대한방사선종양학회지 2001;19(1):74 80

산란전자선을 이용한 강내측방조사기구의 제작과 특성

연세대학교 의과대학 방사선종양학교실

추성실 ·서창옥 ·김귀언

목 적 : 강내에 발생된 종양치료용 원통형 전자선 조사기구(Electron cone)는 기하학적으로 강내벽에 위치한 종양치료에 부적당하므로 후방 또는 측면방향으로 산란되는 전자선을 이용하여 체강 내벽점막 등에 발생된 종양을 효과적으로 치료할 수 있는 산란전자선 치료방법을 개발하고자 한다. 강내조사기구내에 전자선 입사방향에 수직 또는 일정한 각도의 산란판을 배치하여 측면방향으로 산란전자선을 방출시키는 강내 측면조사기구를 제작하고 산란판의 제원과 전자선 에너지에 따라 산란방출된 산란선의 특성과 조직내 선량분포를 측정 평가하였다.

대상 및 방법 : 외부조사용 전자선조사기구(Electron cone) 대신에 강내 삽입용 전자산란선 조사통(Intracavitary backscatter electron cone)과 이를 콜리메이터와 연결시킬 수 있는 차폐연결기구(Shielded electron device)를 고안하였다. 산란전자선 조사기구는 직경이 2 3 cm이고 길이가 25 cm인 금속(내식강)원통을 이용하였으며 입구에서 20 cm위치에 산란판을 부착시키고 원통 측면에 직경 1 2 cm의 산란선 방출구를 제작하였다. 산란판은 2 10 mm의 연판을 사용하였으며, 오제전자와 특성 엑스선을 제거하기 위하여 주석, 구리, 알루미늄판 등을 부착시켰으며 종양위치를 관찰할 수 있도록 표면을 처리하였다. 고에너지 방사선치료용 선형가속기(Clinac 2100C/D)에서 발생된 6 12 MeV 에너지의 전자선을 이용하였으며 선량측정은 평행평판형 전리상(Markus chamber, PTW 23343)을 조직등가 팬텀(Polystyrene)에 삽입하여 측정하였다. 전자산란선의 에너지분포는 Monte Carlo (EGS4) 계산으로 예측하였으며 조직내 선량분포는 필름 흑화도(X-Omat V, Wellhoffer 700i)에 의하여 측정하였다.

결 과 : 전자선 입사에너지가 6 MeV일 때 전자산란선의 평균 에너지는 약 1.5 MeV 이었으며 산란각이 클수록 에너지는 줄어들었다. 입사 전자선 에너지 6 MeV 에서 산란판의 각도 30°, 45°에 따른 최대선량지점은 산란선 방출구의 중심에서 각각 5 mm 및 -10 mm지점의 표면에서 발생되며 입사전자선에 대한 전자산란선의 선량비는 약 8.5% 내외로 측정되었다. 입사전자선에너지 6 MeV에서 산란판각도 45°, 60°에 의한 50%의 심부선량분포는 각각 6 mm와 7 mm 깊이에 도달하였으며 입사에너지 증가에 비례하였다.

결 론 : 전자선 후방산란의 특성을 연구하고 이를 인체 강내 측방 점막부위에 발생한 종양을 효과적으로 치료할 수 있는 강내 전자산란선 조사통을 고안 제작 하였다. 시험용으로 제작한 전자산란선 조사기구를 이용하여 전자선 에너지와 산란판의 각도에 따른 산란선의 선량비율과 심부율을 측정하였다. 구강, 자궁, 직장 등 강내측벽 점막 등에 발생된 악성종양의 모양과 깊이에 가장 적당한 입사 에너지, 산란판의 각도, 산란창구 및 조사각도를 선택함으로서 방사선치료방법을 향상시킬 수 있을 것이라고 기대된다.

