

6MV X-선에 의한 폐조직의 심부선량변화와 임상응용

이화여자대학교 의과대학 치료방사선과,
연세대학교 암센터 방사선종양학과*

이경자, 장승희, 추성실*

방사선치료에서 악성종양과 주위건강조직에 대한 정확한 선량분포를 파악하기 위하여는 신체내 불균질 조직에 의한 선량변화의 측정이 중요하며 그중에서도 밀도가 낮고 체적이 비교적 큰 폐조직에 대한 선량분포의 변화는 방사선 치료에서 간과할 수 없는 중요한 요인의 하나이다.

저자들은 6메가볼트의 엑스선으로 흉곽내에 위치한 종양에 정확한 선량을 투여하기 위하여 조직등가팬텀을 제작하고 열형광 선량계와 필름선량측정 방법으로 흉곽내의 방사선 분포변화를 실측하였으며 컴퓨터화하기 위한 수학적 실험식을 유도하고 이를 이론식과 비교 검토한 결과 거의 일치함을 보였다.

실험을 통하여 일문조사면 또는 다문조사면에서 폐조직은 연조직에 비하여 1cm당 약4%의 선량 증가를 보였으며 식도부위의 회전조사에서는 균질 연조직의 등량곡선보다 15%미만의 선량 격차가 나타났고 폐부위의 회전조사에서는 회전각도에 따라 20%내외의 큰오차를 나타내었다.

폐암등 흉부내 종양치료에서는 폐조직 밀도에 의한 방사선 투과 및 산란으로 선량과 선량분포의 오차가 5%-20%에 이르므로 반드시 선량을 보상하여야 하며 선량분포도를 작성 평가함으로써 방사선 임상치료에 큰효과를 얻을 수 있었다.

중심 단어: 폐조직, 불균등 조직, 조직등가물질, 믹스팬텀, 콜크팬텀, 방사선 전자조사, 방사선 회전조사, 산란선, 조직보상계수

서 론

방사선치료에서 폐, 뼈등 신체 내부의 조직 밀도가 불균등함으로 방사선의 선량분포의 변동이 발생되며 이는 병소에 대한 방사선 조사선량과 주위 건강조직에 대한 방사선 손상효과를 평가하는데 중요한 인자가 됨으로 이들에 대한 연구가 꾸준히 연구되고 있으나 2MV이상의 고에너지 x-선에 대한 불균등 조직의 선량변화는 주로 폐조직에 대한 영향이 크게 작용하여 왔다. 폐조직 밀도는 연조직밀도의 1/3정도로 적을 뿐 아니라 흉곽의 대부분을 차지하기 때문에 이들에 대한 선량분포의 보상은 반드시 시행되어져야 한다.

그러나 폐조직에 대한 선량변화는 폐조직의 밀도, 흡수계수 및 산란비의 변화등으로 매우복잡 하기 때문에 근사치만을 사용하여 왔으며 특히 회전 및 전자조사에서는 상당한 오차를 수반하였다.

저자들은 이화여자대학교 동대문병원에 설치된 6MV선형가속기 (NEC-1006A)와 선량계획용 컴퓨터 (NEC THERAC-1000)를 사용하여 폐암, 식도암등 흉곽내에 존재하는 병소에 정확하고 이상적인 방사선치료를 위하여 인체와 등가인 흉곽팬텀(Mix-DP와 Cork판)을 제작하였으며 실측치에 가장 근사한 실험식을 유도하여 컴퓨터로 하여금 계산될 수 있도록 프로그램화 하였다.

컴퓨터는 신속정확히 폐조직에 의한 조직밀도 보상치와 흉부치료에서 선량변동 및 이상적인 치료방법을 제시하였으며 폐조직의 유무와 형상에 따라 가장 정확한 선량분포를 계산할 수 있었다.

실험방법과 재료

1. 흉부팬텀의 제작

Table 1. Composition of Mix-PR phantom.

Tissue	Tissue density	Phantom materials	Material density	Composition rate	Mixed density
Soft tissue	1.0 g/cm ³	Paraffin Resin	0.96 g/cm ³ 1.06 g/cm ³	80 % 20 %	0.98 g/cm ³
Lung	0.28 g/cm ³	Cork	0.3 g/cm ³	100 %	0.3 g/cm ³

인체의 75%가 수분으로 구성되어 있으므로 물팬텀이 인체에 가장 유사한 등가물질이 될 수 있지만 팬텀내의 방사선분포와 선량측정이 어렵다. 특히 인체흉부의 팬텀은 공기를 많이 함유하고 있는 폐조직이 있으므로 폐조직내에서 형성되는 방사선량과 선량분포의 측정은 물팬텀으로는 불가능하며 흉벽과 폐조직에 유사한 밀도의 재질로 구성된 특수 고품팬텀의 제작이 필요하였다.

고에너지 엑스선의 물질에 대한 흡수계수는 주로 Compton효과에 의하여 이는 구성물질의 종류(원자번호)보다 오히려 밀도에 더 많이 관계됨으로 표1과 같이 밀도가 0.98 g/cm³인 믹스팬텀(Mix-PR-Phantom :Paraffin-Resin)을 제작하여 사용하였고 폐조직의 등가물질은 건강한 사람 폐의 평균밀도와 거의 비슷한 밀도 0.29 g/cm³의 콜크판을 사용하였으며 전산화 단층영상사진에 의하여 흉부

contour와 폐모양을 묘사하여 제작하였다.

폐조직의 밀도 측정은 그림1과 같이 사진측정법(Film dosimetry)에 의하여 건강한 사람의 폐부위사진과 알루미늄 계단자를 이용한 물등가 두께를 그림 2와같이 측정후 다음 식에 의하여 폐의 밀도를 측정하였다.

$$\rho = 1 - (d - d_e) / l \quad \text{----- (1)}$$

여기서 ρ 는 밀도(g/cm³), d 는 실제 조직두께(cm), d_e 는 사진법에 의한 물등가두께(cm), l 은 폐의 두께(cm)이다.

건강한 사람 6명의 AP Chest film에서 측정된 자료를 식(1)에 대입하여 그림 3에 표시한것과 같이 폐의 평균 밀도를 구하였으며 그값은 약 0.28 g/cm³이었다.

