

## 2.5D 광자선 선량계산 알고리즘 개발

한림대학교 의과대학, 강동성심병원 치료방사선과

조병철, 오도훈, 배훈식

본 연구에서는 외부조사 광자선에 대한 3차원 선량계산 알고리즘 모델을 개발하기 위한 기초 연구로서 기존의 2D 선량 계산 알고리즘을 확장시켜 비동일 평면 조사가 가능한 2.5D 선량계산 모델을 개발하였다. 이를 위해 3차원 치료계획 및 선량계산에 적합하도록 환자 및 조사빔에 대한 3차원 좌표계 시스템을 정의하고, 이들 간의 좌표변환식을 유도하였다. 선량계산 알고리즘으로는 "Clarkson-Cunningham"의 2D 광자선량 계산 알고리즘을 3차원으로 확장시켜 정형 조사면 및 비정형 조사면에 대한 선량계산과 wedge filter에 대한 선량계산이 가능하도록 하였고, Batho 방식을 적용하여 비균질 보정을 구현하였다. 선량계산의 정확도를 평가하기 위해, AAPM TG #23에 제시된 절차에 따라 자료에 제시된 4MV 광자선에 대한 실험값과 본 연구에서 계산된 결과를 비교한 결과, 정형조사면에 대한 PDD(percent depth dose)는 buildup 영역을 제외하면  $\pm 1\%$  이내, 비정형 조사면의 경우  $\pm 3\%$  이내에서 실험값과 일치하였다. 또한, wedge filter에 대한 PDD 및 profile은  $\pm 3\%$ 이내,  $45^\circ$  oblique 입사빔에 대한 선량은  $\pm 4\%$  이내에서 실험값과 일치하였다. 비균질 보정의 경우 Lung/water 경계에서 7% 과소 평가되었고, Bone/water 경계에서 3% 과대 평가되는 것으로 나타났다.

이들 결과를 종합해 볼 때, 비균질 보정을 제외하고는 비교적 정확하게 선량을 계산하는 것으로 평가되었다. 추후 대부분의 상용 2.5D 치료계획시스템(radiation treatment planning system; RTP)들이 비균질 보정 방법으로 사용하고 있는 Equivalent TAR(tissue-air ratio) 방식을 구현시키고자 하며, 본 연구에서 구현된 선량계산 모듈을 교육 및 연구용으로 활용할 수 있을 것으로 기대 한다.

**중심 단어 :** 광자선량계산 알고리즘, Batho 비균질 보정, Equivalent TAR 방식

### 서 론

본 연구에서는 외부조사 광자선에 대한 3차원 선량계산 알고리즘 모델을 개발하기 위한 기초 연구로서 기존의 2D 선량 계산 알고리즘을 확장시켜 2.5D 선량계산 모델을 개발하였다.

2.5D 선량계산 알고리즘을 구현하여 위해 1) 3차원 치료계획 및 선량계산에 적합하도록 환자 및 조사빔에 대한 3차원 좌표계 시스템을 정의하고, 상호 좌표변환 관계식을 유도하였으며, 2) 광자선의 선량계산을 위해 1차 선량(primary dose)과 산란선량(scattered dose)을 분리하여 계산하는 Cunningham

의 TAR(tissue air ratio), SAR(scattered air ratio) 2차원 알고리즘을 비동일 평면 조사빔과 같은 3차원 선량계산에 적합하도록 확장하였으며, 산란 성분은 Clarkson 합산 방식을 사용하여 구현하였다. 3) 비균질 보정 방식은 "Batho 방식"으로 구현하였다. 또한 단계적으로 계산의 정확도를 향상 시켜 나갈 수 있도록 고려하여, 선량계산의 정확도와 계산 속도를 상호 절충할 수 있는 선량계산 모델을 구현하고자 하였다.

선량계산의 정확도를 평가하기 위해, AAPM TG #23에 제시된 기준 조건에 따라, 자료에 제시된 실험값과 계산 결과를 비교하였다.

This study was supported by a grant (#HMP-98-G-1-016) of the HAN (Highly Advanced National) Project, Ministry of Health & Welfare, R.O.K

## 이 론

### 1. 3차원 좌표계 확립

비동일 평면조사와 같은 3차원 치료계획 및 선량계산에 적합하도록 환자좌표계, 치료기좌표계, 빔좌표계를 Fig. 1.과 같이 정의하였다. 즉,

· 환자좌표계 :

CT 영상으로부터 얻어지는 환자좌표계는 머리방향을 z 좌표로 설정하고, 이에 수직인 transverse 단면에서 수평방향을 x축, 수직방향을 y축으로, 각각 설정하였으며, 좌표변환이 용이하도록 오른손 좌표계시스템을 유지하였다.

· 치료기좌표계 :

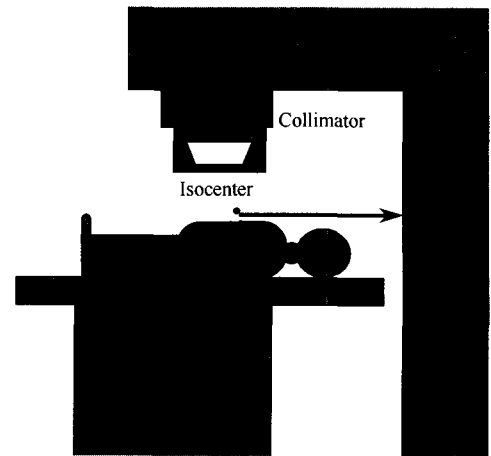
선형가속기의 갠트리 회전, 콜리메이터 회전, 그리고 테이블의 회전 및 이동 시 기준이 되는 좌표계

· 빔좌표계 :

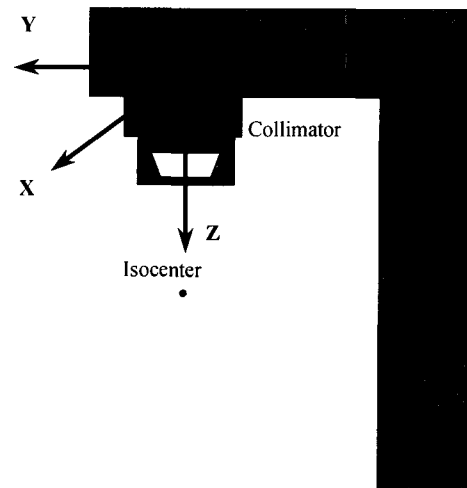
방사선원의 위치(즉, X선 target의 위치)를 원점으로 하여, 빔 입사방향을 z축으로 설정하였다. 이렇게 설정함으로써 빔좌표계로 표현된 임의의 물체는 그대로 beam's eye view 에 투영시킬 수 있게 된다.

