

골반부 암 환자를 위한 고정기구 개발 및 방사선치료 시 효용성 평가

서울대학교 대학원 방사선응용생명과학 협동과정*, 서울대학교 의과대학 방사선종양학교실[†],
서울대학교 의과대학 의학연구원 방사선의학연구소[‡]

박종민* · 박양균* · 조 웅* · 박천일^{†‡} · 하성환^{†‡}

목적: 골반부 암 환자 치료 시 재현성을 향상시키고 환자에게 편안함을 주는 하체 고정기구를 개발하였고 그 효용성을 검증하였다.

대상 및 방법: 하체 고정기구는 양와위와 복와위에서 환자의 무릎, 허벅지, 발을 고정할 수 있도록 설계되었고, 폴리우레탄 재질로 제작되었다. 고안된 고정기구는 양와위에서 무릎의 위치를 고정하는 보조기구 및 발의 위치를 고정하는 보조기구를 개발하였고 복와위에서 무릎의 위치를 고정하는 보조기구를 개발하였다. 양와위용 무릎 고정용 보조기구는 동시에 복와위에서 발을 고정할 수 있도록 설계하였다. 기구의 효용성을 검증하기 위하여 본원에서 치료를 받은 61명의 전립선암 환자를 대상으로 재현성을 측정하였다. 좌우 방향, 전후 방향, 두미(cranial-caudal) 방향에 대하여, 식별 가능한 bony-landmark를 재현성의 기준으로 설정하였다. 대상 환자에 대하여 1) 디지털재구성사진(DRR)과 모의치료사진(simulation image)의 차이, 2) 디지털재구성사진과 조사영역사진(linacgram)의 차이, 3) 조사영역사진 간의 표준편차를 조사하였고, 고정기구를 사용한 환자군과 사용하지 않은 환자군에 대하여 재현성의 차이를 통계적으로 분석하였다.

결과: 하체 고정기구를 사용하지 않은 환자군에서 각 방향(좌우, 전후, 두미 방향)에 따른 디지털재구성사진과 모의치료 사진의 차이는 좌우, 전후, 두미 방향에 따라 각각 1.5 ± 0.9 mm, 3.0 ± 3.6 mm, 1.6 ± 0.9 mm, 디지털재구성사진과 조사영역사진의 차이는 각각 1.6 ± 1.2 mm, 4.0 ± 4.1 mm, 4.2 ± 5.5 mm, 조사영역사진 간의 평균 표준편차는 각각 1.1 mm, 2.1 mm, 1.0 mm로 나타났다. 하체 고정기구를 사용한 환자군에서 디지털재구성사진과 모의치료사진의 차이는 좌우, 전후, 두미 방향에 따라 각각 1.3 ± 1.9 mm, 1.8 ± 1.5 mm, 1.1 ± 1.1 mm, 디지털재구성사진과 조사영역사진 간의 차이는 각각 1.0 ± 1.8 mm, 1.2 ± 0.9 mm, 1.2 ± 0.8 mm, 조사영역사진 간의 평균 표준편차는 각각 0.9 mm, 1.6 mm, 0.8 mm로 고정기구를 사용하지 않았을 때보다 유의하게 재현성이 향상된 것으로 나타났다.

결론: 본 연구에서 고안된 하체 고정기구는 골반부암 환자 치료 시 편안함을 제공해 주고 재현성 향상에 도움을 주는 것으로 사료된다.

핵심용어: 방사선 치료, 전립선암, 하체 고정기구, 재현성

서 론

골반부 및 복부의 암을 치료할 때, 3차원 입체조형 방사선 치료(3D conformal radiation therapy, 3DCRT)가 도입됨으로써 치료 효과가 현저히 개선되었다. 전립선암 환자를 대

상으로 대단위 조사와 무작위 표본 조사 결과에서 전립선 특이 항원치(PSA)를 측정해본 결과 3차원 입체조형 방사선 치료가 치료 효과 개선에 기여함을 확인할 수 있었다.^{1~3)} 결과적으로 3차원 입체조형 방사선 치료는 암의 발병률을 낮추고 방사선의 급성 부작용과 장기적 부작용을 줄여주는 것으로 확인되었다.^{2,4~6)} 최근에는 3DCRT에 이어 세기 변조 방사선 치료(intensity modulated radiation therapy, IMRT)가 도입됨에 따라, 방사선에 치명적인 기관이나 주변 정상 조직에 가해지는 방사선량을 최소한으로 줄이면서, 암 조직 부위에 더 많은 양의 방사선을 조사하는 것이 가능해졌다. 이러한 치료 방법의 효과를 극대화하기 위하

이 논문은 2007년 4월 4일 접수하여 2007년 6월 5일 채택되었음.
본 연구는 서울대학교 의과대학 의학 발전기금 연구비 지원으로 이루어졌음.

책임저자: 하성환, 서울대학교병원 방사선종양학과
Tel: 02)2072-2524, Fax: 02)765-3317
E-mail: swha@snu.ac.kr

여, 치료 과정에서 환자 고정의 재현성을 향상시키는 것은 매우 중요하다.⁷⁾

환자 고정기구를 사용하지 않고 환자를 치료하게 될 경우, 분할 치료의 17%에서 57%의 범위에서 5 mm 이상의 고정 오차가 발생할 수 있고, 분할 치료의 15%의 범위에서 10 mm 이상의 오차가 발생할 수 있다는 연구결과가 발표된 바 있다.^{8,9)} 환자 고정기구를 사용하는 것이 고정기구를 사용하지 않는 것에 비하여 환자 고정 오차를 줄일 수 있다는 사실은 이미 기존의 연구를 통하여 알려진 바 있다.^{8,10)}

ICRU Report No. 62에 따르면, 치료 계획을 세우는 과정에서 내부 기관들의 움직임과 환자 자세의 재현성을 고려하여 임상 표적체적(clinical target volume, CTV)에 마진(margin)을 추가한 계획용 표적체적(planning target volume, PTV)을 설정한다.¹¹⁾ 계획용 표적체적은 임상 표적체적을 완벽하게 포함하기 위해 충분히 커야 하며, 동시에 임상 표적체적에 처방 선량이 정확하게 전달되기 위해서 마진을 최소한으로 줄일 수 있어야 한다.¹²⁾ 효과적인 환자 고정기구는 환자 자세의 재현성을 향상시킴으로써 오차를 줄여줄 수 있고, 이러한 오차의 감소는 계획용 표적체적의 근거가 되는 마진을 줄일 수 있게 한다. 따라서 환자 고정기구를 사용하는 것은 정상 조직에 가해지는 선량을 감소시키고 종양에는 정확한 선량을 줄 수 있도록 도움을 준다.