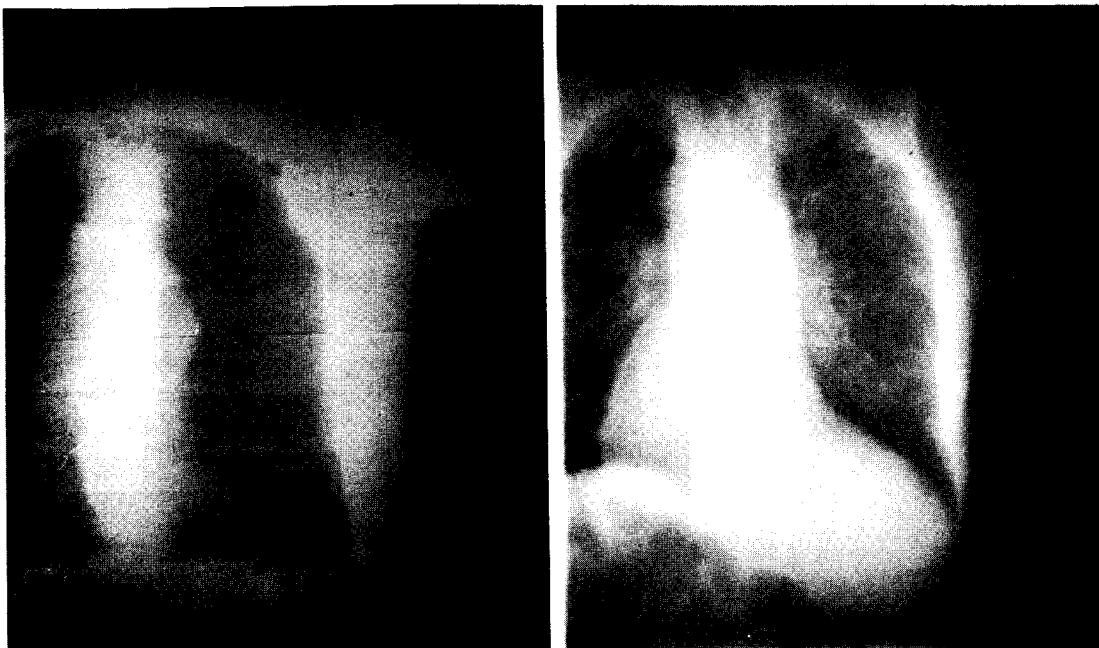


Fig. 1. LINAC-gram for film dosimetry of lung field.

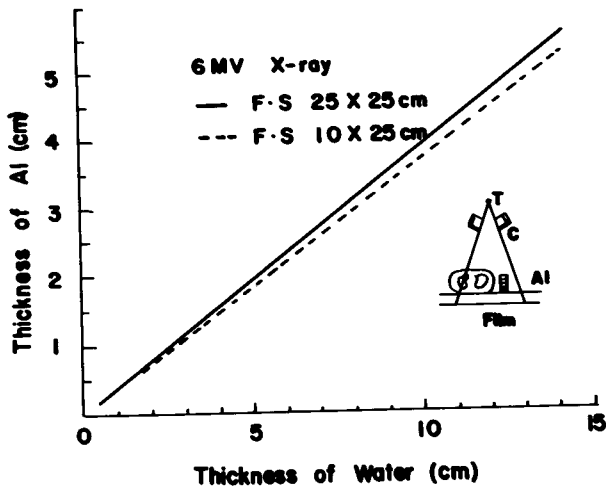


Fig. 2. Apparent water equivalent thickness of Al-stepped wedge obtained with film dosimetry.

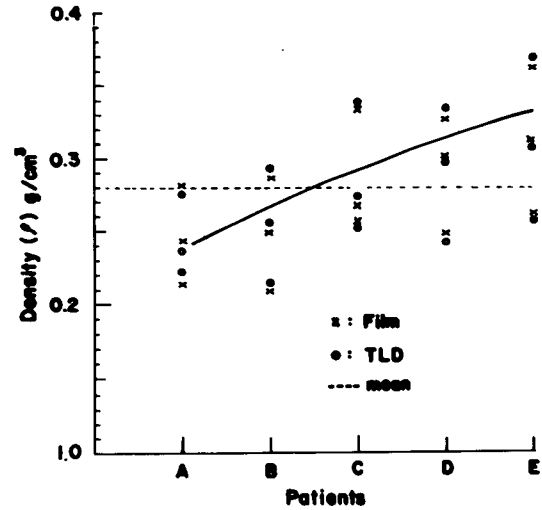


Fig. 3. Densities of the lung of 5 patients measured by the present technique.

흉부내 폐조직팬텀은 폐밀도와 유사한 콜크(cork)를 사용하였고 사진측정과 선량측정을 위하여 그림 4와 같이 실제 흉부횡단면과 해부학적 구조가 유사하도록 팬텀을 5cm 두께의 횡단 단면층을 5장 제작하고 아크릴(acryl)봉으로 밀착시켰다.

이렇게 제작된 흉부팬텀의 정면 및 옆면의 엑스선사진상은 그림 5와 같이 건강한사람의 폐와 거의 비슷하였으며 정확한 선량측정을 위하여 열형광측정

기(TLD-100) 및 이온함측정기(Radocon-500, #625 probe)를 사용하여 확인 측정하였다.

2. 불균질 팬텀의 선량분포도 측정과 실험식의 유도

인체흉부와 등가인 믹스팬텀(Mix-PR)과 콜크판으로 제작된 흉부팬텀에 6MV x-선을 조사하였을

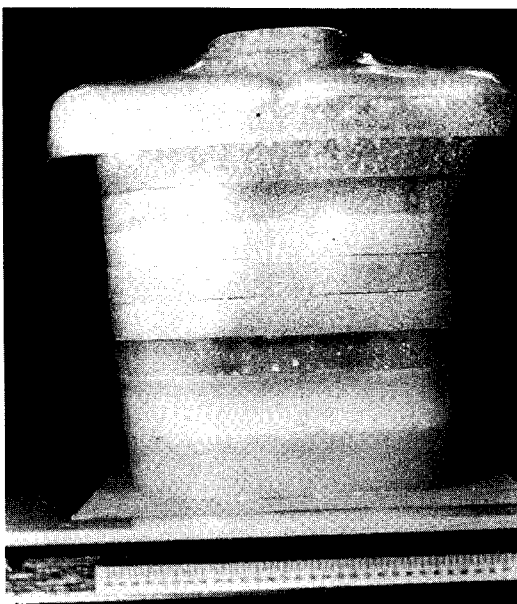


Fig. 4. Photograph of Mix-PR thoracic phantom with lung sections.