선량계산은 환자의 transverse, sagittal, coronal 단면에서 시행되기 때문에 환자좌표계를 기준으로 설정하는 것이 편리한 반면, 각 조사 빔에 대한 방사선의 상대세기 분포는 입사빔의 중심 축과 이에 수직인 콜리메이터의 x, y 방향에 따라 결정되어지기 때문에 입사빔의 중심축을 z축으로 설정하는 빔좌표계로 표현하는 것이 유리하다.<sup>1,2)</sup> 따라서 선량계산을 위해서는 갠트리 회전, 콜리메이터 회전, 그리고 치료테이블 회전 및 수평 이동에 따른 환자좌표계와 빔좌표계 간의 좌표 변환식이 필요하며, 이는 다음과 같이 4성분 벡터를 사용하여 유도할 수 있다.

선량계산 grid 중 임의의 한 지점(P)의 좌표를  $Cp(x, y, z)$ 라 하면,  $Cp$ 는 환자좌표계에서 isocenter 이동( $T_x, T_y, T_z$ )과 치료기의 파라미터들에 의해 다음과 같이 변환된다.



(a)



(b)

Fig. 1. Definition of 3d coordinate system. (a) the patient and the machine coordinate system, and (b) beam coordinate system.

(1)  $Cp'(x', y', z')$  : new origin at isocenter  
( $T_x, T_y, T_z$ )

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & -T_x \\ 0 & 1 & 0 & -T_y \\ 0 & 0 & 1 & -T_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix}$$

(2) 치료테이블 회전,  $\theta_T$

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta_T & 0 & \sin \theta_T & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin \theta_T & 0 & \cos \theta_T & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix}$$

(3) Gantry 회전,  $\theta_g$

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta_g & \sin \theta_g & 0 & 0 \\ -\sin \theta_g & \cos \theta_g & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix}$$

(4) Rotation about X-axis,  $90^\circ$

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix}$$

(5) 콜리메이터 회전,  $\theta_c$

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta_c & \sin \theta_c & 0 & 0 \\ -\sin \theta_c & \cos \theta_c & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix}$$

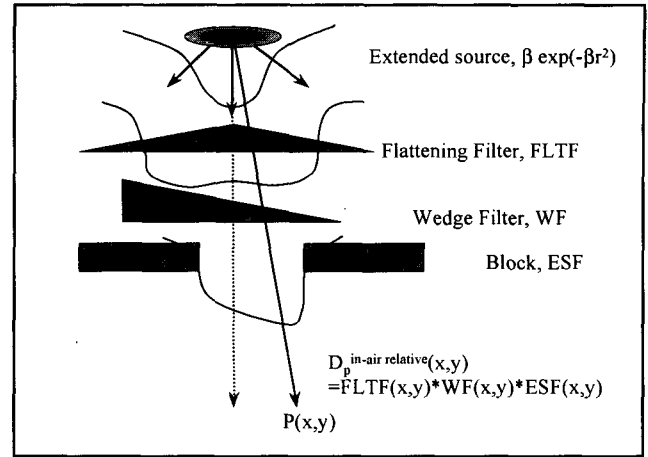


Fig. 2. Schematic diagram for calculating in-air relative dose(or fluence). the (x,y) coordinates are scaled off-axis distance at the isocenter.

## 2. 광자선량 계산 모델

### 1) Clarkson-Cunningham 알고리즘 모델

1차 선량을 구하기 위해서는, 공기중 상대 플루언스 혹은 공기중 상대 선량(in-air relative dose)으로 정의될 수 있는 양을 먼저 계산하였으며, 이는 Fig. 2에서와 같이 1) 방사선원의 세기 분포를  $\beta e^{-\beta r^2}$  (extended source model)로 가정하여 사용하였고, 2) flattening filter에 의한 horn 현상 고려, 3) wedge filter에 의한 상대선량 분포 변화 계산, 4) block에 의한 비정형 조사면 penumbra shape 결정 순서로 계산되었다. 이 방식의 장점은 방사선원이 X선 target을 출발하여 인체에 도달할 때까지 거치는 flattening filter, wedge filter, collimator와 block의 경로에 따라 각 영향이 직관적으로 고려됨으로써 이해하기가 매우 쉽다.

#### (1) Beam grid 설정

조사범의 공기중 상대 플루언스를 결정하는 각 성분, 즉 flattening filter, wedge, penumbra 들을 계산할 점들의 위치를 z=SAD에 위치한 수직 평면에 2차원 grid, BeamGrid[Xi,Yj]로 설정하였다.

#### (2) 비정형 조사면 (Extended Source Fluence)

block에 의해 beam의 outline이 결정되면 이를 Wilkinson 모델을 적용하여 각각의 beam grid 위치

에서의 ESF[i,j]를 구하였고, 이는 beam의 penumbra를 결정하게 된다.

Wilkinson의 extended source model<sup>3)</sup>은 방사선원을  $I(r) = \beta^2 e^{-\beta r}$  ( $\beta = \frac{\alpha}{p}$ ,  $\alpha$ 는 source size,  $p$ 는 geometrical penumbra임) 형태의 지수함수 세기분포를 갖는 것으로 가정하여, 임의의 선량계산 점에 대한 방사선원의 세기는 그 위치에서 보이는 선원의 면적을 적분함으로써 구할 수 있다. 즉 선량계산 점의 위치에서 보이는 선원의 크기가 반경 r인 경우,

$$\beta^2 \int_0^r e^{-\beta r} r dr = 1 - (\beta r + 1) e^{-\beta r} \quad (1)$$

이다. 일반적으로 block에 의해 비정형 조사면이 형성될 경우, 조사면을 선량계산 점을 중심으로  $10^\circ$  단위로 분할하여, 각 분할영역의 ri를 구한 후, 위의 적분치를 이용하여 합산하여 얻을 수 있다. 즉,

$$ESF = t + (1-t) \sum_{j=1}^M \frac{\delta_j}{N_j} \sum_{i=1}^{N_j} [1 - (\beta r_i + 1) e^{-\beta r_i}] \quad (2)$$

위 식에서, t는 차폐블럭의 투과계수(transmission factor)이고, 조사면의 모양을 폐곡선으로 표현할 때, M은 변의 개수이고, j는 각 변의 index, Nj는 j 번째 변을  $10^\circ$  간격으로 세분한 개수이다. 또한, 조사면의

모양이 오목한 형태일 경우, 일부 변에 대한 적분값은 빼주어야 하며 이를 결정하는 인자가  $\delta$ 이며,

$$\delta_j = \text{sign}((x_j - x)(y_{j+1} - y_j) - (x_{j+1} - x_j)(y_j - y)) \quad (3)$$

정의된다.