방사선 치료 시 하체의 고정을 필요로 하는 환자는 주로 복부암, 전립선암, 방광암, 직장암 환자이다. 환자는 암의 종류 및 특성에 따라 치료 시, 앙와위(supine)나 복와위(prone)를 취할 수 있다. 하체 고정기구는 환자가 어떠한 자세를 취하더라도 10여분 이상의 치료 과정에서 편안함을 제공할 수 있어야 하며, 분할 치료 시 환자의 위치 재현성을 향상시킬 수 있어야 한다. 또, 환자 고정에 소요되는

시간이 짧아야 되고, 치료 효과에 영향을 끼치지 않아야 한다.⁷⁾

현재, 하복부에 발병하는 다양한 암 질환들의 방사선 치료에 있어서 환자 고정의 재현성 향상을 위하여 leg cushion, alpha cradle, Hipfix system 등의 다양한 고정기구들이 실제 임상에 사용되고 있다.¹³⁾ 그러나 이러한 고정기구들은 설치에 많은 비용과 시간이 필요하거나, 재현성 향상에 탁월한 효과를 보이지 못하는 한계가 있다. 따라서 본 연구에서는 빠른 설치가 가능하고 환자 자세의 재현성을 개선하며, 앙와위와 복와위에서 모두 사용 가능하고, 환자에게 편안함을 제공할 수 있는 하체 고정기구를 개발하고, 그 효용성을 평가하고자 하였다.

대상 및 방법

1. 하체 고정기구의 설계 및 제작

방사선 치료 시, 앙와위에서 환자의 하체를 고정하기 위해 앙와위용 무릎 고정 기구(knee rest supine)와 앙와위용 발 고정 기구(foot rest supine)를 제작하였다. 앙와위용 무릎 고정 기구는 적당한 간격으로 홈을 파서, 환자의 다리가 일정한 간격으로 벌어지게 하였다. 또, 환자에게 편안함을 주기 위해 허벅지부터 무릎까지 환자의 다리를 지지하도록 경사를 두었고, 다리가 굽혀진 상태에서 들러지도록 제작되었다(Fig. 1A).

환자 고정 시, 발의 회전은 골반 부위의 변화를 일으키며 재현성에 영향을 끼치기 때문에¹⁴⁾ 앙와위용 발 고정 기구는 발 부위를 지지하도록 제작되었다. 따라서 앙와위용 발 고정 기구 설계 시, 환자의 발의 바깥쪽 면이 고정기구에 의해 일정한 각도로 지지될 수 있도록 하였다. 또, 발의 크기에 관계없이 사용될 수 있도록, 충분히 넓게 홈을 파서 제작하였다(Fig. 1B).

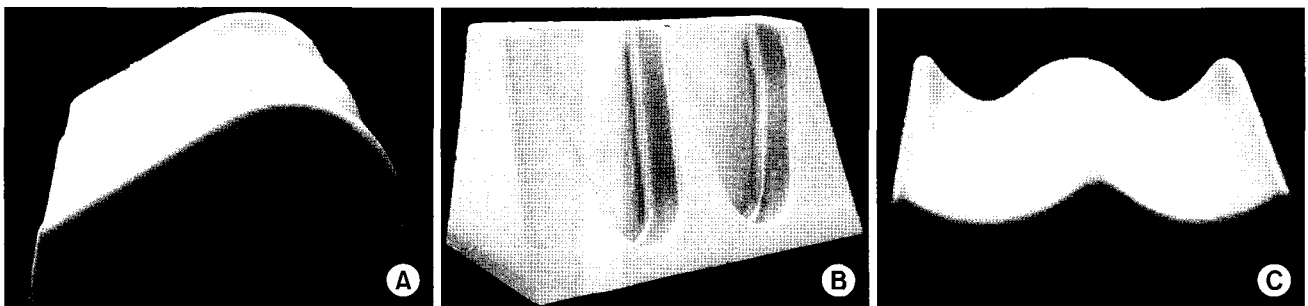


Fig. 1. Three types of immobilization devices. (A) Knee rest supine. This device can fix knees at supine position with comfort to patients. The device can be used also as "Foot rest prone" to support feet in prone position. (B) Foot rest supine. This device can fix feet with certain diversion angle in supine position. (C) Knee rest prone. This device can support thigh and knee in prone position.

복와위의 환자 고정 시, 무릎이 일정한 간격으로 벌려져야 하는 것, 발의 회전을 고정하는 것, 그리고 환자의 편안함을 고려하여 고정기구가 설계되었다. 먼저, 발을 일정한 간격으로 고정하기 위하여 바로 누운 상태에서 무릎을 고정하였던 양와위용 무릎 고정 기구를 이용하여 복와위용 발 고정 기구로 사용하였다. 즉, 양와위용 무릎 고정 기구의 홈을 이용하여 발을 일정한 간격으로 고정시키고, 허벅지를 지지하던 경사면 방향을 거꾸로 하여 발을 지지하도록 하였다. 발목을 고정하는 홈은 경사면까지 이어지기 때문에, 기구는 발등이 자연스럽게 홈에 고정되어 발 회전의 재현성을 향상시킬 수 있게 제작되었다.

또한, 복와위 상태에서 하중이 집중되는 무릎을 보호하고, 무릎 간격의 재현성을 높이기 위하여 복와위용 무릎 고정 기구를 제작하였다. 허벅지와 무릎을 동시에 지지하기 위해 길쭉한 모양의 홈을 파서 제작하였다(Fig. 1C).

고안된 고정기구는 환자 신체가 접촉할 때 편안한 감촉을 주기 위하여 폴리우레탄으로 제작되었다. 폴리우레탄은 다른 고정기구의 재질에 비하여 비교적 높은 감쇄계수를 갖고 있다. 그러나 본 연구의 목적이 복부암, 전립선암 및 기타 골반 부위 암 환자의 고정임을 고려할 때, 고안된 고정기구가 방사선 조사야에 포함되지 않기 때문에 감쇄계수는 고려하지 않았다. Fig. 2에서 지원자를 대상으로, 고

정기구가 적용된 모습을 나타내었다.

2. 대상 환자 및 치료 방법

고안된 하체 고정기구의 효용성을 검증하기 위하여, 치료 시 고정기구를 사용한 환자들과 사용하지 않은 환자들의 재현성을 비교하였다. 대상 환자는 본원에서 2005년 1월부터 2007년 2월까지 세기변조 방사선치료법으로 치료를 받은 모든 전립선암 환자를 대상으로 하였다. 대상 환자는 모두 양와위를 취한 상태에서 치료를 받았고 조사영역사진은 다섯 번의 분할 치료당 한 번 촬영되었다. 촬영된 조사영역사진들 중에 영상의 질이 불량하여 분석에 어려움이 있는 사진들은 분석 대상에서 제외하였고, 평균적으로 한 명의 환자에게서 정면과 측면의 조사영역사진을 각각 7장씩 얻을 수 있었다. 고정기구를 사용한 환자의 수는 총 33명이고 고정기구를 사용하지 않은 환자의 수는 28명이었다. 본 연구를 위하여 모의치료사진 61장, 디지털재구성사진 61장, 조사영역사진이 1,230장이 분석되었다.