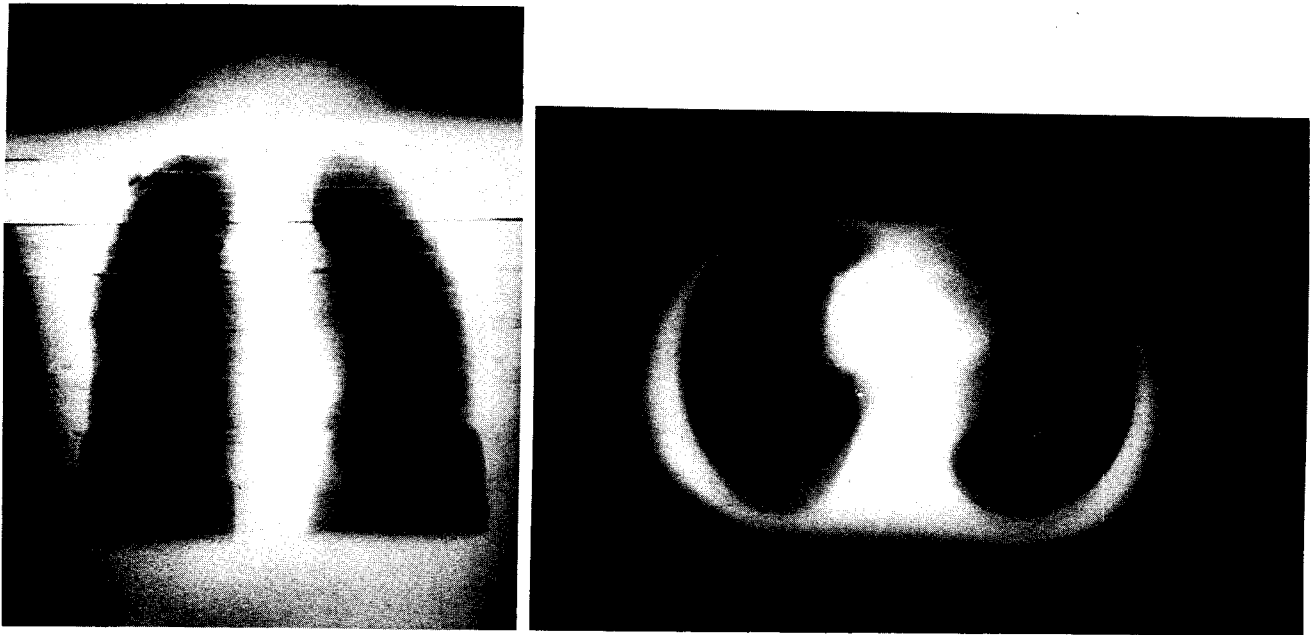


Fig. 5. A-P and sectional radiograph of Mix-PR thoracic phantom.

때 열형광측정기 (TLD-100), 필름 (kodak xo-mat) 및 이온전리함 측정기(Radocon-500)에 의한 선량 실측치와 밀도 계산에 의한 심부율은 그림 6과 같았으며 투과선량은 믹스팬텀보다 콜크팬텀이 cm당 약 2%증가하였으며 콜크팬텀이 5cm일 때 약 10% 증가하였고 실측치가 밀도계산에 의한 값보다 약간 적었으며 이것은 콜크팬텀내에는 연조직보다 산란선이 적은 것으로 생각된다.

고에너지 방사선의 산란계수는 밀도에 의한 보정치와 실측치의 비율에서 계산할 수 있으며 그림 7은 믹스팬텀 5cm를 투과한 후 콜크팬텀의 위치에 따른 산란보정계수로서 콜크팬텀 6cm두께에서 약 8%감소되었으며 콜크팬텀을 통과하고 다시 믹스팬텀을 통과할 때 방사선 산란계수는 점차 증가하였다.

흉부내에 위치한 종양의 선량을 D_t 라고 하면

$$D_t = D_d * F \quad \text{-----}(2)$$

로 주어지고 F는 흉부선량 보정계수이며 D_d 는 조직 등가물질에 의한 심부선량으로서 두께 d(cm), 방사선 조사면 $A(\text{cm}^2)$ 에 대한 조직 최대선량점의 선량 비율[TPR(A,d) : tissue peak ratio]로 표시할 수 있으며 TPR는 다음과 같이 주어진다.

$$\text{TPR}(A,d) = B(A) * \exp[-\mu(d-d_0)] \quad \text{-----}(3)$$

여기서 B는 산란계수이고 d_0 는 최대 흡수선량 지점의 깊이이고 μ 는 선형흡수계수(6MV x-선에 대한 $\mu = 0.0471\text{cm}^{-1}$)이다.

식 (2)의 계산이 신속 정확히 처리되기 위한 전자계산의 프로그램은 다음과 같은 근사식으로 수식화 할 수 있다.

$$\text{TPR}(A,d) = k(d) * A^{m(d)} \quad \text{-----}(4)$$

6MV x-선에 대한 k(d)와 m(d)의 값은 다음과 같이 등차식으로 표시할 수 있다.

$$\begin{aligned} k(d) &= 1.0738 - 5.2254 * 10^{-2}d + 9.142 * 10^{-4}d^2 - 3.6591 * 10^{-6}d^3 \\ m(d) &= -2.041 * 10^{-3} + 6.1734 * 10^{-3}d - 1.1073 * 10^{-4}d^2 + 6.575 * 10^{-7}d^3 \end{aligned}$$

흉부 선량보정계수 F는 조직밀도에 의한 보정계수와 근육과 폐조직에 의한 산란보정계수의 함수(S)로 표시된다. 즉

$$F = S * \exp[\mu l(1-\rho)] \quad \text{-----}(5)$$

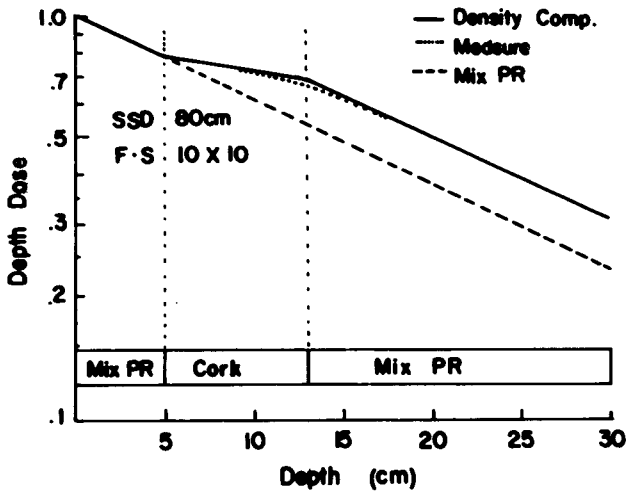


Fig. 6. Central axis depth dose in heterogeneous tissue.