(3) Flattening Filter Fluence

flattening 필터에 의한 Horn 효과에 대한 영향을 선량계산 모델에 고려하기 위해 공기 중에서 측정된 최대 조사면 크기에 대한 beam profile을 이용하여 각각의 beam grid 위치에서의 flattening filter fluence, FLTF[i,j]를 구하였다.

(4) 인체 외곽 보정 (SSD map 계산)

OpenGL방식의 z-buffer를 이용하여, 가상팬텀의 각 면들을 polygon object로 만든 다음, 이들 polygon들을 빔좌표계와 동일하게 설정된 view 좌표계내에 포함시켜, Z-buffer에 그려줌으로써, 각각의 beam grid 위치에서의 skin-surface distance, SSD[i,j]를 구하였다.

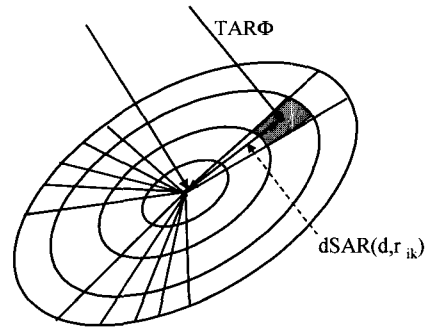
(5) Wedge 필터 계산 (Wedge Filter fluence)

Wedge의 실측 형태로부터 각 면에 대한 polygon을 구성하고, z-buffer를 사용하여 각각의 beam grid 위치에서의 투과깊이, depth[i,j]를 구한 후, 감쇄인자  $\mu$ 를 사용하여  $WF[i,j] = \exp(-\mu * \text{depth}[i,j])$ 를 계산하였다.

(6) 선량계산

위의 (1)-(5)과정으로 계산된 beam map을 사용하여 선량계산은 다음의 interpolation 과정에 의해 쉽게 구할 수 있었다.

- dose grid 설정  
계산하고자 하는 위치(2차원/3차원)에 대한 dose grid를 환자좌표계에서 설정하였고,
- dose grid의 좌표를 빔좌표계로 변환  
beam grid로 projection된 dose grid point를 포함하는 주변 4점의 beam map의 값으로부터



$$\sum_{ijk} dSAR(x'-x, y'-y, d') * TAR\Phi(d')$$

Fig. 3. Schematic diagram for calculating SAR by summation of dSAR and TARΦ over each "dart board" shape sector.

$$D_p(x, y, d, SSD) = FLTF(x, y) \cdot WF(x, y) \cdot ESF(x, y) \cdot ISLF(d, SSD) \cdot \{ TAR\Phi(x, y, d) + \int SAR(x'-x, y'-y, d) \cdot TAR\Phi(x, y, d) dx' dy' \} \quad (4)$$

bi-linear interpolation에 의해 ESF, Flattening Filter Fluence, Wedge Filter Fluence를 구하였다.

• 1차 선량계산

SSD map으로부터 해당 선량계산점의 depth를 interpolation하여 계산하고, 이를 이용하여 계산된 depth에 해당하는 TARΦ 값을 Lookup table에서부터 구할 수 있었다.

• SAR 합산

임의의 선량계산점에 대한 SAR은 식(4)의

$$\int SAR(x'-x, y'-y, d') \cdot TAR\Phi(x, y, d') dx' dy'$$

적분 항으로부터 구할 수 있다. 이 과정은 ESF를 구하는 과정과 유사하나, 10° 각도로 분할된 영역 내에서도 radial 방향의 위치에 따라 1차선의 세기가 달라짐으로 이를 적절히 고려하기 위해서는, Fig. 3에서와 같이 10° 각도로 분할된 영역을 radial 방향으로 다시 1 cm 간격으로 세분하여 "dart board" 형태로 분할된 각 영역에 대한 계산치,

$$dSAR(x, y, d) \cdot TAR\Phi(x, y, d)$$

를 합산하였다.

즉, beam data에 저장된 누적 SAR(r,depth)의 값으로부터 미분치 dSAR(r+dr,depth)을 계산하고, 각 BeamGrid 위치에서의 dSAR(x,y,d) 및 TAR $\phi$ (x,y,d)를 구하여, 이 값을 3차원 행렬, SCATTER [Xi,Yj,Zk]에 저장하였다.

- 거리역제곱(inverse square law, ISLF)에 의한 보정 인자, ISLF[i,j]를 구하였다.
- Dose 계산

$$D[X_i, Y_j, Z_k] = \frac{100}{D[X_0, Y_0, Z_0]} \times FLTF[X_i, Y_j] \times WF[X_i, Y_j] \times \{TAR\phi[Z_k] \times ESF[X_i, Y_j] + SAR[X_i, Y_j, Z_k]\} \times ISLF[X_i, Y_j, Z_k]$$

## 2) Batho 방식의 비균질 보정

Contour 기반 치료계획에 적합한 비균질 보정 방식으로 1차 선량 뿐 아니라, 산란선에 대한 보정도 일부 가능한 Batho의 power law<sup>4)</sup>를 구현하였다. 이 방식은 Equivalent TAR 알고리즘을 위한 전단계로 기하학적 동일조건하의 균일 매질(물)내 선량 Dw를 구한 후 비균질 보정인자, CF를 계산하여 곱한 값으로 계산하였다.

$$D = D_w \times CF \tag{5}$$

$$CF = \frac{T(d_1, A)^{\rho_2 - \rho_1}}{T(d_2, A)^{\rho_2 - \rho_1}} \tag{6}$$

## 대상 및 방법

선량계산 모듈은 IDL(Research Systems Inc. 미국)을 사용하여 프로그램하였으며, 선량계산에 필요한 빔 데이터들은 AAPM TG #23(AAPM Report 55)<sup>5)</sup>에서 4MV(Varian Clinac-4, SAD=80cm)의 TAR $\phi$  및 SAR data를 사용하였으며, beam map의 크기는 0.5cm 간격으로 41×41(20×20 cm<sup>2</sup>)의 2차원 배열로