3. 영상에서 각 방향의 변이 측정

재현성을 정량적으로 평가하기 위해, 환자 고정 시 발생하는 고정 오차는 모의치료사진과 디지털재구성사진, 조사영역사진을 비교하여 계산하였다. 디지털재구성사진은 세

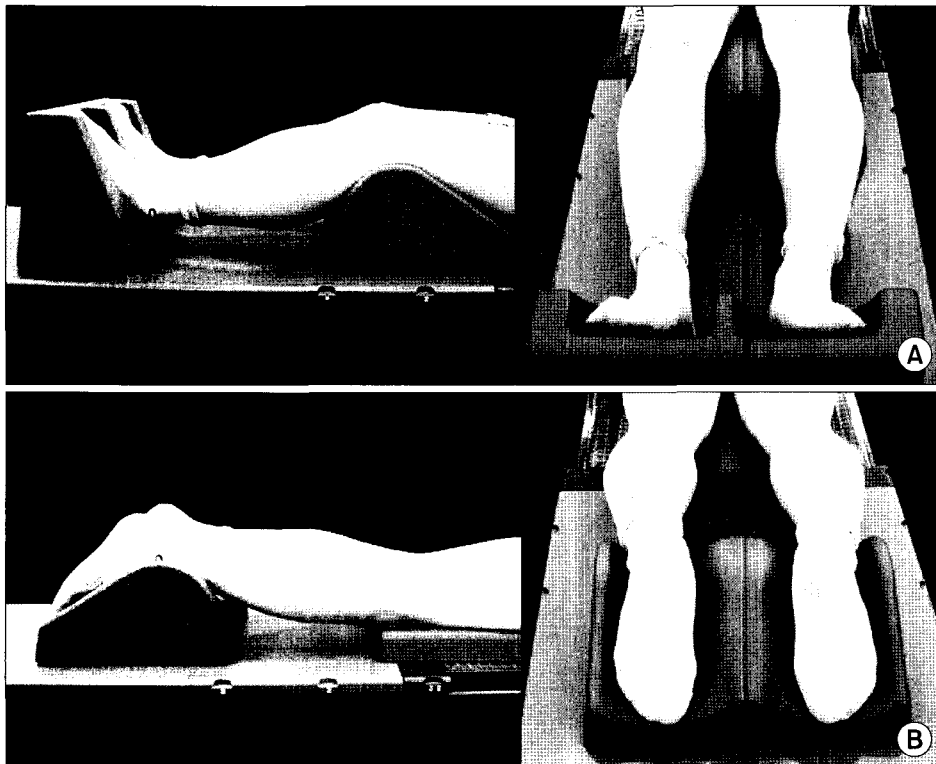


Fig. 2. A volunteer on immobilization devices. (A) The volunteer is immobilized with "Knee rest supine" and "Foot rest supine". (B) The volunteer is immobilized with "Knee rest prone" and "Foot rest prone".

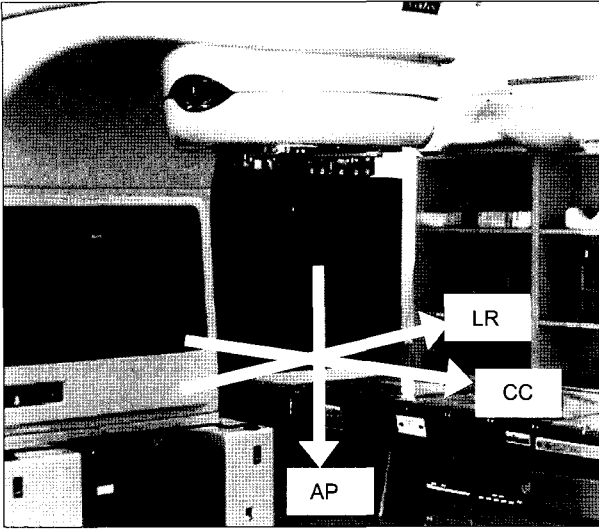


Fig. 3. The Left-Right direction, Anterior-Posterior direction and Craniocaudal direction are defined along each axis.

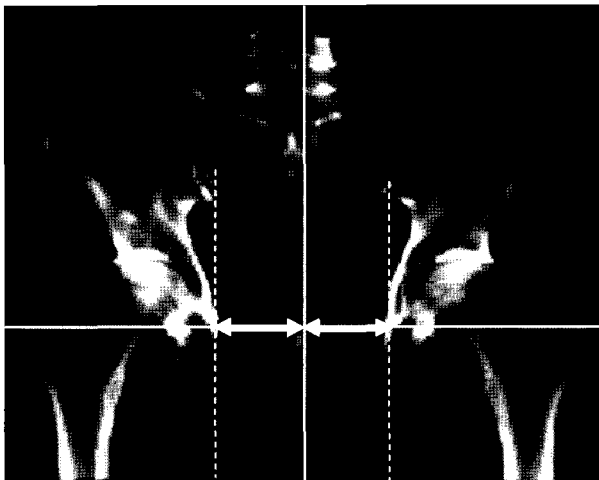


Fig. 4. The left-right setup error was measured on an anterior-posterior image. The length from isocenter to ischium was measured. The difference of the length is the setup error.

기변조 방사선 치료에서 치료계획과 실제 치료와의 관계를 나타내기 위하여 필수적으로 고려되어야 하고, 전체 환자 치료과정 중에 중간 단계에 해당하므로 본 연구에서는 디지털재구성사진-모의치료사진, 디지털재구성사진-조사영역사진을 각각 비교하여 고정오차를 계산함으로써 재현성을 평가하였다. 모의치료사진, 디지털재구성사진, 조사영역사진에서 공통적으로 확인할 수 있는 bony-landmark를 이용하여 각 방향의 변이를 정량적으로 측정할 수 있다. Malone 등은 전립선암 환자의 고정기구에 관련된 연구에서 정면과 측면의 영상에서 치골 결합을 이용하여 재현

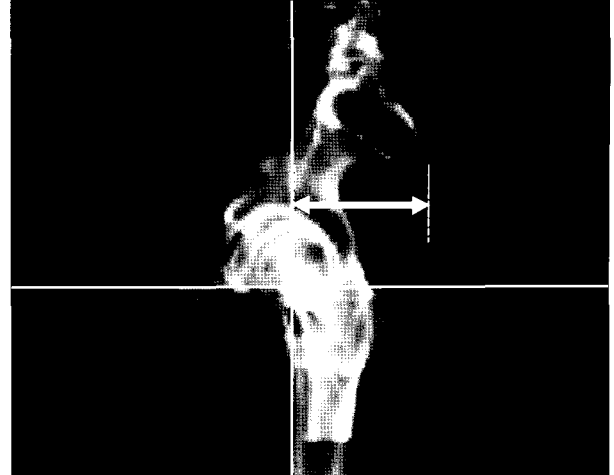


Fig. 5. The anterior-posterior setup error was measured on a lateral image. The length from Y axis to sacrum was measured. The difference of length is setup error.

성을 평가한 바 있다.¹³⁾ 그러나 본 연구에서는 조사영역사진에서 치골 결합의 위치가 금속 격자로 가려져 식별이 용이하지 않았기 때문에 각 방향별로 뚜렷하게 구분할 수 있는 별도의 bony-landmark를 지정하여 재현성 평가에 이용하였다.