핵심용어 : 산란전자선, 전자선조사기구

서 론

고에너지 선형가속기에서 발생되는 6 20 MeV의 전자선은 심부율이 크고 buildup현상으로 표재성종양 치료에 부적합하며 특히 강내의 내벽에 발생된 초기 종양치료는 조사통을 배치하는 것이 기하학적으로 불가능하기 때문에 적합한 방사선조사가 될 수 없는 경우가 많다. 이와 같이 피부표면 또는 강내벽에 존재하는 종양치료를 위하여 전자선 일차선의 입사방향에 산란판을 적당한 반사 각도로 조사통내에 설치함으로서 소기의 목적을 달성할 수 있다. 산란전자선의 비정은 수mm 이므로 만약 병소가 피부나 강내 표면에 국한될 경우 산란된 전자선으로부터 고강도의 선량을 병소에 집중

이 논문은 2000년 10월 16일 접수하여 2001년 3월 10일 채택되었음.
책임 저자 : 추성실, 연세의료원 연세암센터 방사선종양학과
Tel : 02)361-7646, Fax : 02)312-9033
E-mail : therapy@yumc.yonsei.ac.kr

조사 되고 정상조직은 보호된다.

전자선의 산란은 전자가 발견될 당시에 알려졌으며 많은 학자들에 의하여 확인되어 왔다. Bethe 등[1, 2]은 물질로부터 전자선이 반사되는 현상을 확산이론을 이용하여 근사식으로 도출하였고 Everhart[3]는 Rutherford의 원자산란식을 이용하여 산란계수를 입사전자수에 대한 산란전자수의 비율로 정의하였다. 이 방정식에 의하면 산란전자선은 입사전자 에너지보다 물질의 원자번호에 크게 관계되었다.

산란전자선의 선량은 입사전자선의 에너지와 구성물질의 원자번호에 관계되며 납판에 대한 1 3 MeV 입사 에너지의 산란전선 평균 에너지 비율은 0.55 0.75배였고 선량강도는 저에너지 일수록 강하였다.

Tabata 등[4 6]과 Das 등[7 9]은 입사전자선 에너지, 입사각도, 물질의 두께, 원자번호 등에 따른 전체 산란선계수의 변화를 측정하고 다음과 같은 실험식을 유도하였다.

$$n\ (To,\ Z) = 1.28\exp\{-11.9\ Z^{-0.65}\ (1+0.1\ Z^{0.37}\ To^{0.65})\} \cdots\cdots (1)$$

여기서 n는 전체 산란선계수 이고 To는 입사전자선의 에너지, Z는 물질의 원자번호이다.

Klevenhagen 등[10 12]은 전자산란인자(Electron backscatter factor : EBF)와 원자번호간의 관계를 아래와 같이 간단히 표시하였다.

$$EBF(Z) = A - B\ \exp(-cZ) \cdots\cdots (2)$$

여기서 EBF는 산란선에 의한 선량강도비율 이며 A, B 및 c 는 에너지에 의존되는 상수이다.

산란전자선은 많은 표면선량을 발생시킴으로서 임상에 적용 가능성이 있으며 저 에너지 전자선이 짧은 비정을 갖고 있기 때문에 한정된 부위치료에 매우 적합하다.

표면선량의 증가는 저에너지 전자선의 넓은 산란각에 의존되며 에너지 증가에 역비례적으로 감소하기 때문에 산란전자선은 피부암 뿐 아니라 직장암, 질암, 구내암 등 2 3 ㎝의 적은 부위와 한정된 얕은 깊이에 매우 적합 하다.

저자들은 강내에 발생된 종양치료용 원통형 전자선 조사기구(Electron cone)는 기하학적으로 강내벽에 위치한 종양치료에 부적당하므로 후방 또는 측면방향으로 산란 되는 전자선을 이용하여 체강 내벽점막 등에 발생된 종양을 효과적으로 치료할 수 있는 산란전자선 치료방법을 개발하였다. 즉 선형가속기에서 발생된 고에너지 전자선을 산란시켜 제한적인 표면 또는 강내치료에 가장 적합한 저에너지 고준위의 산란전자선을 발생시키고 산란판의 재원과 전자선 에너지에 따라 산란방출된 산란선의 특성과 조직내 선량분포, 산란에너지, 심부선량율, 출력선량율, 평탄도 등을 측정 평가하여 임상 응용에 기초자료를 마련하였다.

대상 및 방법

의료용 고에너지 선형가속기에서 발생되는 고에너지 전자선은 비교적 심부종양치료에 적합하며 피부표면 또는 강내벽치료를 위한 저에너지 방사선의 이용이 불가능하기 때문에 산란전자를 발생시키는 기구를 제작하고 그 특성을 측정하였다.