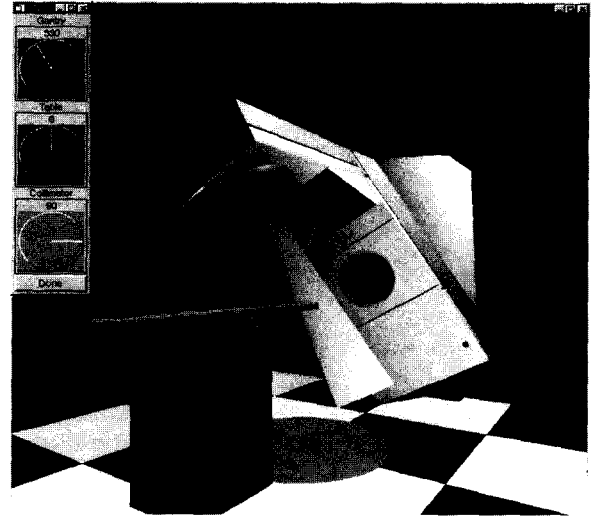


Fig. 4. 3d machine coordinate system controlled by "machine-oriented" parameters, i.e gantry, collimator, couch.

설정하고, dose grid는 크기가 32×32×32 cm<sup>3</sup>인 가상 팬텀 내에서 0.5cm 간격으로 64×64(32×32 cm<sup>2</sup>)의 2차원 배열로 설정하여 계산하였다.

## 결 과

### 1. 3차원 좌표계의 확립

3차원 좌표계의 확립으로 비동일 평면 조사 빔에 대한 3차원 선량계산이 가능하였으며, 갠트리 회전, 콜리메이터 회전, 그리고 테이블의 회전 및 이동등 치료기의 파라미터를 기준으로 좌표계 변환 설정이 가능하였다. (Fig. 4.)

### 2. "Clarkson-Cunningham" 산란선 합산 알고리즘 개발

Fig. 5는 2차원 선량분포의 계산 결과를 보여주고 있으며, 일단, 임의 단면의 선량계산을 위해 필요한 beam map 데이터들이 계산된 후에는, 추가로 다른 단면의 선량계산은 PC (Pentium III 450MHz) 상에서 1초 이내에 결과를 얻을 수 있었다.

Fig. 6은 z-buffer 알고리즘 방식으로 계산된 ssd map을 보여주고 있으며, 이 방식은 OpenGL을 지원하는 컴퓨터 그래픽카드 상에서 계산되기 때문에 결과를 순식간에 얻을 수 있었다.

Fig. 7은 T자 형태의 비정형 조사면에 대해 계산

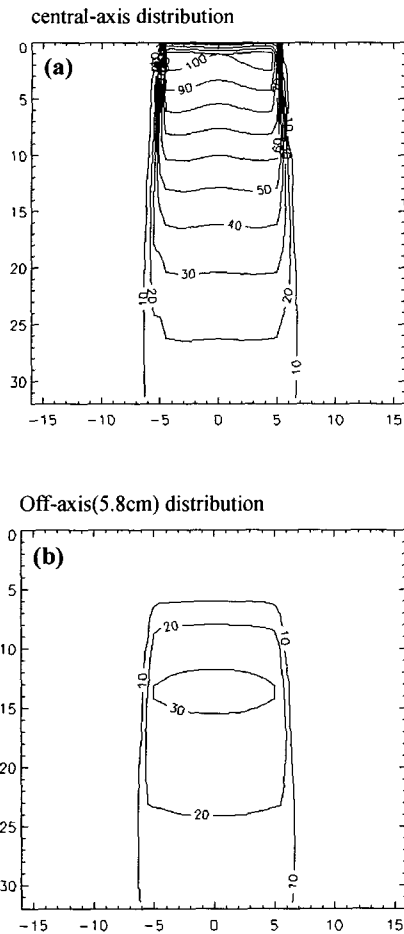


Fig. 5. dose distribution of a 4MV 10x10 field-size beam of field size on (a) the central axis and (b) 5.8 cm off-axis, just off distance from the beam boundary.

SSD map for 45° oblique view

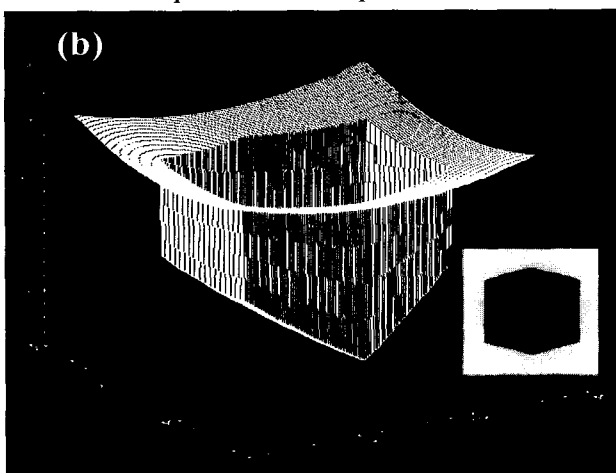


Fig. 6. SSD map of a 45° oblique incident beam on plat phantom surface. the embedded 64x64 pixel image captured from the z-buffer shows the proper consideration on the 3d perspective of the phantom.

된 ESF map 과 SAR map의 결과를 보여주고 있다.

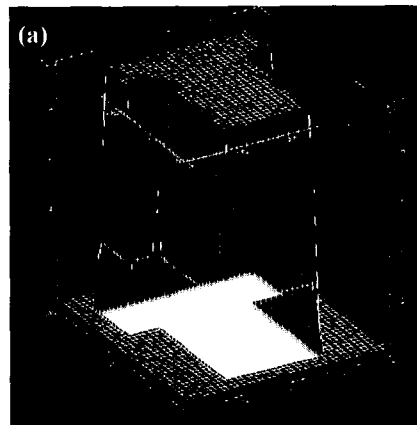
Fig. 8은 wedge 필터에 의한 공기중 플루언스 변화를 나타내는 wedge filter map 과 이때 얻은 선량분포를 각각 보여주고 있다. wedge filter map 또한 실제 wedge 형태를 입력하고, 이로부터 z-buffer를 사용하여 각 빔 grid 위치에서의 wedge 투과 깊이를 계산하여 사용하였다.