3차원적인 고정 오차를 측정하기 위하여, 선형가속기 기준의 각 방향은 Fig. 3과 같이 좌우(LR), 전후(AP), 두미(CC) 방향으로 정의하였다. 좌우, 두미 방향의 bony-landmark 위치를 비교하기 위하여 모의치료사진, 디지털재구성사진, 조사영역사진의 환자 정면에서 촬영한 영상을 이용하였고, 전후 방향의 bony-landmark 위치를 비교하기 위하여 각 사진의 측면 영상을 이용하였다. 좌우 방향의 bony-landmark는 등선량중심점의 가로축과 골반뼈가 만나는 두 지점의 중간점이 등선량중심점과 떨어진 거리로 정의하였다(Fig. 4). 측면 영상에서 전후 방향의 bony-landmark 위치를 정의하였고, 각 영상에서 동일한 위치의 Y축 지점을 찾고, 그 지점에서부터 천추 앞부분까지의 수평거리로 정하였다(Fig. 5). 두미 방향 bony-landmark 위치를 찾기 위하여, 정면 영상의 등선량중심점에서 좌우로 3 cm 떨어진 지점으로부터 두미 방향으로 평행하게 그은 직선이 골반뼈와 만나는 지점을 찾고, 등선량중심점의 가로축까지의 평균 수평거리를 구하였다(Fig. 6).

각 방향에서 정의된 bony-landmark의 위치는 본원의 숙련된 방사선 종양학과 의사가 직접 육안으로 확인하여 지정하도록 하였다. 모의치료사진은 직접 필름을 관찰하여 표시하였으며, 디지털재구성사진과 조사영역사진에서는 자체 제작된 영상 분석 소프트웨어를 이용하여 위치를 측

정하였다.

4. 영상 분석 소프트웨어의 제작

디지털재구성사진과 조사영역사진에서 각 방향의 bony-landmark의 위치를 측정하기 위하여 영상 분석 소프트웨어를 제작하였다(Fig. 7). 프로그래밍 언어는 Visual C++

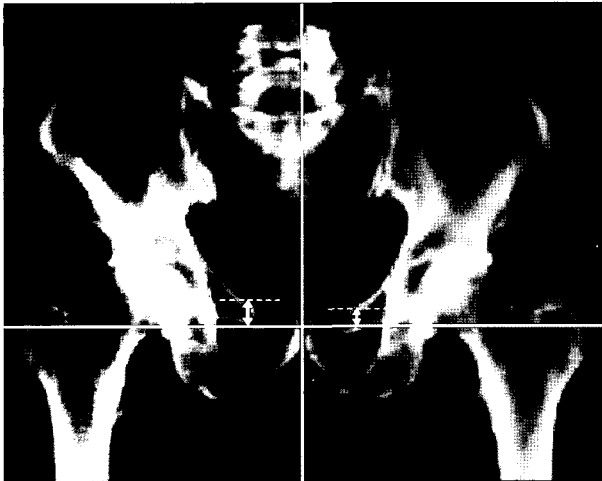


Fig. 6. The craniocaudal setup error was measured on an anterior-posterior image. The reference point was determined 3cm distant from isocenter in the X axis. And vertical length from reference point to ischium was measured. The difference of the length is the setup error.

6.0을 사용하였다. 제작된 프로그램은 (1) jpg, bmp 파일을 읽을 수 있고, (2) 대조도 윈도우 레벨을 조절할 수 있으며, (3) 영상 크기를 조절할 때, 화면상의 픽셀 위치를 실제 위

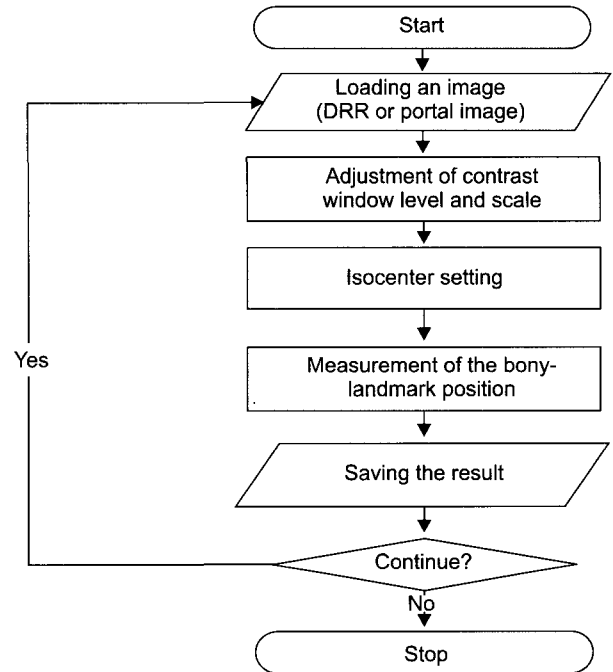


Fig. 8. The flowchart of the program. The bony-landmark position in DRR and in portal film can be measured.

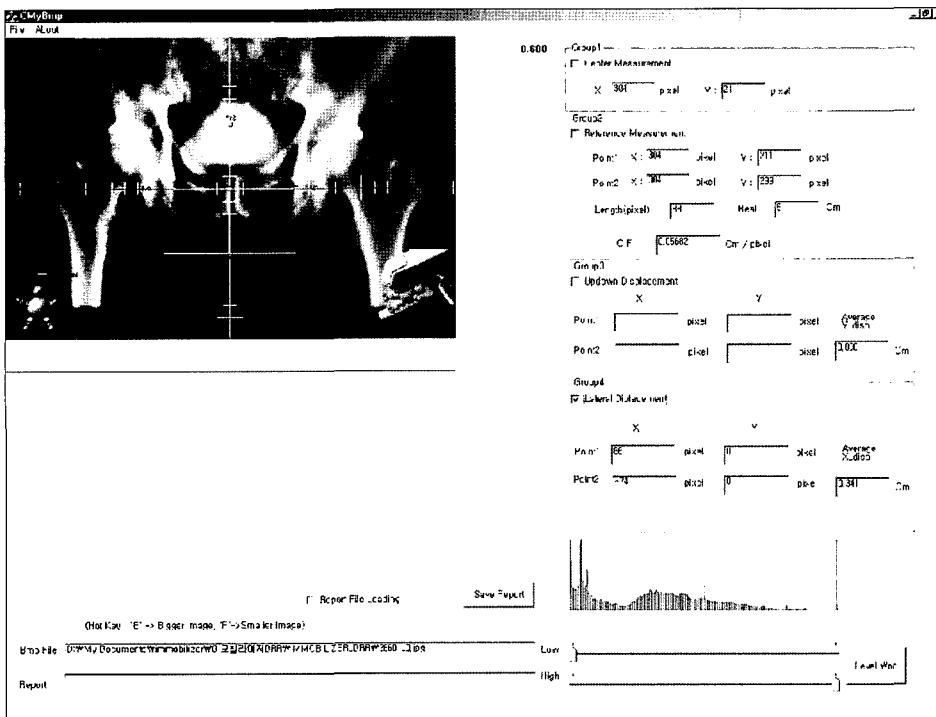


Fig. 7. Format of analyzing Program. To analyze digitally reconstructed radiograph and portal films, customized program coded with visual C++6.0 was used. This program can read jpg file format and bmp file format. More recognizable image can be obtained with window contrast adjustment.

치로 변환할 수 있고, (4) 사용자가 마우스를 이용하여 bony-landmark를 지정하고 그 결과를 저장 및 재확인할 수 있도록 하였다. 프로그램의 사용 절차는 Fig. 8과 같다.