이론식에 의거 산란판은 납, 구리 등 원자번호가 높은 물질을 이용하였으며 산란판의 각도는 산란비율이 큰 값과 분포곡선 등을 고려하여 0°, 30°, 45°, 60°로 한정하였다. Fig. 1은 산란전자선 치료통의 제작 설계도로서 3 ㎝ 직경의 내식강통을 납으로 차폐된 철판에 고정시키고 선형가속기의 트레이에 부착하도록 고안하였다.

전자산란선 조사통은 길이가 30 ㎝ 직경이 2 4 ㎝로 제작하고 조사통 끝부분에 0.5 1 ㎝ 두께의 납 또는 구리판으로 30°에서 60°각으로 산란판을 만들며 조사통의 옆면을 2 4 ㎝ 로 잘라서 산란 조사입구로 제작하였다. 조사통의 평균 길이는 30 ㎝ 이고 초점에서 조사통 끝까지는 100 ㎝ 이였다. 산란납판의 두께는 선형가속기에서 발생된 저 에너지 전자선이 완전히 정지될 수 있는 충분한 두께를 가졌다.

산란전자선의 선량은 입사전자선 에너지에 역비례함으로 산란전자를 위해서는 9 MeV보다 낮은 에너지가 요구되며 본 실험에서는 주로 6 MeV의 에너지를 이용하였다. Fig. 2는 전자산란선 치료통의 실물 사진이며 이는 선형가속기의 전자선조사통을 삽입하는 트레이에 알맞게 삽입하도록 고안되었고 내부에 광학장치가 설치되어 강내 조사부위를 확인하도록 설계되었다.

전자산란선의 선량측정과 조직내 선량분포를 측정하기 위하여 조사창구 하방에 물 등가팬텀을 설치한 후 산란판의

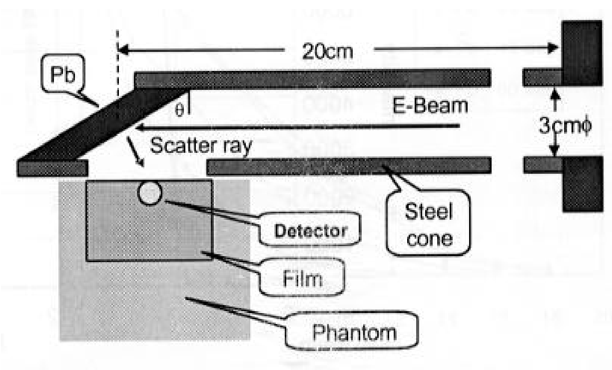

Fig. 1. Schematic diagram of backscatter electron cone.

각도를 0°, 30°, 45°, 60° 변화시키면서 전리함과 필름을 이용하여 선량을 측정하였다.

전리함은 얇은 창의 평행평판형 전리함(Markus chamber, PTW 23343)으로서 창의 두께가 2.3 mg/cm^2, 직경이 5.4 mm 이였고 필름은 봉투에 밀봉된 X-Omat V (Kodak Co.)를 사용하였으며 팬텀은 30×30×30 cm의 폴리스티렌(Polystyrene)을 사용하였고 필름선량측정을 위하여 죔쇠를 이용하였다.

산란전자선에 의한 심부백분율은 이온함과 필름을 이용하여 측정하였으며 절대선량과 모니터선량을 측정하기 위하여 15×15 cm^2 의 전자선 조사통에 의한 최대선량지점의 선량을 규격화(1 cGy/MU)하였으며 선량에 대한 필름의 광학적 밀도 변수는 6 MeV 전자선의 표준거리와 조사면에서 교정된 선량으로 환산하였다.

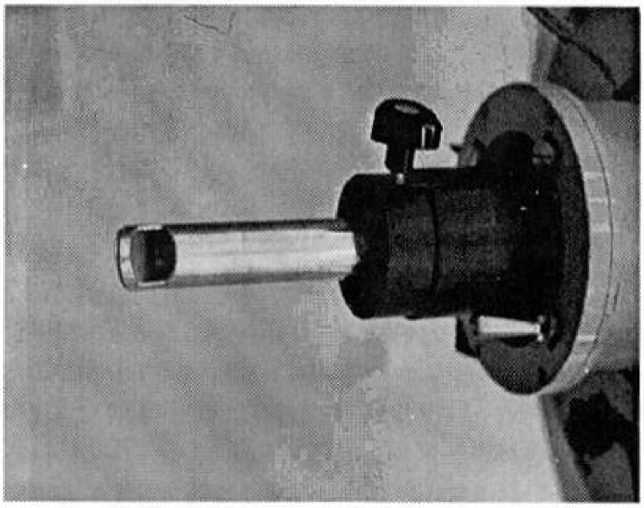

Fig. 2. Photograph of backscatter electron cone.

