분은 0.5 mm 이내였다.

이상의 결과를 종합해 볼 때, XKnife-3 방사선수술 시스템의 영상자료 변환에는 문제가 없는 것으로 사료되며 CT 영상자료 변환은 성공적으로 되었음을 알 수 있다. 그러나 정밀한 좌표가 최고로 중요시되는 방사선수술 과정인 만큼 AP 및 LAT 성분을 구하기 위해 표적점이나 특이점을 지정하는 방법에 있어서 인위적인 오차를 줄일 수 있는 여러 방편의 연구가 향후 필요한 것으로 생각된다. VERT 성분차이는 모든 환자가 본원에서 허용된 오차 범위내의

Table 5. Comparison of BRW Coordinates of Landmark between XKnife and SCS1 (by film).

Patient #	BRW Coordinates of Landmark (mm)						Difference (mm)		
	SCS1 Outputs (by film)			XKnife Contours			XKnife-SCS1		
	AP	LAT	VERT	AP	LAT	VERT	AP	LAT	VERT
1	-9.1	-0.9	-10.1	-10.5	-1.0	-10.1	1.4	0.1	0.0
2	3.1	12.5	-18.2	2.8	12.1	-18.6	0.3	0.4	0.4
3	1.1	-5.0	-16.4	1.5	-4.7	-16.9	0.4	0.3	0.5
4	-3.8	3.4	-37.1	-4.2	4.6	-37.3	0.4	1.2	0.2
5	-13.2	-0.6	-21.0	-12.3	-0.1	-20.6	0.9	0.5	0.4
6	-20.7	13.7	-27.4	-21.1	13.6	-27.4	0.4	0.1	0.0
7	60.8	-6.5	33.5	60.9	-6.3	33.8	0.1	0.2	0.3
8	-16.4	-1.5	45.9	-16.5	-1.3	45.6	0.1	0.2	0.3
9	-0.2	-0.4	30.3	0.3	-0.5	30.5	0.5	0.1	0.2
10	-27.1	2.4	17.3	-26.8	2.1	17.5	0.3	0.3	0.2
11	-5.4	-0.1	-17.5	-5.4	0.7	-17.6	0.0	0.8	0.1
12	62.2	-5.0	-20.9	61.3	-4.8	-20.8	0.9	0.2	0.1
13	-3.3	3.3	-18.9	-2.2	3.9	-18.9	1.1	0.6	0.0
Average Difference							0.5	0.4	0.2

값을 갖는 걸 알 수 있었다.

표적 및 특이점의 BRW 좌표를 구할 때 위치결정 방법에 따른 정확도는 필름 위치결정에 의한 방법이 스크린 영상 위치결정에 의한 방법보다 약간 낮은 오차율을 보이고 있어 양 방법 사이에는 별다른 차이가 없다고 할 수 있다.

참고 문헌

- Bourland J.D., McCollough K.P.: Static field conformal stereotactic radiosurger: physical technique. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 28: 471-479 (1994)
- Colombo F., Beneddetti A., Pozza F., et al.: External stereotactic irradiation by linear accelerator. *Neurosurgery* 16:154-160 (1985)
- Duma C.M., Lunsford L.D., Kondziolka D., et al.: Stereotactic radiosurgery of cavernous sinus meningiomas as an addition or alternative to microsurgery. *Neurosurgery* 32:699-705(1993)
- Hartmann G.H., Schlegel W., Strum V., Kober B., Pastyr O., Lorens W.J.: Cerebral radiation surgery using moving field irradiation at a linear accelerator facility. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 11:1185-1192 (1985)
- Leksell L.: The stereotaxic method and radiosurgery of the brain. *Acta. Chir. Scand.* 102:316-319 (1951)
- Podgorsak E.B., Olivier A., Pla M., Lefebvre P.Y., Hazel J.: Dynamic stereotactic radiosurgery. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 14: 115-125 (1988)
- 유명진, 엄하용, 조영덕: 방사선수술용 XKnife 시스템의 의학물리적 QA에 관한 연구. *고신대학교 의학부 논문집* 13:159-164 (1998)
- Serago C.F., Lewin A.A., Houdek P.V., et al.: Stereotactic target point verification of an X ray and CT localizer. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol.*

Phys. 20:517-523 (1991)

9. Grunert P., Murer J.: Target point calculation in the computerized tomography. Comparison of different stereotactic methods. *Neurosurg. Rev.* 18:15-24 (1995)

10. Van Roost D.: Tracing the planned probe trajectory on axial computed tomography slices a computation-based support for stereotactic procedures. A computational tool for tracing of probe trajectories on CT slices. *Stereotact. Funct. Neurosurg.* 64:101-114 (1995)

Verification of stereotactic target point and CT image transfer

Myung-jin Yoo

*Dept. of Premedical Science, College of Medicine, Kosin University
Pusan, Korea*

Purpose : To verify the BRW coordinates of target located within the limit of XKnife hardware, and to verify the successful transfer of image data, rod detection, anatomical structure when CT images are transferred into a XKnife computer.

Materials and Methods : Target coordinates of 13 patients were calculated by SCS1 computer through the rod image on the console screen and film. BRW coordinates of target and landmark calculated by SCS1 computer were compared to those acquired by XKnife localizer.

Results : Vertical components of BRW coordinates of target for 13 patients are larger than -50 mm, and then the vertical components of BRW coordinates of target are localized within the limit of XKnife hardware. Average differences between XKnife and SCS1 for BRW coordinates of target and landmark were within 1 mm for AP and LAT components, 0.5 mm for VERT component.

Conclusion : It was verified that the SCS1 computer is adequate tool to calculate BRW coordinates of target quickly. And by the comparison between SCS1 computer and XKnife localizer, it was verified that the image transfer into the XKnife computer was performed successfully.

Key Words: BRW coordinates, image transfer, SCS1 computer, XKnife computer