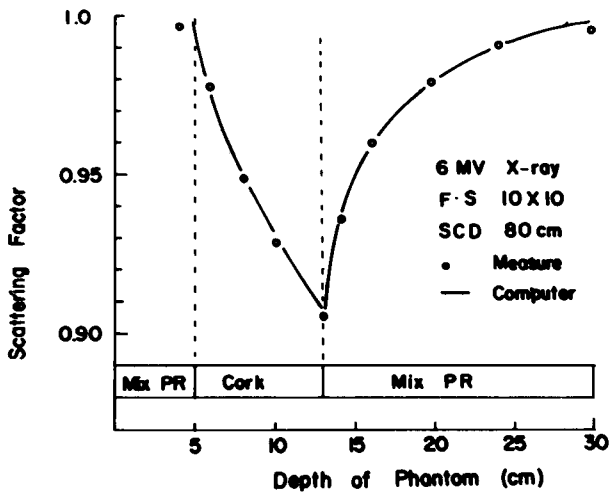


Fig. 7. Scatter correction factors for points in the lung with a density of 0.28 g/cm³ and in soft tissue behind the lung.

여기서 l 은 x-선이 통과한 폐조직의 두께이고 ρ 는 폐조직의 밀도이며 6MV x-선에 대한 물의 흡수계수 μ 는 방사선 조사면에 따라 다음과 같이 주어진다.

$$\mu = 0.065 - 0.011 \log_{10} A (\text{cm}^{-1}) \quad \text{-----(6)}$$

또한 산란계수 S 는 다음식으로 주어진다.

$$S = k \{1 - (B/C) * [e^{0.28t} - e^{-0.28(1+t)}]\} \quad \text{-----(7)}$$

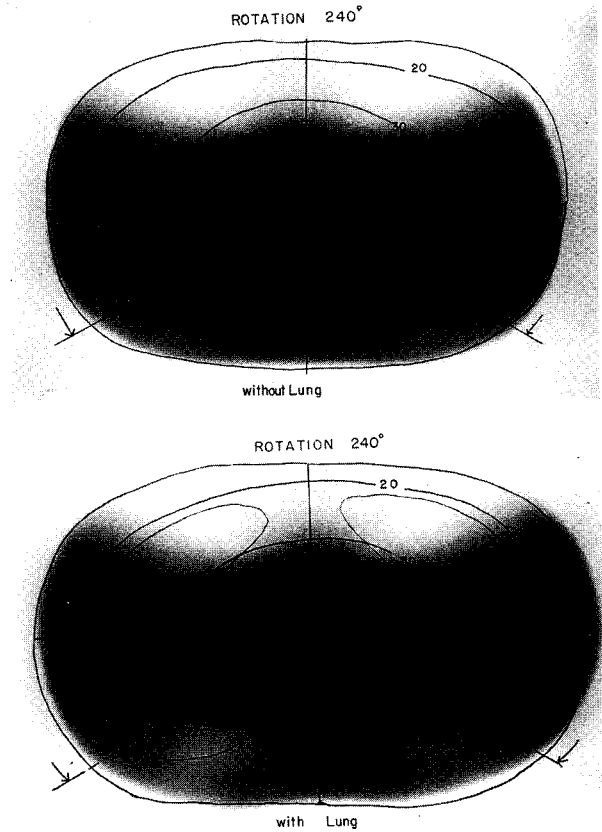


Fig. 8. Isodose curves of rotational irradiation for thoracic phantom by film dosimetry.

여기서 l 은 방사선이 투과한 폐조직의 두께이며 t 는 폐를 통과한후의 연조직 두께이며 $t=0$ 일 때 $k=C$, $t>0$ 일 때 $k=1$ 로 주어지며

$$B = 0.138 - 0.243p + 0.105p^2$$

$$C = 0.975 + 0.016p - 0.086p^2$$

로 표시하고 ρ 는 폐조직의 평균 밀도로서 측정치 ($\rho = 0.28\text{g/cm}^3$)를 사용한 실험 근사식을 선량계획 컴퓨터(NEC THERAC 1000)에 프로그램 하여 이를 실제 측정치와 비교하였다.

믹스팬텀(Mix-PR), 콜크 및 믹스팬텀의 순서로 배치하였을 때 실측치와 컴퓨터 계산치는 그림 7과 같으며 오차 2%이내의 거의 일치된 값을 나타내었다.

이때 방사선 산란보정계수 S 값은 약 0.93에서 1.0이었으며 평균 폐조직 보정계수 F 는 약 $1.12 + 0.003$ 으로 계산되었다.

그림 8은 흉부팬텀 사이에 x-선 필름(Fuji X3)을

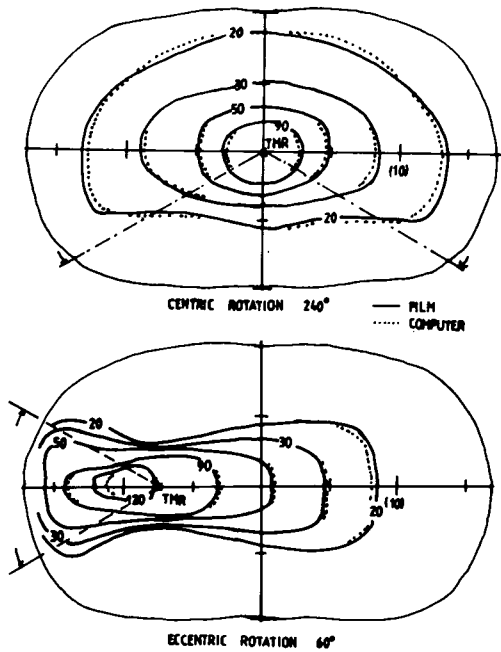


Fig. 9. Comparison of rotation isodose curves calculated by computer and measured by the film dosimetry to a thoracic phantom.