Fig. 9는 flattening 필터에 대한 영향을 고려하기 위해 사용한 빔 데이터로부터 얻은 빔 grid 위치에서의 flattening filter fluence map 이다.

Fig. 10은 30° oblique 입사빔에 대한 선량분포를 보여주고 있다.

Fig.11은 다중 입사빔에 대한 선량계산이 가능함을 보여주고 있으며, Fig. 12에서는 phantom 표면에 대한 데이터가 제대로 주어지면, 임의의 형태에 대한 선량계산도 가능함을 보여주고 있다.

Extended Source Fluence Map



SAR Map @ 10cm depth

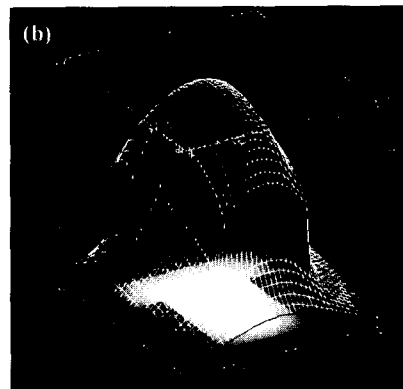


Fig. 7. For a T-shape irregular field, (a) ESF map calculated by Wilkinson's extended source model, and (b) SAR map calculated by Clarkson's scatter summation method.

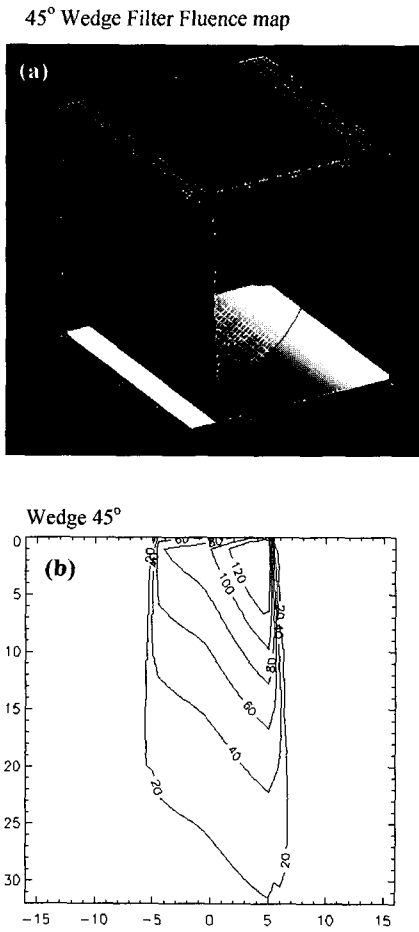


Fig. 8. For 45° wedge filter, (a) the calculated fluence map using z-buffer algorithm and (b) central axis dose distribution(see text).

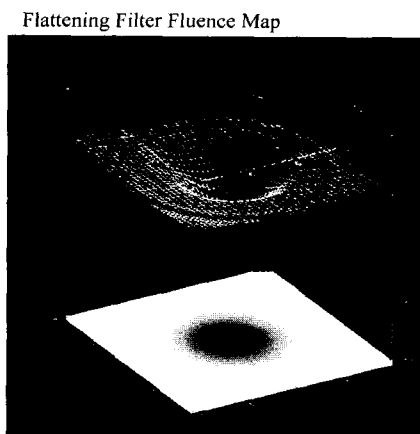


Fig. 9. The flattening filter fluence map derived from the measured profile of the maximum field size.

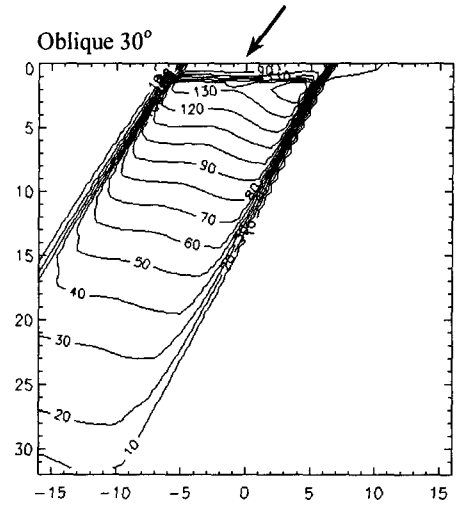


Fig. 10. Dose distribution of a 30° oblique incident beam.

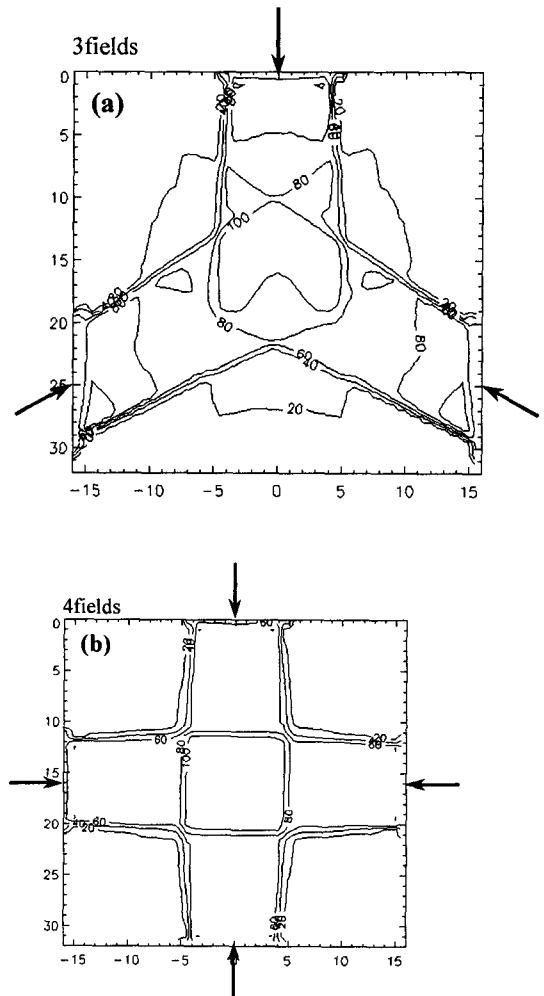


Fig. 11. Dose distribution of multiple beams. (a) 3 fields case, and (b) 4 fields case