산란전자선의 에너지분포와 선량강도분포는 Monte Carlo 방법에 의한 프로그램(EGS4)을 이용하여 납판과 구리판에 의한 산란분포도를 계산하였다. 산란전자선의 분포와 평탄도의 측정은 필름을 이용하였으며 필름의 흑화도는 광밀도측정기(Wellhoffer 700i photodensitometer)에 의하여 등량곡선 또는 횡단분포(profiles)로 표시하였다.

결 과

1. 산란선의 에너지분포와 선량의 각도분포

산란전자선의 에너지분포와 선량각도분포의 직접측정은 매우 어려우며 다만 이론적 계산만이 근사값을 가진다. 이론에의한 산란전자의 에너지분포는 Monte Carlo 방법에의한 EGS4 프로그램을 사용하였으며 Visual Fortran에서 compile되고 Pentium III PC에서 계산하였으며 10^7 history에서 약 20분이 소요되었다. Fig. 3는 6 MeV 전자선이 납판에 충돌하였을 때 발생되는 전자산란선의 에너지분포로서 1 4.6 MeV의 분포이며 최빈에너지는 2 MeV이고 평균 2.2 MeV 이였다. Fig. 4는 6 MeV 전자선이 납판에 충돌한 후 산란되는 전자산란선의 선량강도(Intensity) 분포로서 90°에서180°에 걸쳐 분포되었으며 입사선에서 45°일때 최대치가 되었다.

Fig. 5는 입사 전사선에 의한 전자산란선의 에너지와 선량강도계수로서 다음식과 같이 가장 근접한 실험식으로 표시할 수 있다.

$$n = Ai - Bi \quad Log(E) \qquad (3)$$

$$k = Ae - Be \ Log(E) \qquad (4)$$

여기서 E는 전자선 입사에너지이고 n 와 k 는 각각 선량

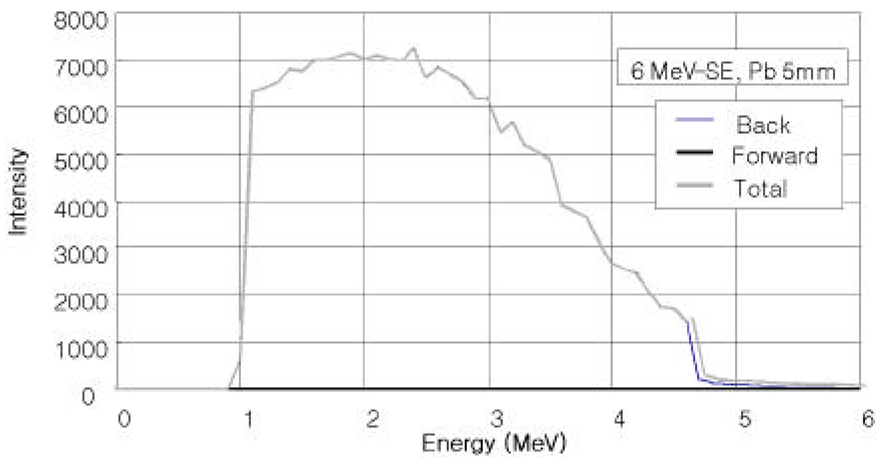

Fig. 3. Energy distribution of backscatter electron (SE) from 6 MeV electron.

강도와 에너지의 산란계수(Backscattering coefficient)이고 A와 B는 물질에 따른 상수이며 i와 e는 선량강도와 에너지를 표시한다. 납에 대한 Ai, Bi, Ae 및 Be는 각각 0.5, 0.3, 0.35 및 0.25이며 산란전자선의 에너지는 대략 다음과 같이 계산할 수 있다.

$$E_B = (k/n)E_0 \quad \cdots\cdots (5)$$

여기서 E_0는 입사전자선의 최대 에너지로서 만약 입사전자의 에너지가 6 MeV 일 경우 전자산란선의 최대 에너지 E_B의 값은 4.5 MeV가 되며 산란전자선의 심부율은 최빈선량에너지 2 MeV 보다 매우 적으며 이는 넓은 범위의 에너지분포에 기인하며 평균에너지는 약 0.3 E_B 로서 계산된다. 즉 6 MeV 전자선에 의한 납판의 산란선의 평균에너지는 약 1.5 MeV이며 50% 선량깊이는 약 6 mm이다.