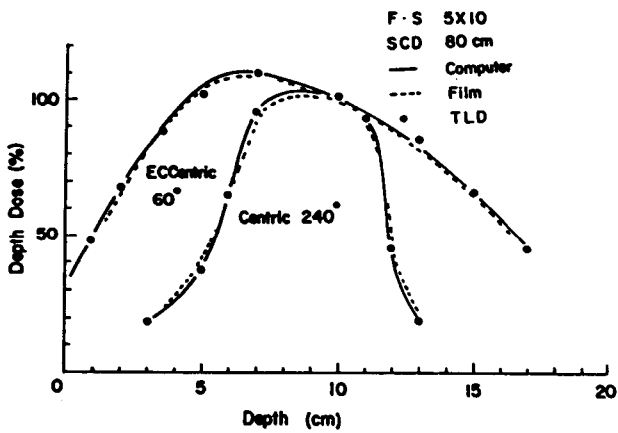


Fig. 10. Dose distribution of 180° and 90° axis for 60° and 240° rotation angles.

삽입, 압착시키고 방사선을 180°와 240° 진자조사를 시행하여 현상한 후 광밀도계(photodensitometer)에 의한 선량분포도를 측정했기이며 그림 9는 이것을 컴퓨터 계산과 비교한 것으로서 거의 일치하였으며 그림 10은 각 회전축에 의한 선량분포를 비교한 것으로 최대 오차는 +2%이내 었다.

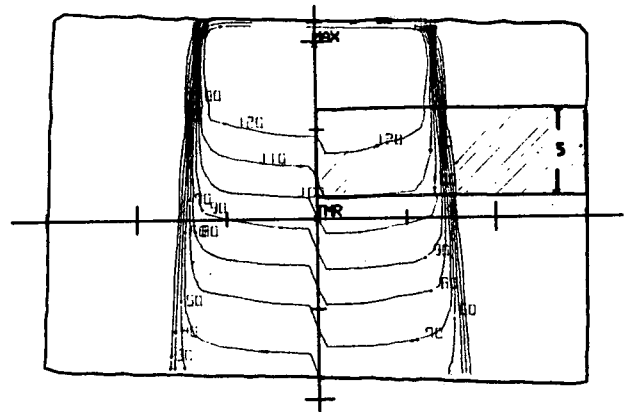


Fig. 11. Isodose curve distribution for 6MV x-ray in soft tissue and 5cm thickness of lung tissue.

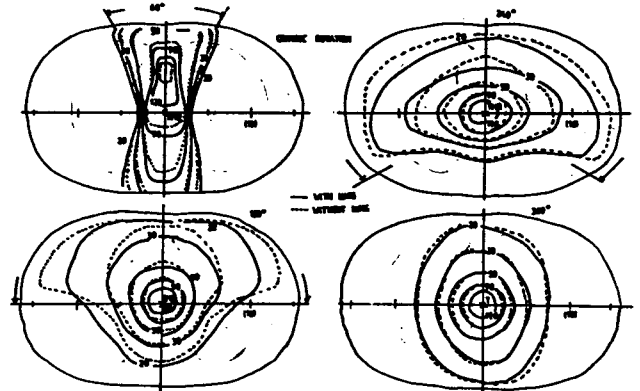


Fig. 12. Comparison between isodose curves in homogeneous and inhomogeneous phantom for centric rotation with various angles.

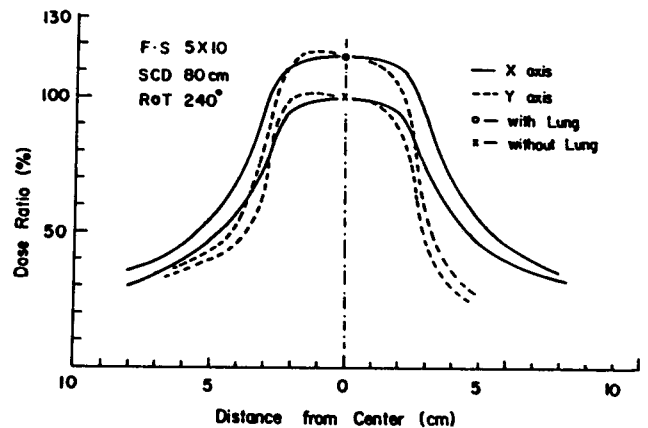


Fig. 13. Dose profiles for 240° of rotation on the 180° axis of the thoracic phantom.

결 과

1. 폐조직에 의한 선량분포의 변화

실험을 통한 폐조직의 밀도 ($\rho = 0.28 \text{ g/cm}^3$)와 폐조직에 대한 선량분포의 실험 근사식을 이용하여 폐에 의한 흉부의 선량분포 변화를 계산하였다.

그림 11은 연조직만 있을 때와 5cm두께의 폐조직이 있을 때 심부 백분율의 변화를 등량곡선으로 도시한 것인데 폐조직이 있는 부위는 폐두께의 약 3/4폭만큼 등량곡선이 선원의 반대 방향으로 이동하였다.

그림 12는 흉부의 중심을 회전조사축으로 하여 조사면 5x10cm로 각각 60°, 180°, 240°, 360°로 회전조사시 폐조직의 유무에 따른 선량분포를 도시한 것이며 그림 13은 y축(180°축)을 중심으로 240°회전시 x축과 y축에 대한 선량변화를 폐조직의 유무에 따라 도시 하였다.

그림 14는 진자각 60°와 240° 및 360°일 때 y축(180°축)에 대한 선량변화량을 표시한 것으로서 60°진자시는 10%이내이며 240°진자각에 대하여서는 20%이상 변화하였고 조사면 끝에서 최대의 선량변화값을 나타내고 있다.

그림 15는 폐조직이 없을 때에 비하여 폐조직이 있음으로서 발생하는 선량증가율을 표시한것인데 y축(180°축)을 중심으로 진자각 0°-360°에 따른 흉부 중심점의 선량과 최대선량변화율을 표시하였다.