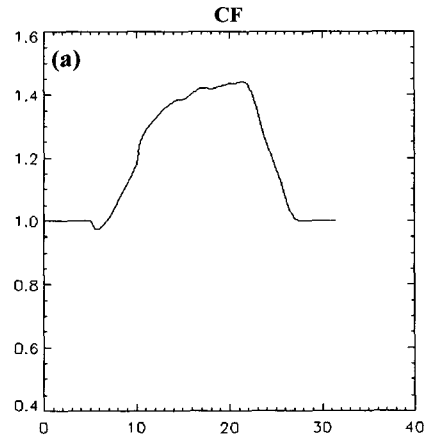
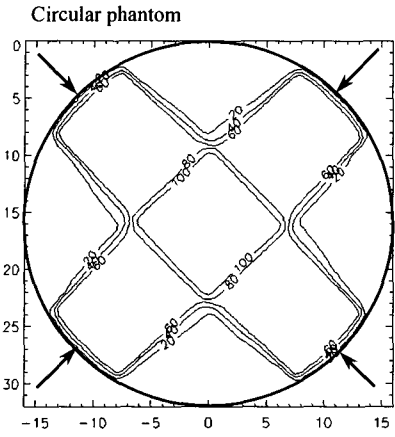


Fig. 12. Dose distribution for the four incident beams on a cylindrical phantom.

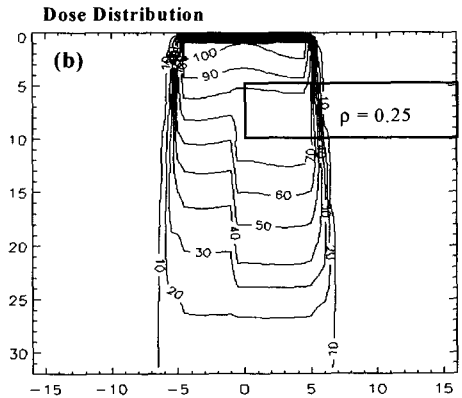
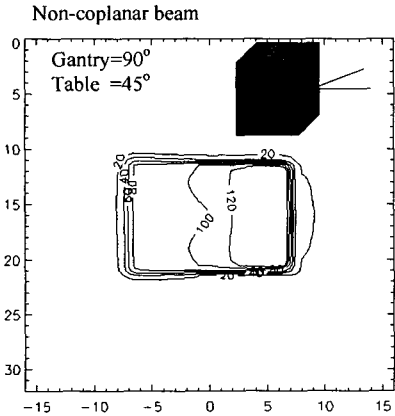


Fig. 14. Inhomogeneity correction based on the Batho's method. For a Lung( $\rho=0.25$ ) substitute, (a) correction factor, CF , and (b)dose distribution.

Fig. 13. Dose distribution of a non-coplanar incident beam(gantry:90° , table:45° ).

Fig. 13에서는 비동일 평면 조사빔에 대한 선량 계산이 본 연구에서 설정한 좌표계 시스템을 기반으로 하여 어렵지 않게 계산할 수 있음을 보여주고 있다.

Fig. 14는 Batho 방식의 비균질 보정의 결과를 보여주고 있다.

### 3. AAPM TG #23과의 결과 비교

비교 결과, 정형조사면에 대한 PDD(Fig. 15) 및 profile(Fig. 16)은 실험치와  $\pm 1\%$  이내, 비정형 조사면의 경우  $\pm 3\%$  이내로 일치하였고, wedge filter에 대한 PDD 및 profile(Fig. 17)은  $\pm 3\%$ , 45° oblique

입사빔에 대한 선량비교 결과(Fig. 18)  $\pm 4\%$ 로 일치하였다. 비균질 보정의 경우 비균질의 경계, Lung/water에서 7% 과소평가(Fig. 20)되었고, bone/water에서 3% 과대평가(Fig. 21) 되는 것으로 나타났다.

### 고안 및 결론

3차원 좌표계의 확립으로 비동일 평면 조사 beam에 대한 3차원 선량 계산이 가능하였으며, 테이블의 회전 및 이동이나, 갠트리 회전, 콜리메이터의 회전 등 치료기의 파라미터를 기준으로 좌표계 변환 설정이 가능하였다.

PDD의 경우, build-up 영역에서 실험치와의 차이가 크게 나타나는데, 이는 빔 데이터 내삽(interpolation)에 따른 원인으로, build-up 영역의 빔



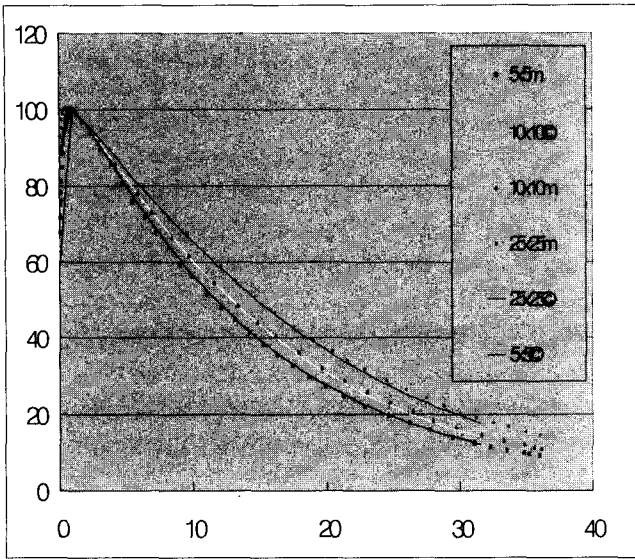


Fig. 15. Comparisons of PDD(percent depth dose) for cubic fields (5x5cm, 10x10cm, 25x25cm) between the measured data(dot) cited from AAPM TG#23 and the calculations (continuous lines). The deviations are less than  $\pm 1\%$  except buildup region.