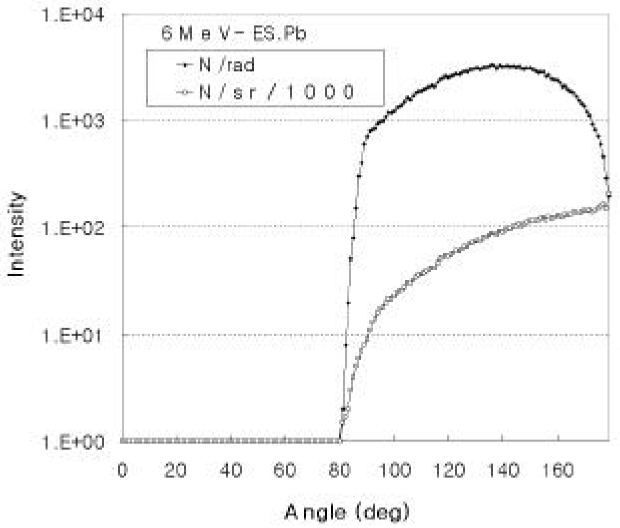

Fig. 4. Angle distribution of backscatter electron, rad : radian, sr : steradian.

2. 전자산란선의 심부선량율

선형가속기에서 발생시킨 6 MeV의 전자선을 1 ㎝ 두께의 납판에서 산란시켜 입구의 직경이 3 m인 조사통에서 생성된 산란전자선의 심부백분율은 평행평판형전리함과 필름을 이용하여 측정하였으며 양자는 2%이내의 오차로 잘 일치하였다. Fig. 6은 6 MeV 전자선이 납판에서 산란된 전자산란선의 심부백분율로서 표면에서 0 2 mm 깊이의 선량이 최대(100%) 선량비를 나타내었으며 50% 선량의 깊이는 4 6 mm로서 이는 산란전자선의 에너지가 약 1.5 MeV에 해당하며 Monte Carlo data와 거의 일치한다. 산란전자선의 심부백분율은 통상적인 메가볼트 전자선의 심부율과 다르게 Buildup과 급격한 선량감소(Rapid fall off)가 둔화되고 지수함수(exponential)적으로 감소하고 있으며 0.2 mmAl의 반가층두께를 가진 x-선과 비슷한 심부율로 측정되었다. 산란전자전자선의 심부백분율은 물질의 원자번호와 산란판의 각도에 따라 많이 변하며 산란각이 클수록 심부율이 높았으며 납판과 산란각 45°일때 50% 선량깊이가 6 mm이고 표면선량은 최대선량의 약 85%인 가장 이상적인 선량분포를 이루고 있다.

3. 산란전자선의 선량분포

산란전자선의 선량분포는 필름으로 측정하였으며 Fig. 7은 3 ㎝ 산란전자선 조사통을 통하여 6 MeV 입사전자와 45°

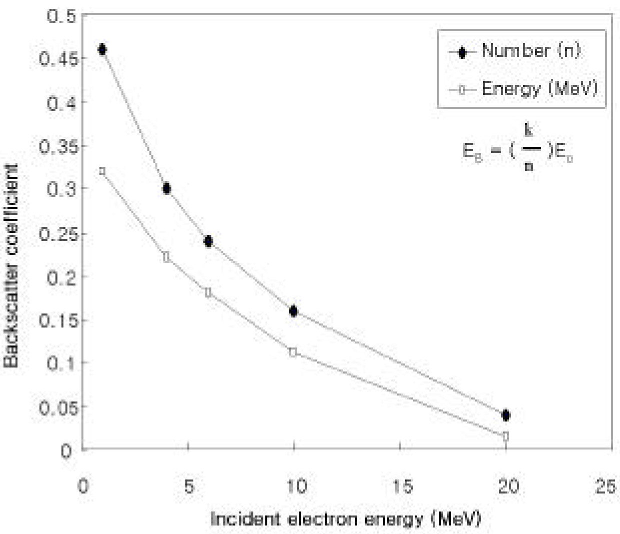

Fig. 5. Backscatter electron from Pb interface.