5. 재현성 평가 및 분석

본 연구에서는 각 방향의 재현성을 평가하기 위하여 (1) 디지털재구성사진과 모의치료사진에서의 각 방향 위치 오차($\Delta LR_{Sim-DRR}$, $\Delta AP_{Sim-DRR}$, $\Delta CC_{Sim-DRR}$), (2) 디지털재구성사진과 조사영역사진에서의 각 방향 위치 오차($\Delta LR_{Portal-DRR}$, $\Delta AP_{Portal-DRR}$, $\Delta CC_{Portal-DRR}$), (3) 여러 개의 조사영역사진 간의 표준편차(σ_{LR} , σ_{AP} , σ_{CC})를 다음과 같이 정의하였다.

$$\begin{aligned} \Delta LR_{Sim-DRR} (mm) &= |LR_{Sim} - LR_{DRR}| \\ \Delta AP_{Sim-DRR} (mm) &= |AP_{Sim} - AP_{DRR}| \\ \Delta CC_{Sim-DRR} (mm) &= |CC_{Sim} - CC_{DRR}| \\ \Delta LR_{Portal-DRR} (mm) &= |\overline{LR_{Portal}} - LR_{DRR}| \\ \Delta AP_{Portal-DRR} (mm) &= |\overline{AP_{Portal}} - AP_{DRR}| \\ \Delta CC_{Portal-DRR} (mm) &= |\overline{CC_{Portal}} - CC_{DRR}| \\ \sigma_{LR} (mm) &= \frac{\sum_{k=1}^n (LR_{portal^k} - \overline{LR_{portal}})^2}{n} \\ \sigma_{AP} (mm) &= \frac{\sum_{k=1}^n (AP_{portal^k} - \overline{AP_{portal}})^2}{n} \\ \sigma_{CC} (mm) &= \frac{\sum_{k=1}^n (CC_{portal^k} - \overline{CC_{portal}})^2}{n} \end{aligned}$$

(단, $\cdot LR_{DRR}$, AP_{DRR} , CC_{DRR} : 디지털재구성사진에서의 각 방향 위치)

- LR_{Sim} , AP_{Sim} , CC_{Sim} : 모의치료사진에서의 각 방향 위치
- LR_{Portal} , AP_{Portal} , CC_{Portal} : 조사영역사진에서의 각 방향 위치
- n : 조사영역 사진의 개수)

심각한 고정 오차의 발생 비율을 확인하여 보기 위하여 3 mm 이상의 고정 오차 발생 빈도수와 5 mm 이상의 고정 오차 발생 빈도수를 확인하였다. 본 연구에서 하체 고정기구 설치자의 숙련도 증가에 따른 고정 오차감소가 교란변수로 작용할 수 있다고 예상되어, 고정기구를 사용한 환자를 시간의 경과에 따라 두 집단으로 나누어 고정 오차를 분석하였다. 2006년 8월 8일에 처음으로 치료받은 환자를 기준으로 고정기구를 사용한 환자들을 두 집단으로 나누어, 기구 사용 초기의 집단에 16명의 환자가 포함되고 기구 사용 후기의 집단에 17명의 환자가 포함되도록 하였다. 도출된 결과의 유의성 검증을 위하여 T-test를 수행하였다.

결 과

1. 모의치료사진, 디지털재구성사진, 조사영역사진 간의 비교 결과

하체 고정기구 미사용 환자와 사용 환자에 대하여 모의 치료사진과 디지털재구성사진의 차이를 비교한 결과, 좌우 방향으로는 1.5±0.9 mm에서 1.3±1.9 mm으로(p=0.235), 전후방향으로는 3.0±3.6 mm에서 1.8±1.5 mm으로(p=0.061), 두미방향으로는 1.6±0.9 mm에서 1.1±1.1 mm으로(p=0.023) 고정기구 사용 시 재현성이 향상된 것으로 나타났다. 조사영역사진과 디지털재구성사진의 차이를 비교한 결과, 좌우 방향으로는 1.6±1.2 mm에서 1.0±1.8 mm으로(p=0.101), 전후방향으로는 4.0±4.1 mm에서 1.2±0.9 mm으로(p=0.001), 두미방향으로는 4.2±5.5 mm에서 1.2±0.8 mm으로(p=0.003) 고정기구 사용 시 재현성이 향상된 것으로 나타났다(Table

Table 1. Mean Absolute Differences for Each Axis

	Mean absolute difference (mm) for each axis					
	∠Left right (sim-DRR)	∠Left right (portal-DRR)	∠Anterior posterior (sim-DRR)	∠Anterior posterior (portal-DRR)	∠Cranio caudal (sim-DRR)	∠Cranio caudal (portal-DRR)
Without immobilization	1.5±0.9	1.6±1.2	3.0±3.6	4.0±4.1	1.6±0.9	4.2±5.5
With immobilization	1.3±1.9	1.0±1.8	1.8±1.5	1.2±0.9	1.1±1.1	1.2±0.8
p-value	0.235	0.101	0.061	0.001	0.023	0.003