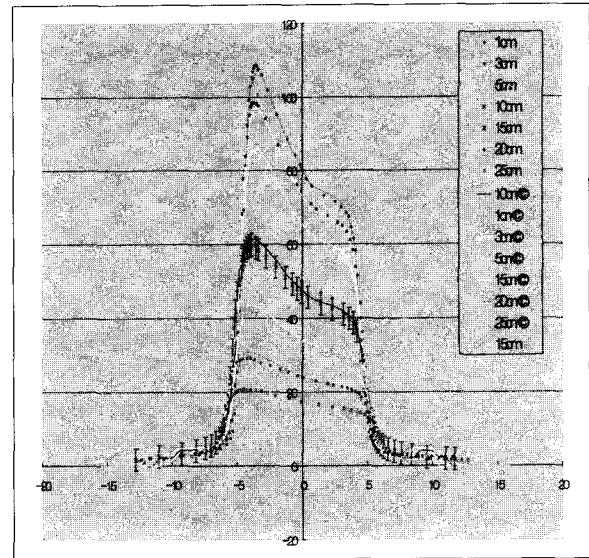


Fig. 17. Dose profiles for a  $45^\circ$  wedge filter at different depths of 1cm, 3cm, 5cm, 10cm, 15cm, 20cm, 25cm. The deviations between the measured data(dot) cited from AAPM TG#23 and the calculations (continuous lines) are less than  $\pm 3\%$  represented by error bars on this graph.

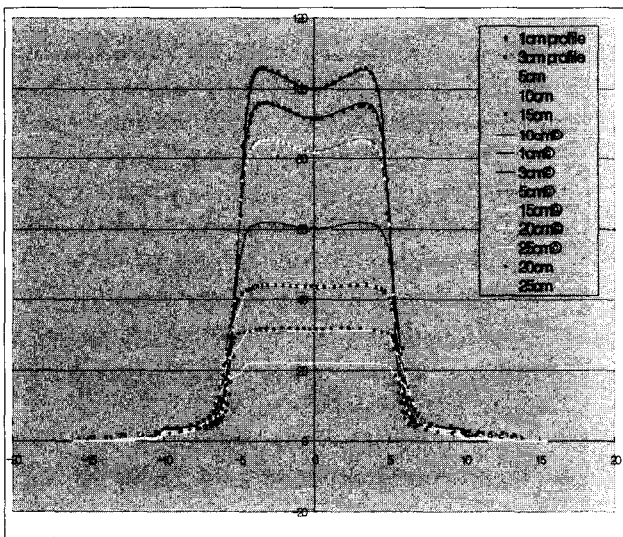


Fig. 16. Dose profiles for a 10x10 cm cubic field at different depths of 1cm, 3cm, 5cm, 10cm, 15cm, 20cm, 25cm. The deviations between the measured data(dot) cited from AAPM TG#23 and the calculations (continuous lines) are less than  $\pm 1\%$ .

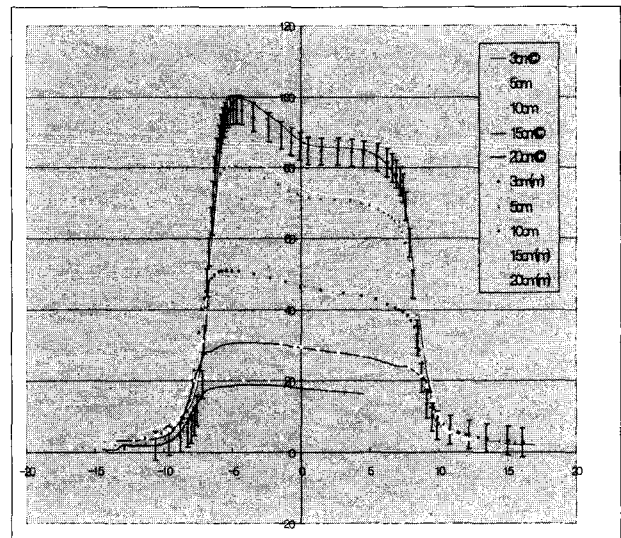


Fig. 18. Dose profiles for a  $45^\circ \pm$  oblique incident beam at different depths of 3cm, 5cm, 10cm, 15cm, 20cm, 25cm. The deviations between the measured data(dot) cited from AAPM TG#23 and the calculations (continuous lines) are less than  $\pm 4\%$  represented by error bars on this graph.

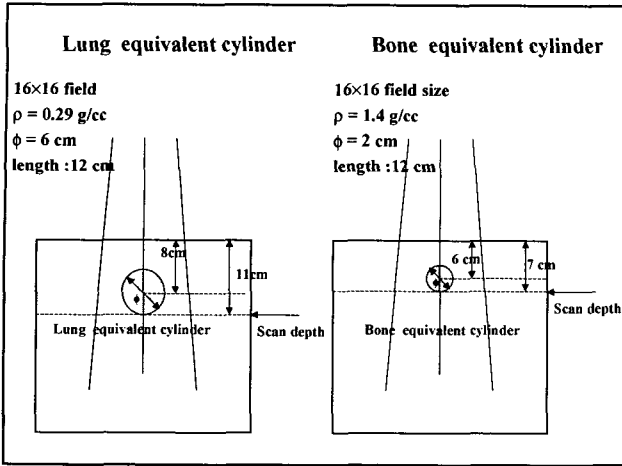


Fig. 19. Dimensions of inhomogeneity phantom with cylindrical shape of lung( $\rho=0.29\text{g/cc}$ ) and bone( $\rho=1.4\text{g/cc}$ ) substitutes described in AAPM TG#23.

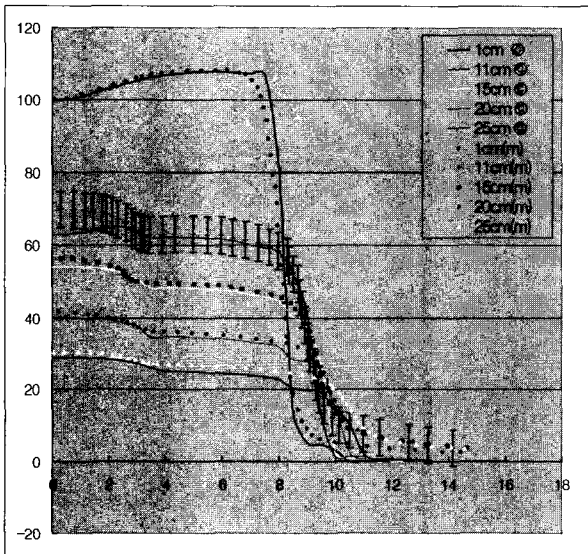


Fig. 20. Dose profiles inside a water phantom with lung substitutes at different depths of 1cm, 11cm, 15cm, 20cm, 25cm. The maximum deviations between the measured data(dot) cited from AAPM TG#23 and the calculations (continuous lines) are found at the lung/water boundary(11cm depth) as much as  $\pm 7\%$  represented by error bars on this graph. The figure of the test phantom was drawn in Fig. 19.