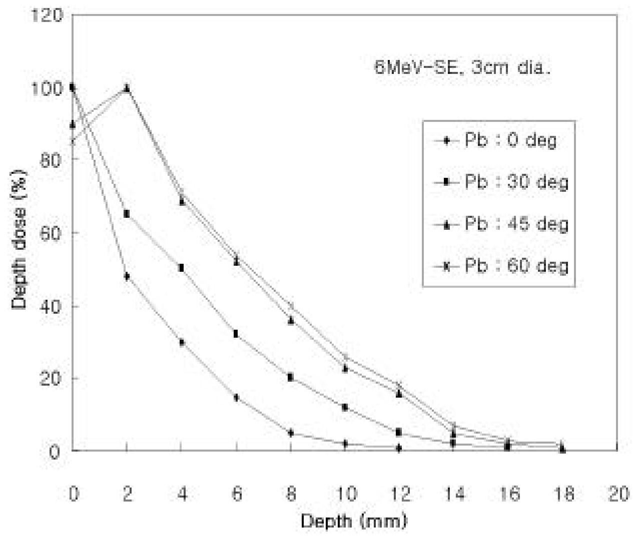

Fig. 6. Percentage depth dose of backscatter electron.

각의 납판에 의하여 생성된 산란전자선의 선량분포로서 왼쪽은 산란전자선에 의한 필름의 흑화도이며 오른쪽은 사진농도를 흡수선량으로 환산된 등량곡선 분포이다. 2 mm 깊이에서 산란전자선의 80% 선량범위는 약 25 mm이고 산란전자선에 의한 표면선량은 최대선량의 약 90%였으며 반음영은 약 5 mm로 측정되었다. 산란판의 설치각도에 의하여 심부선량분포가 다소 변하였으며 산란판의 각도가 적을 때는 도달심도가 얕고 분포의 중심은 산란판 중심축에서 윗쪽으로 치우치며 분포의 범위도 좁아진다.

산란각도에 의한 표면 및 심부선량분포가 변화하였고 산란판각도 0°, 30°, 45°, 60°의 경우 표면에 최대선량지점은 산란판 중심축에서 각각 15, 5, -10, -25 mm 위치에 이루어짐으로 산란판각도를 변화시키면서 목적에 부합되는 선량분포를 얻을 수 있다.

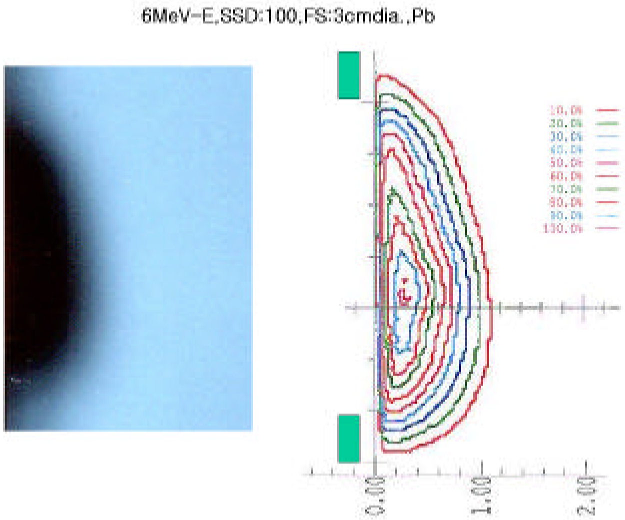

Fig. 7. Isodose curve of backscatter electron.

Fig. 8과 Fig. 9는 직경이 3 cm 와 2 cm인 산란전자선 조사통에 의한 선량분포곡선으로서 모두 6 MeV 입사전자와 45° 의 납판에 의하여 생성된 산란전자선의 선량분포를 전자선에 평행한 방향에서 조직의 깊이에 따라 측정한 분포도 (profile) 로서 산란판 중심축에서 아래쪽방향의 선량경계는 급한 경사를 이루고 있으나 위쪽방향은 약간 넓게 퍼져있다.