여기서 병소 중심의 선량변화는 60°진자각에서

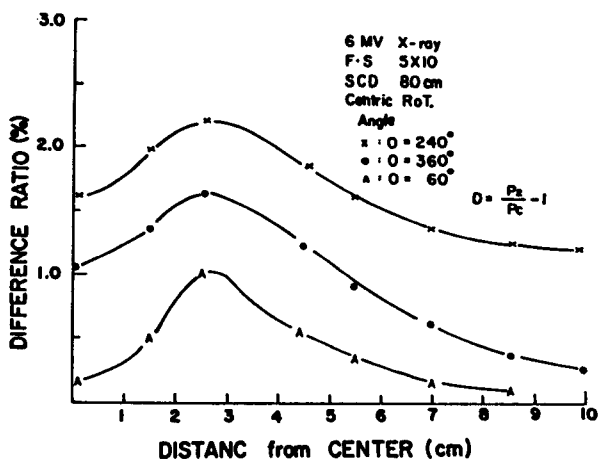


Fig. 14. Difference dose ratios between homogeneous and inhomogeneous thoracic phantoms for centric rotation.

3-5%였고 진자각 240°에서는 16%의 선량 증가를 나타내었으며 최대선량변화는 60°와 240°에서 각각 10%, 23%의 증가를 보였다.

그림 16은 회전조사시 폐조직 유무에 따른 조사면의 크기 변화를 표시한 것으로서 90%의 등량곡선은 조사면 한번의 약 3%, 50% 등량곡선은 약 5%의 증가함으로 치료오차 범위내에 들어간다.

흉부중심을 조사중심으로 정한 편심회전조사에서는 그림 17과 같이 흉곽중심에서 폐방향으로 7cm 되는점을 회전중심으로하고 횡축을 중심으로 60°에서 360°회전각에 따른 선량분포도를 도시한 것으로서 다소 많은 선량분포 차를 보이고 있다.

그림 18은 60°와 240°회전시 x축(90°축)에 대한 선량변화를 도시한 것으로서 병소중심점은 약 20%의 선량증가를 보였으며 폐조직을 통과후에도 약 15-20%의 선량증가를 나타내었다.

그림 19는 x축(90°축)을 중심으로 하고 회전각에 따른 회전중심의 선량변동을 표시한 것으로서 선량 변화는 60°, 180°, 240°, 360°에서 각각 16%, 19%, 21%, 22% 증가되었으므로 치료시 선량보정이 필요하다.

이상과 같이 회전중심축이 수직축 (180°)이고 진자각이 180°에서 240°일때는 약 15%의 선량증가로서 균질팬텀의 분포를 그대로 적용해서는 안되며 회전중심축이 횡축(90°)일 경우에는 진자각에 따라 대부분이 15-22%의 증가를 나타내므로 반드시 폐조직에 대한 보정이 필요하며 컴퓨터 이용이 가장 신속정확한 방법이라고 생각된다.

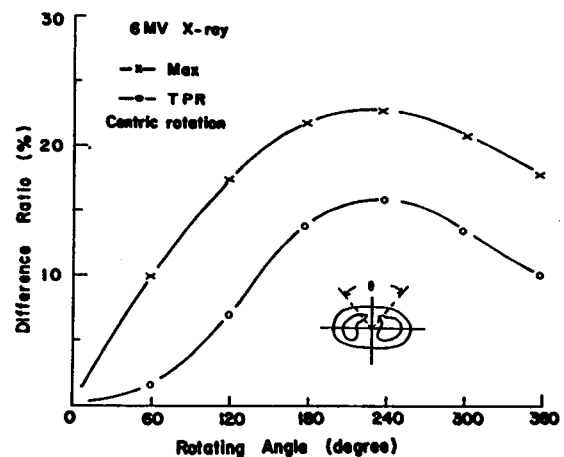


Fig. 15. Difference ratios of TPR and maximum errors in homogeneous and inhomogeneous thoracic phantoms for centric rotation.

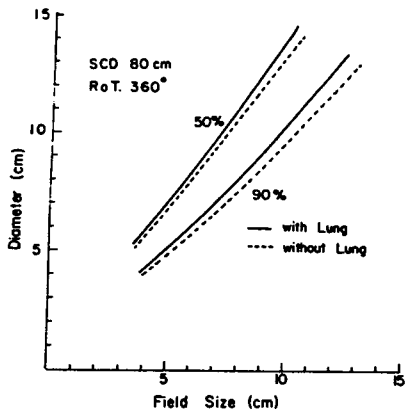


Fig. 16. Diameters for 50%, 90% isodose curves between homogeneous and inhomogeneous thoracic phantoms for full rotation.

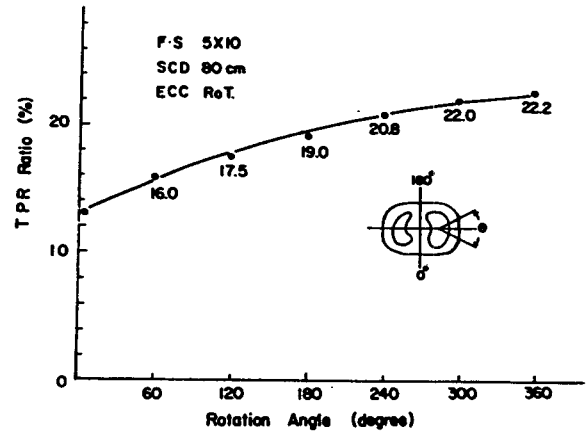


Fig. 19. Difference ratios of TPR in homogeneous and inhomogeneous phantoms for eccentric rotation.

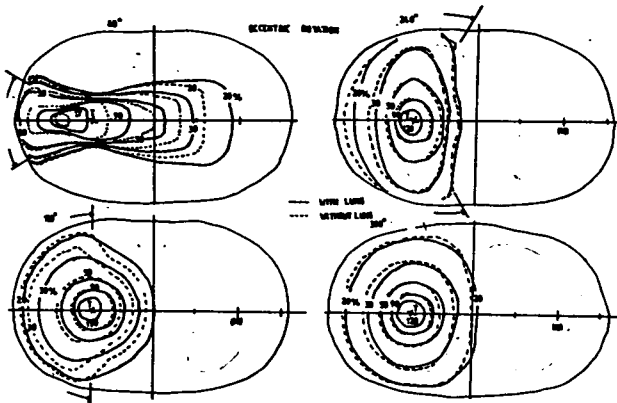


Fig. 17. Comparison between isodose curves in homogeneous and inhomogeneous phantoms for eccentric rotation with various rotation angles.