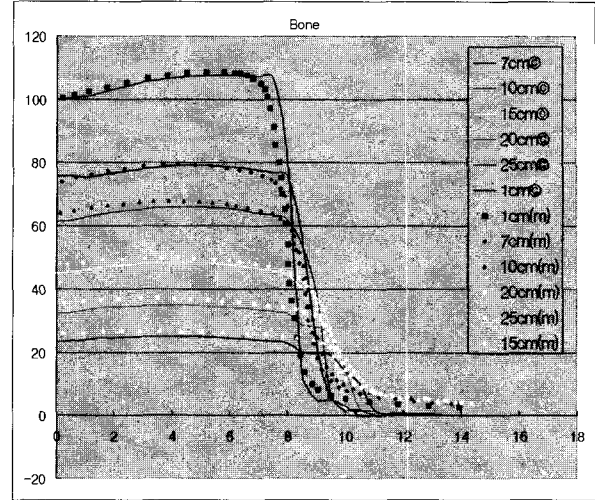


Fig. 21. Dose profiles inside a water phantom with bone substitutes at different depths of 1cm, 7cm, 10cm, 15cm, 20cm, 25cm. The maximum deviations between the measured data(dot) cited from AAPM TG#23 and the calculations (continuous lines) are found at the bone/water boundary(7cm depth) as much as  $\pm 3\%$ .

데이터를 세분하여 입력시킴으로써 해결할 수 있다. Penumbra shape을 결정짓는 Wilkinson 모델은 Co-60 치료기로부터 유도된 식이어서, 모든 크기의 치료면에 대해 잘 일치하지는 않는다는 것을 확인할 수 있었다. 비정형 조사면에 대한 보다 정확한 출력 인자와 profile을 얻기 위해서는 치료기의 방사선원을 focal source와 extra-focal source의 합으로 표현하는 dual source model<sup>(6-8)</sup>을 적용하여야 할 것이다. Oblique 입사 빔의 경우, 산란선량의 계산방식에 따른 round off 오차로 실제 측정치와 차이를 보이고 있으며, 속도측면에서도 산란선 합산 알고리즘의 구현 방식에 문제가 있는 것으로 판단되어, 이를 크게 개선시켜야 할 것으로 판단되어, 현재 이를 모색중이다.

이상의 결과를 종합해 볼 때, 비균질 보정을 제외하고는 비교적 정확하게 선량을 계산하는 것으로 평가되었다. 추후 대부분의 상용 2.5D 치료계획시스템(radiation treatment planning system; RTP)들이 비균질 보정 방법으로 사용하고 있는 Equivalent TAR(tissue-air ratio)<sup>(9,10)</sup> 방식을 구현시키하고자 하며, 본 연구에서 구현된 선량계산 모듈을 교육 및 연구용으로 활용할 수 있을 것으로 기대된다.

## 참고 문헌

1. Sherouse G.W.: Coordinate transformation as a primary representation of radiotherapy beam geometry. *Med. Phys.* 19:175-179 (1992)
2. Siddon R.L.: Solution to treatment planning problems using coordinate transformations. *Med. Phys.* 9:766-774 (1981)
3. Theraplan/TP-11 User's Manual: *Calculations for Photon Beams*. Appendix A:1-41 (1993)
4. Sontag M.R., Cunningham J.R.: Corrections to absorbed dose calculations for tissue inhomogeneities. *Med. Phys.* 4:431-436 (1977)
5. AAPM Task Group 23: *Radiation Treatment Planning Dosimetry Verification*. Report No. 55. American Association of Physicists in Medicine by the American Institute of Physics (1995)
6. Kim S., Palta J.R., Zhu T.C.: A generalized solution for the calculation of in-air output factors in irregular fields. *Med. Phys.* 25:1692-1701 (1998)
7. Jursinic P.A.: Clinical implementation of a two-component x-ray source model for calculation of head-scatter factors. *Med. Phys.* 24:2001-2007 (1997)
8. Kim S., Zhu T.C., Palta J.R.: An equivalent square field formula for determining head scatter factors of rectangular fields. *Med. Phys.* 24:1770-1774 (1997)
9. Wong J.W., Henkelman R.M.: A new approach to CT pixel-based photon dose calculations in heterogeneous media. *Med. Phys.* 10:199-208 (1983)
10. Sontag M.R., Cunningham J.R.: The equivalent tissue-air ratio method for making absorbed dose calculations in a heterogeneous medium. *Radiology* 129:787-794 (1978)
11. Siddon R.L.: Fast calculation of the exact radiological path for a three-dimensional CT array. *Med. Phys.* 12:125-255 (1985)

## Development of 2.5D Photon Dose Calculation Algorithm

Byung Chul Cho, Do Hoon Oh, Hoonsik Bae

*College of Medicine, Hallym University*

*Dept. of Radiation Oncology, Kangdong Sacred Heart Hospital*

In this study, as a preliminary study for developing a full 3D photon dose calculation algorithm, We developed 2.5D photon dose calculation algorithm by extending 2D calculation algorithm to allow non-coplanar configurations of photon beams. For this purpose, we defined the 3d patient coordinate system and the 3d beam coordinate system, which are appropriate to 3d treatment planning and dose calculation. and then, calculate a transformation matrix between them. For dose calculation, we extended 2d "Clarkson-Cunningham" model to 3d one, which can calculate wedge fields as well as regular and irregular fields on arbitrary plane. The simple Batho's power-law method was implemented as an inhomogeneity correction. We evaluated the accuracy of our dose model following procedures of AAPM TG#23; radiation treatment planning dosimetry verifications for 4MV of Varian Clinac-4.

As results, PDDs (percent depth dose) of cubic fields, the accuracy of calculation are within 1% except buildup region, and  $\pm 3\%$  for irregular fields and wedge fields. And for 45° oblique incident beam, the deviations between measurements and calculations are within  $\pm 4\%$ . In the case of inhomogeneity correction, the calculation underestimate 7% at the lung/water boundary and overestimate 3% at the bone/water boundary.

At the conclusions, we found out our model can predict dose with 5% accuracy at the general condition. we expect our model can be used as a tool for educational and research purpose..

**Key Words:** Photon dose calculation algorithm, Batho's inhomogeneity correction, Equivalent TAR method