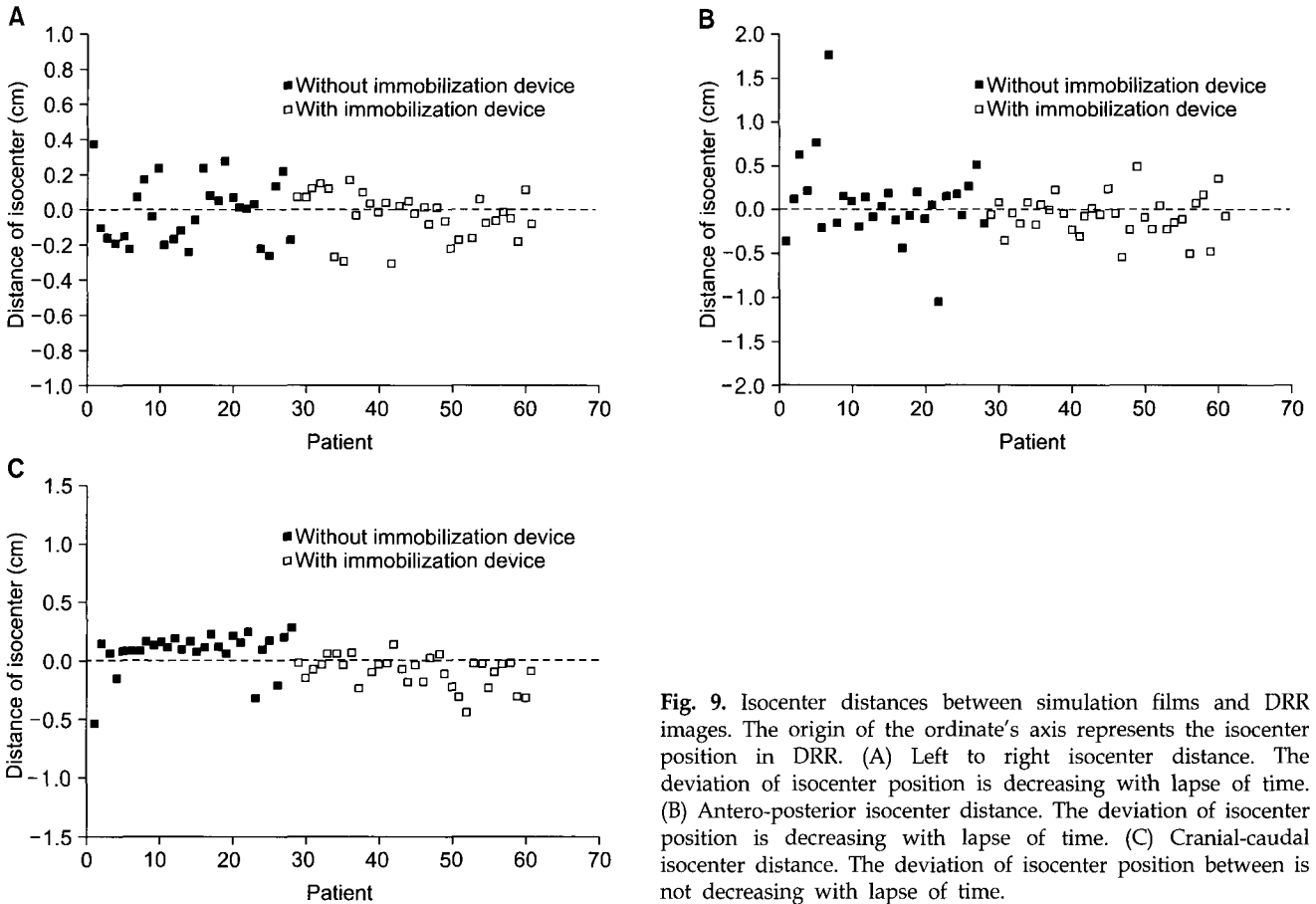


Fig. 9. Isocenter distances between simulation films and DRR images. The origin of the ordinate's axis represents the isocenter position in DRR. (A) Left to right isocenter distance. The deviation of isocenter position is decreasing with lapse of time. (B) Antero-posterior isocenter distance. The deviation of isocenter position is decreasing with lapse of time. (C) Cranial-caudal isocenter distance. The deviation of isocenter position between is not decreasing with lapse of time.

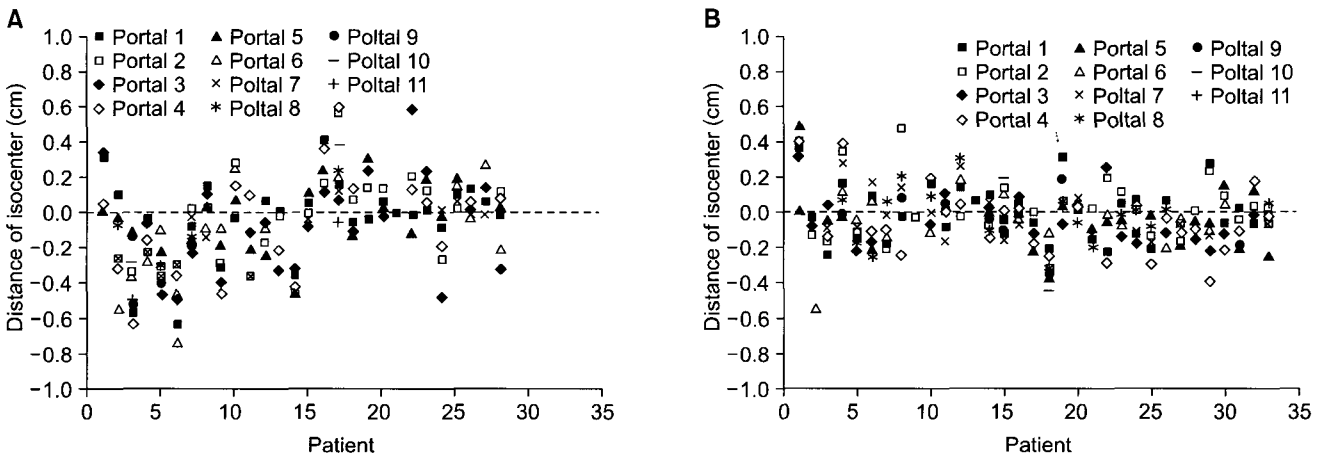


Fig. 10. Left to right isocenter distances between DRR images and portal images. The origin of the ordinate's axis represents the isocenter position in DRR. (A) without immobilization devices. (B) with immobilization devices.

1). Fig. 9에서 디지털재구성사진에 대한 모의치료사진의 각 방향별 오차를 나타내었고, Fig. 10~12에서 디지털재구성사진에 대한 조사영역사진의 각 방향별 오차를 나타내었다.

2. 조사영역사진 간의 비교 결과

조사영역사진 간의 편차는 고정기구 사용 시와 고정기구 미사용 시를 비교하였고, 대상 환자 중 각 방향의 최대

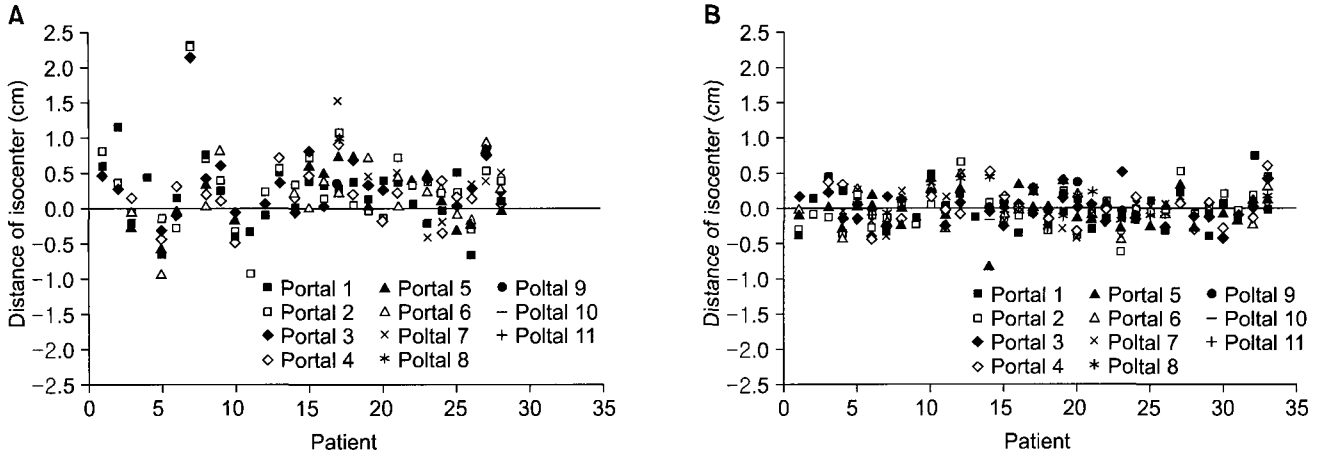


Fig. 11. Anterior to posterior isocenter distances between DRR images and portal images. (A) without immobilization devices. (B) with immobilization devices.