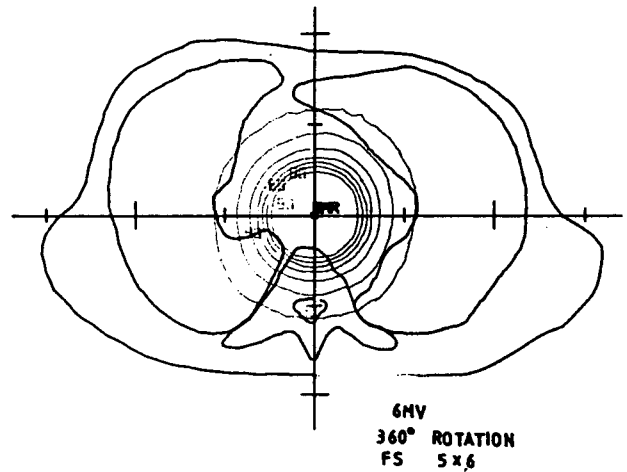


Fig. 20. Dose distribution of 360° rotation therapy for esophageal cancer.

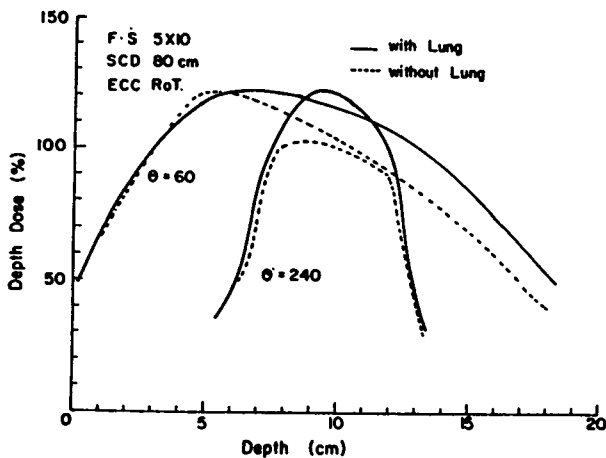


Fig. 18. Dose profiles for 60° and 240° of rotation on the 90° axis of the thoracic phantom.

2. 임상응용

흉부내에 위치하고있는 식도암 환자의 치료시 360°회전조사방법이 가장 적당한 치료계획의 하나이다. 환자는 먼저 조준장치(x-ray simulator)에 의하여 병소의 위치와 크기 및 치료조사면을 결정하고 전산화 단층촬영에 의하여 흉부구조와 흉곽에 따라 치료방법을 결정하였으며 이를 치료계획장치(radiation treatment planning computer system : NEC THERAC 1000) 에 입력시켜 조사선량을 계산하였고 그림 20과같은 선량분포를 얻을 수 있었다.

컴퓨터에 의하여 가장 적합한 치료방법이 선택되면 환자를 6MV 선형가속기(NEC-1006x)의 치료침대에 고정시키고 (그림21) 계산된 조사선량(monitor

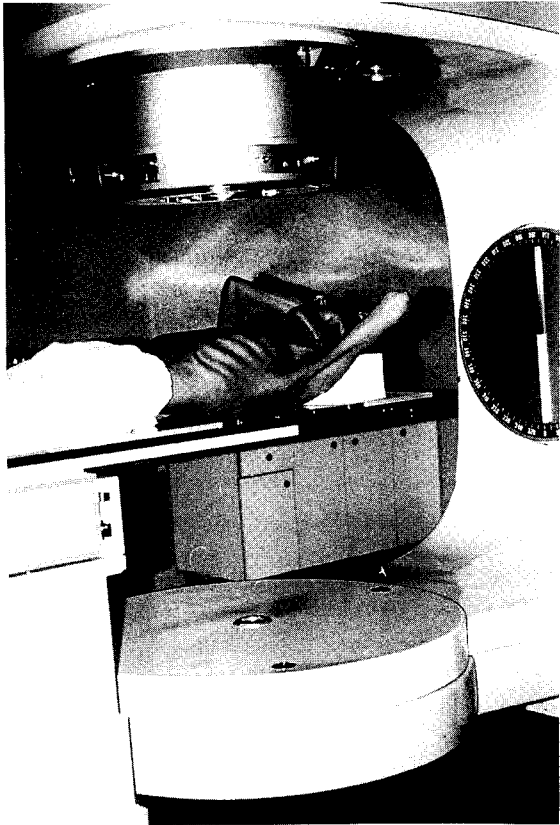


Fig. 21. Photograph of radiation therapy with 6 MV Linear accelerator.

dose)테로 정확히 회전조사할 수 있었다.

고 찰

인체내 불균등 조직에 의한 조사선량과 선량분포의 변동은 방사선 치료에서 간과될 수 없는 요인이기 때문에 이미 국제방사선 단위제정협회의보고서(ICRU report 10d)에서도 5-8cm의 폐조직에 대한 선량 보정값을 300kVp x-선일 때는 1.40으로 Co-60 감마선은 1.20, 4MV x-선은 1.15, 20MV x-선은 1.10으로 사용하도록 보고하고 있으며 많은 학자들이 선량보정치를 측정하기 위하여 선량측정기를 사용하여 투과선량법, 사출 선량법 또는 회전횡단 촬영에 의한 계산법등으로 가장근사치를 취하여 오고 있다.

그러나 흉곽과 폐조직의 크기 및 모양에 따라 이들 근사치는 상당한 오차를 수반 하였으며 특히 전자조사와 회전조사시 의 선량계산과 선량분포도의 작성은 상당한 시간과 노력이 필요하면서도 많은 오

차를 가져왔다.

최근에는 컴퓨터 산업의 발달로 다양한 고성능의 컴퓨터를 이곳에 적용함으로써 신속할뿐 아니라 정확한 선량계산 및 치료평가를 할 수 있었다. 불균등 조직 보상에 대한 컴퓨터의 soft ware는 Burlin의 방법이 있으며 이는 Co-60 감마선에 대한 산란평형이 이루어지는 0.6cm두께를 한계로 하여서 보정값을 두께에 따라 0.6cm보다 클 때 보정값은 다음과 같다.

$$F = \exp[\mu l(1-\rho)]$$

두께가 0.6cm 보다 적을 때는 더욱 복잡한 수식을 유도하였다.

또한 Batho 와 Dutreix는 Co-60에 대한 보정값을 조직등가(TAR)방법을 이용하여 계산하였으며 Massey는 4MV x-선에 대하여 $F = 1+0.025 \cdot l$ 을 이용하였다.