4. 전자산란선의 출력 선량율

산란전자선의 선량은 평행평판전리함으로 측정하였으며 국제방사선단위 제정위원회(ICRU)[13]의 규약 과 한국 의학물리학회 방사선표준측정법에 의하여 계산하였다.

$$D_w = M\ N_D\ S^w_a\ P_u\ P_{cel} \qquad (6)$$

여기서 D_w는 물에서 전자선의 흡수선량이며 M는 이온함에서 측정된 전기량이며(nC), N_D는 보건복지부 식품의약청 방사선 표준부(SSDL)에서 교정한 흡수선량 계수이고 S^w_a 는 저지비율(stopping power ratio), P_u는 전자교란에 의한 선량 보정치이며 P_{cel}은 중심전극의 물질에 의존하는 변수이다.

직경 3 cm 산란전자선 조사통에 의한 출력선량은 가속기의 고 에너지 전자선 표준전자통(15×15 cm^2)에 의한 1 cGy/MU의 출력선량의 약 8.5%로 측정되었다. 연세암센터에 설치된 Clinac 2100C/D의 경우 선량율이 400 1000 MU/min

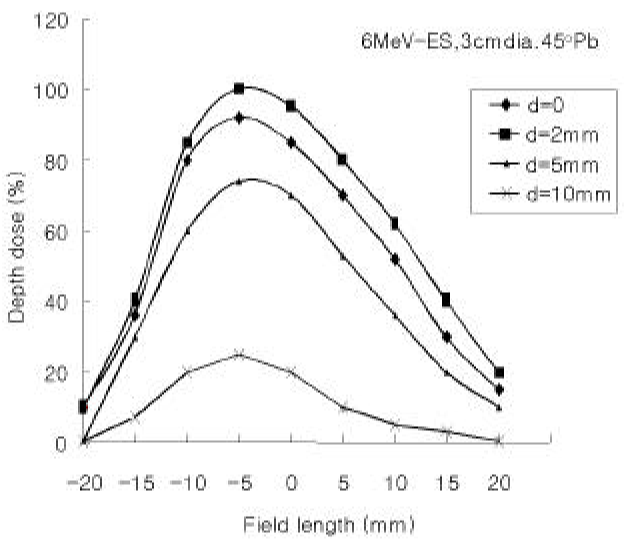

Fig. 8. Dose profiles along field length by 3 cm diameter backscatter electron cone.

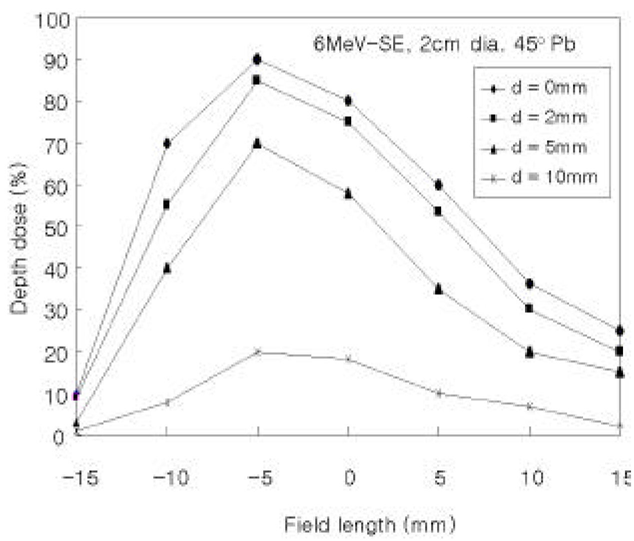

Fig. 9. Dose profiles along field length by 2 cm diameter backscatter electron cone.

로 조절할 수 있으므로 산란전자선의 출력은 35 85 cGy/min의 출력선량율을 얻을 수 있었다.

고안 및 결론

전자선의 산란은 전자가 발견될 당시에 알려졌으며 많은 학자들에 의하여 확인되어 왔다. Bethe 등은 물질로부터 전자선이 반사되는 현상을 확산이론을 이용하여 근사식으로 도출하였고 Everhart는 Rutherford의 원자산란식을 이용하여 산란계수를 입사전자수에 대한 산란전자수의 비율로 정의하였다. 이방정식에 의하면 전자산란선은 입사전자 에너지보다 물질의 원자번호에 크게 관계되었다.[14)]

납판에 의한 1 3M eV의 입사 에너지에 대한 산란전자의 평균 에너지 비율은 0.55 0.75배 였으며 선량강도는 저에너지 일수록 높았다.