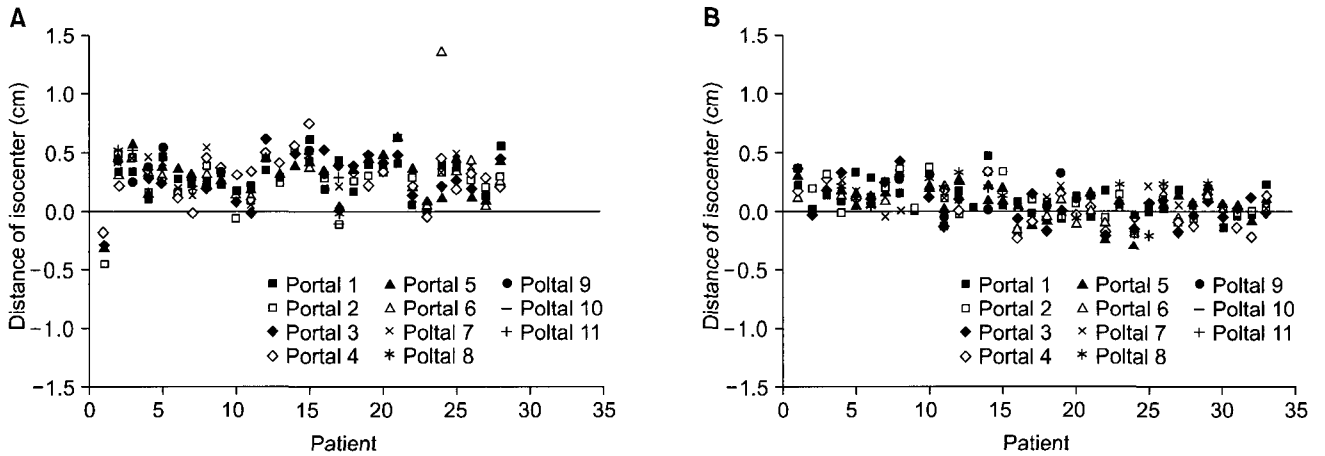


Fig. 12. Craniocaudal isocenter distances between DRR images and portal images. (A) without immobilization devices. (B) with immobilization devices.

Table 2. Maximum Difference and Average Standard Deviation in Portal Films

	Maximum difference (mm) for each axis			Average standard deviation (mm) for each Axis		
	Left right	Anterior posterior	Cranio caudal	Left right	Anterior posterior	Cranio caudal
Without immobilization	7.30	23.10	13.50	1.10	2.10	1.00
With immobilization	4.90	8.20	4.80	0.90	1.60	0.80
p-value				0.029	0.013	0.061

오차 및 평균 표준편차를 측정하였다. 그 결과 대상 환자의 분할치료 시, 개개의 조사영역사진과 디지털재구성사진 간의 최대오차는 좌우, 전후 및 두미 방향으로 각각 7.3

mm에서 4.9 mm로, 23.1 mm에서 8.2 mm로, 13.5 mm에서 4.8 mm로 고정기구를 사용함으로써 감소하는 것으로 나타났다. 평균 표준편차는 좌우, 전후 및 두미 방향으로 각각

Table 3. Percentage Setup Errors Greater than 3 mm and 5 mm for Each Axis

	Percentage setup errors >3 mm (%)			Percentage setup errors >5 mm (%)		
	Left right	Anterior posterior	Cranio caudal	Left right	Anterior posterior	Cranio caudal
Without immobilization	27.17	56.95	53.44	6.52	27.15	13.76
With immobilization	7.53	20.85	9.05	0.00	3.4	0.00

Table 4. The Time Sequence Influence for Each Axis

Group	Mean absolute difference (mm) for each axis					
	ΔLeft right (sim-DRR)	ΔLeft right (portal-DRR)	ΔAnterior posterior (sim-DRR)	ΔAnterior posterior (portal-DRR)	ΔCranio caudal (sim-DRR)	ΔCranio caudal (portal-DRR)
Group 1 (early treated)	1.1	0.9	1.2	1.2	0.8	1.4
Group 2 (late treated)	1.4	1.3	2.4	1.2	1.4	0.7
p-value	0.324	0.259	0.009	0.494	0.049	0.005

1.1 mm에서 0.9 mm로(p=0.029), 2.1 mm에서 1.6 mm로 (p=0.013), 1.0 mm에서 0.8 mm로(p=0.061) 고정기구를 사용함으로써 감소하는 것으로 나타났다(Table 2).

3. 3 mm, 5 mm 이상 고정오차 발생 빈도

3 mm 이상의 고정오차 발생 빈도수와 5 mm 이상의 고정오차 발생 빈도수를 측정한 결과는 Table 3에 나타내었다. 고정기구를 사용함으로써, 좌우방향으로 3 mm 이상의 오차는 27.17%에서 7.53%로, 5 mm 이상의 오차는 6.52%에서 0%로 줄어들었고, 전후방향으로 3 mm 이상의 오차는 56.95%에서 20.85%로, 5 mm 이상의 오차는 27.15%에서 3.40%로 줄어들었고, 두미방향으로 3 mm 이상의 오차는 53.44%에서 9.05%로, 5 mm 이상의 오차는 13.76%에서 0%로 줄어들었다.

4. 고정기구 사용자의 숙련도에 의한 교란변수 평가

고정기구를 반복적으로 사용하는 방사선사의 숙련도에 의한 교란변수가 있는지 확인하기 위하여, 고정기구 사용 환자를 치료시기에 따라 두 개의 집단으로 나누어 재현성을 조사하였다. 디지털재구성사진과 모의치료사진, 디지털 재구성사진과 조사영역사진 간의 오차를 측정한 결과 치

료시기에 따른 두 집단 간에 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다(Table 4).

고안 및 결론

고안된 하체 고정기구를 사용한 결과, 기구를 사용하지 않았을 때와 비교하여 재현성이 다소 향상된 것을 확인해 볼 수 있었다. T-test 수행 결과 대부분의 측정 자료는 유의한 차이를 나타내었다. 모든 방향에서 재현성이 향상되었지만, 특히 전후 방향과 두미 방향의 고정 오차가 좌우 방향에 비하여 현저히 감소한 것을 확인할 수 있었다. 조사 영역사진과 디지털재구성사진 간의 오차를 살펴볼 때에, 고정기구 미사용 시 좌우 방향의 오차는 약 1.6 mm 정도였지만 전후 방향과 두미 방향의 오차는 각각 약 4.0 mm, 4.2 mm 정도였다. 기존의 연구에 따르면, 두미 방향과 전후 방향에서의 고정 오차가 비교적 크게 나타나는 경향이 있고,^{15~17)} 본 연구의 결과도 이에 대하여 일치하였다. 고정기구 사용 시 고정 오차는 좌우, 전후, 두미 방향으로 각각 약 1.0 mm, 1.2 mm, 1.2 mm로 나타났고 이는 고안된 고정기구가 상대적으로 재현성이 떨어지는 전후 방향과 두미 방향의 오차를 감소시켜, 결과적으로 모든 방향에서 비

교적 균등한 재현성을 나타내는 역할을 하는 것으로 판단된다.

본 연구에서 측정된 고정오차는 기존의 하체 고정기구에 관한 연구에서 보고되는 고정 오차보다 현저히 작은 것으로 나타났다. 기존의 연구에서 Hipfix system, full body alpha cradle, foam leg support 등의 고정기구를 사용하였을 때 모의치료사진과 조사영역사진 사이의 고정 오차는 각각 좌우 방향으로 약 1.9 mm, 2.7 mm, 3.2 mm, 전후 방향으로 2.3 mm, 3.2 mm, 3.2 mm, 두미 방향으로 2.6 mm, 3.2 mm, 3.4 mm 정도인 것으로 보고되었다.¹³⁾ 이러한 결과는 본 연구에서 고안된 하체 고정기구의 성능, 방사선사의 숙련도, 환자의 신체적 조건의 차이 등에 의한 복합적인 결과로 생각된다. 특히, 과체중일수록 정확한 피부 marking이 어렵기 때문에 재현성이 저하되는데, 기존 연구의 대상 환자는 평균적으로 한국인보다 체중이 많은 미국인이었다는 것을 고려할 때, 이러한 차이가 설명될 수 있을 것이다.