또한 Sundbon은 Co-60 감마선의 등량곡선을 폐조직에 적용할 때 폐조직의 두께의 반으로 이동시키는 보정방법을 사용하였으며 이는 폐조직의 밀도를 0.25 g/cm^3 의 결과와 동일 하였다. 이상과 같은 보정방법으로 실측치와 거의 10%내외의 차이가 있었으며 산란보정계수를 이들 식에 관련시킴으로써 더 가까운 근사치를 얻을 수 있었다.

저자들은 Batho의 TPR법과 Sundbon의 등량곡선 이동법에 의한 계산식을 주축으로하는 산란보정계수 및 폐조직 밀도의 정확한 측정치를 삽입하여 실측치에 가장 가까운 실험식을 유도 할수 있었다.

특히 이들 실험식은 복잡하고 많은 요소들이 포함되지만 컴퓨터를 이용함으로써 계산상 문제점과 시간의 낭비를 줄일수 있고 정확한 선량분포를 얻을수 있으므로 이를 선택하였으며 이를 이용한 선량분포를 평가하여 보았다.

결 론

선형가속기에서 발생되는 6MV x-선을 이용하여 흉부내의 병소를 조사할 때 병소의 선량을 보정하여야 하며 이를 위하여 흉벽과 폐조직의 등가 밀도인 믹스(Mix-PR)팬텀과 콜크(cork)팬텀을 이용한 흉부 팬텀을 제작하고 실측치에 가장 가까운 근사 실험공식을 유도하여 컴퓨터에 프로그램한 후 폐조직에 대한

선량변화를 계산하였다.

1. 폐조직의 밀도는 0.2 g/cm^3 에서 0.4 g/cm^3 에 이르며 평균 0.28 g/cm^3 이었다.
 2. 방사선속 내에 폐조직이 위치할 경우 식(2)에 의한 컴퓨터 계산은 +2%이내의 정확도를 나타내었으며 연조직의 등량곡선을 폐조직 두께의 약 3/4 만큼 선원에서 반대방향으로 이동할 경우 +5%이내로서 근사한 값을 얻을 수 있었다.
 3. 폐조직에 대한 보정계수는 폐조직의 밀도, 방사선 흡수계수 및 산란비율에 의한 식(5)에 의하여 +2%이내의 정확도를 얻을 수 있고 이들의 근사적 평균은 1.12이었다.
 4. 폐조직에 대한 조직의 최대 선량점의 비율(TPR)은 식(4)에 의하여 정확히 계산될 수 있으며 폐조직의 밀도($\rho = 0.28 \text{ g/cm}^3$) 만큼 연조직의 두께를 줄여서 연조직의 조직 최대선량지점 비율(TPR)을 사용한다면 5%이내의 근사치를 얻을 수 있었다.
 5. 식도부위의 방사선조사에서 폐조직에 의한 선량변화중 진자각 180° 에서 240° 내에서는 중심선량변동이 평균 15%이상 증가하였으며 60° 와 360° 부근에서는 평균 5%의 변화율을 나타내었다.
 6. 폐부위조사에서 횡축(90° 축)에 대한 0° - 360° 의 모든 진자각에 의한 선량변화는 평균 15-20%로 나타났다.
 7. 회전조사시 폐조직의 유무에 따른 조사면의 변화는 90%와 50%의 등선량곡선의 이동은 각각 3%, 5%씩 연장되었다.
- 이상과 같이 6MV x-선의 흉부조사에서는 폐조직에 대한 선량보상을 하여야하며 가능한 한 컴퓨터를 이용함으로써 계산이 가장 신속하고 정확하였으며 특히 회전조사에서는 치료방법의 평가선택이 용이하고 종양 및 중요 장기의 선량을 정확히 파악할 수 있어 치료성적을 향상시킬 수 있었다.

참고 문헌

1. Clarkson J.R.: A note on depth doses in fields of irregular shape. Brit. J. Radiol. 14:265(1941)
2. Depth dose tables for use in radiotherapy. Brit. J. Radiol. suppl. No.10(1961)
3. Pfalzer P.M.: A general formula for axial depth dose derived from an empirical power law for tumor air ratios. Radiology 75:438(1960)
4. Batho H.F.: Lung corrections inCo-60 beam therapy. J. Can. Assoc. Radiol. 15:79(1964)
5. Burlin T.E.: The evaluation of the dose to the thorax in rotational cobalt 60 therapy. Brit. J. Radiol. 30:543(1957)
6. Fedoruk S.O., Johns H.E.: Transmission dose measurement for cobalt 60 radiation with special reference to rotation therapy. Brit. J. Radiol. 30:190(1957)
7. Greene D., Stewart J.G.: Isodose curves in nonuniform phantoms. Brit. J. Radiol. 38:378(1965)
8. Jacobson L.E., Knauer I.S. : Correction factor for tumor dose in the chest cavity due to diminished absorption and scatter in lung tissue. Radiology 67:863(1956)
9. Kornelsen R.O.: Tumor dose in the chest cavity. Brit. J. Radiol. 27:289(1954)
10. Messey J.B.: Dose distribution problems in megavoltage therapy. 1) The problem of air spaces. Brit. J. Radiol. 35:736(1962)
11. Fowler J.F.: The effects of some variables on arc therapy dosage distributions. Brit. J. Radiol. 31: 290(1958)
12. Haynes R.H., Froese G.: Idealized body contours in rotation dosimetry. Acta. Radiol. 48:209(1957)

Dose Calculation of Heterogeneous Lung Tissue on 6MV X-ray Therapy

Kyung-Ja Lee, M.D., Seung-Hee Chang, M.D. and *Sung Sil Chu, Ph.D.

*Department of Radiation Oncology, College of Medicine,
Ewha Womans University,*

**Department Radiation Oncology, Yonsei Cancer Center, Yonsei University,
Seoul, Korea*

For effective radiotherapy, it should always be considered that calculation of different dose distribution in heterogenous tissue is important particularly on lung which has low density and large volume.

To take precise dose distribution of 6MV X-ray in the thoracic cage, the authors had made a tissue equivalent phantom for thorax, measured dose distribution by thermoluminescent dosimeter and film dosimeter, and derived methmetical equation coincided with provided theoretical formula.

In comparision with isodose curve on case of homogeneous soft tissue, dose of heterogeneous lung tissue had been shown increase about 4% per cm depth on one and multiportal field, less than 15% difference on rotation field for esophagus, and around 20% difference on rotation field for lung according to the degree of rotation angle that must be corrected by dose compensation.