심각한 고정오차의 발생 비율을 살펴보기 위하여 3 mm 와 5 mm 이상의 고정오차 발생 빈도를 분석한 결과, 고정기구를 사용하였을 때 오차 발생 빈도가 현저히 줄어들음을 확인할 수 있었다. 고안된 고정기구는 의료 사고 방지와 적절한 치료 수행에 도움을 줄 수 있다고 판단된다.

대개 환자 고정기구가 처음 도입된 후, 시간이 경과할수록 설치자의 숙련도가 증가하기 때문에 시간의 경과에 따라 고정 오차가 줄어드는 경향을 보인다는 연구결과가 있다.¹³⁾ 그러나 본 연구에서는 그러한 경향이 나타나지 않았고 이는 고안된 하체 고정기구의 설치가 비교적 간단하므로 사용자의 숙련도가 고정 오차에 미치는 영향이 미미하였기 때문이라고 생각된다.

결론적으로, 본 연구에서 고안된 하체 고정기구는 사용자가 신속하게 설치할 수 있고, 환자에게 편안함을 제공하며, 재현성을 향상시키므로 골반부암 환자 치료 시 충분한 효용성을 나타낼 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

1. Corn BW, Hanks GE, Schultheiss TE, et al. Conformal treatment of prostate cancer with improved targeting: superior prostate-specific antigen response compared to standard treatment. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1995;32:325-330
2. Fukunga-Johnson N, Sandler HM, McLaughlin PW, et al. Results of 3D conformal radiotherapy in the treatment of localized prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997; 38:311-317
3. Pollack A, Zegars GK, Starkschall G, et al. Conventional vs conformal radiotherapy for prostate cancer: preliminary results of dosimetry and acute toxicity. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1996;34:555-564

4. Soffen EM, Hanks GE, Hutn MA, et al. Conformal static field radiation therapy treatment of early prostate cancer versus non-conformal techniques: a reduction in acute morbidity. *Int H Radiat Oncol Biol Phys* 1992;24:485-488
5. Schultheiss TE, Hanks GE, Hunt MA, et al. Incidence of and factors related to late complications in conformal and conventional radiation treatment of cancer of the prostate. *Int H Radiat Oncol Biol Phys* 1995;32:643-649
6. Hanks GE, Schultheiss TE, Hunt MA, et al. Factors influencing incidence of acute grade 2 morbidity in conformal and standard radiation treatment of prostate cancer. *Int H Radiat Oncol Biol Phys* 1995;31:25-29
7. Suh YL, Yi BY, Shin SA, et al. A feasibility study on the abdomen immobilization with air injected balloon blanket. *Korean J Med Phys* 2002;13:176-180
8. Rosenthal SA, Roach M III, Goldsmith BJ, et al. Immobilization improves the reproducibility of patient positioning during six-field conformal radiation therapy for prostate carcinoma. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1993;27:921-926
9. CAtton C, Lebar L, Warde P, et al. Improvement in total positioning error for lateral prostatic fields using a soft immobilization device. *Radiother Oncol* 1997;44:265-270
10. Garcia R, Oozer R, Le Thanh H, et al. Radiotherapie confirmationnelle des cancers de la prostate: apport de la contention pelvienne et de nouveaux reperes de positionnement. *Cancer Radiother* 1997;1:307-313
11. Faiz M. The physics of radiation therapy. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott williams & wilkins, 2003:220-226
12. Huh SN, Cho W, Park YK, Ha SW. Development of devices for improving the reproducibility of patient positioning on a breast board. *J Korean Soc Ther Radiol Oncol* 2005;23: 123-130
13. Malone S, Szanto J, Perry G, et al. A prospective comparison of three systems of patient immobilization for prostate radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;48:657-665
14. Andrew K, Val G, Nicole H, Sandra T. A randomized trial evaluating rigid immobilization for pelvic irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003;56:1105-1111
15. Dunscombe P, Loos S, Leszczynski K. Sizes and sources of field placement error in routine irradiation for prostate cancer. *Radiother Oncol* 1993;26:174-176
16. Song PY, Washington M, Vaida F, et al. A comparison of four patient immobilization devices in the treatment of prostate cancer patients with three dimensional conformal radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1996;34:213-219
17. Gildersleve J, Dearnaley D, Evans P, et al. Reproducibility of patient positioning during routine radiotherapy, as assessed by an integrated megavoltage imaging system. *Radiother Oncol* 1995;35:151-160

Abstract

Development of Immobilization Devices for Patients with Pelvic Malignancies and a Feasibility Evaluation during Radiotherapy

Jong Min Park, B.S.*, Yang Kyun Park, M.Sc.*, Woong Cho, M.Sc.*,
Charn Il Park, M.D.^{†‡} and Sung Whan Ha, M.D.^{†‡}

*Department of Radiation Applying Life Science, Seoul National University Graduate School,

[†]Department of Radiation Oncology, Seoul National University College of Medicine,

[‡]Institute of Radiation Medicine, Medical Research Center, Seoul National University, Seoul, Korea

Purpose: Immobilization devices that improve the setup reproducibility of pelvic cancer patients and that provide comfort to patients during radiotherapy were designed and the feasibility of the devices was evaluated.

Materials and Methods: A customized device was designed to immobilize a knee, thigh, and foot of a patient. Sixty-one patients with prostate cancer were selected and were divided into two groups—with or without devices. The setup errors were measured with respect to bony landmarks. The difference between digitally reconstructed radiographs (DRR) and simulation films, and the differences between DRR and portal films were measured.

Results: The left-right (LR), anterior-posterior (AP) and craniocaudal (CC) errors between the DRR and simulation films were 1.5 ± 0.9 mm, 3.0 ± 3.6 mm, and 1.6 ± 0.9 mm, respectively without devices. The errors were reduced to 1.3 ± 1.9 mm, 1.8 ± 1.5 mm and 1.1 ± 1.1 mm, respectively with the devices. The errors between DRR and portal films were 1.6 ± 1.2 mm, 4.0 ± 4.1 mm, and 4.2 ± 5.5 mm, respectively without the devices and were reduced to 1.0 ± 1.8 mm, 1.2 ± 0.9 mm, and 1.2 ± 0.8 mm, respectively, with the devices. The standard deviations among the portal films were 1.1 mm, 2.1 mm, and 1.0 mm at each axis without the devices and 0.9 mm, 1.6 mm and 0.8 mm with the devices. The percentage of setup errors larger than 3 mm and 5 mm were significantly reduced by use of the immobilization devices.

Conclusion: The designed devices improved the setup reproducibility for all three directions and significantly reduced critical setup errors.

Key Words: Radiation therapy, Prostate cancer, Immobilization devices, Positioning reproducibility