전자산란선계수(Electron backscatter factor : EBF)는 입사전자선강도에 대한 산란전자선 강도비율로서 산란전자를 임상에 응용하는데 매우 중요하다. Klevenhagen 등은 원자번호가 다른 많은 산란판과 에너지를 달리한 전자선에 대한 전자선 산란계수를 측정하였다. 그들은 전자선에너지가 증가함에 따라 EBF가 증가함을 관찰하였고 Tabata 등은 전자이동이론과 실험을 통하여 입사에너지가 1.4 MeV이하에서는 EBF가 에너지에 비례하지만 그 이상의 에너지에서는 감소되며 5 MeV이상에서는 EBF가 급격히 감소하였고 산란판의 원자번호가 클수록 증가하였다. 한편 방사선치료에서 작은 범위의 피부표면 종양과 얕은 깊이의 강내에 존재하는 종양치료에는 강한 표면선량과 유한한 깊이의 선량분표가 요구된다.

저자들은 의료용 선형가속기에서 발생되는 고에너지 전자선을 산란시켜 표면부위와 인체 강내 측방 점막부위에 발생한 종양을 효과적으로 치료할 수 있는 전자산란선 조사통을 제작하고 이를 이용하여 전자선 에너지와 산란판의 각도에 따른 산란선의 선량비율과 심부율을 측정하였다. 구강, 자궁, 직장 등 강내측벽 점막 등에 발생된 악성종양의 모양과 깊이에 가장 적당한 입사 에너지, 산란판의 각도, 산란창구 및 조사각도를 선택 함으로서 방사선치료방법을 향상시킬 수 있다.

선형가속기어서 발생시킨 6 MeV전자선을 1 cm 두께의 납판에 충돌시킬 때 50%의 선량깊이가 약 6 mm이고 평탄도가 균일한 산란전자선을 얻을 수 있고 이는 직장, 질, 구강 등 강내 표피층과 피부에 발생된 작은 부위의 종양을 치료할 수 있다[15 19)].

산란전자선의 출력선량은 표준전자선량(조사통 15×15 cm²)의 약 8.5%로서 표준 출력선량율 400 1000 MU/min일 때 35 85 cGy/min로서 종양치료에 충분한 선량율을 가졌다. 산란산란선은 병소의 위치와 범위에 일치하여야 함으로 치료전에 정도관리(Quality assurance) 즉 선질, 선량, 선량분포도, 누출선량, 엑스선 오염 등은 확인하는 것이 중요하다.

참 고 문 헌

1. **Bethe HA, Rose MA, Smith LP.** The multiple scattering of electrons. Proc Am Philos Soc 1938;78:573-580
2. **Baily N.** Electron back scattering. Med Phys 1980;7:514-519
3. **Everhart TE.** Simple theory concerning the reflection of electrons from solids. J Appl Phys 1960;31:1483-1490
4. **Tabata T.** Backscattering of electrons from 3.2 to 14 MeV. Phys Rev 1967;162:336-347
   Wright KA, Trump JG. Backscattering of megavoltage electrons from thick targets. J Appl Phys 1962;33:687-690
5. **Tabata T, Ito R.** Simple calculation of the electron backscatter factor. Med Phys 1992;19:1423-1426
6. **Ito R, Andr대 P, Tabata T.** Reflection ratios of electrons and photons from solids bombarded by 0.1 to 100 MeV electrons. Radiat Phys Chem 1993;42:761-764
7. **Das IJ, Coia LR, Tabata T.** Harvesting backscatter electrons for radiation therapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1995;33-1:695-703
8. **Das IJ, Kase KR, Copeland JF, Fitzgerald TJ.** Study of electron beam dose modifications for the treatment of superficial malignancies. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1991;21:1627-1634
9. **Das IJ, Khan FM.** Backscatter dose perturbation at high atomic number interfaces in megavoltage photon beams. Med Phys 1989;16:367-375
10. **Klevenhagen SC, Lambert GD, Arbabi A.** Backscattering in electron beam therapy for energies between 3 and 35 MeV. Phys Med Biol 1982;27:363-373
11. **Klevenhagen SC.** Implication of electron backscattering for electron dosimetry. Phys Med Biol 1991;36:1013-1018
12. **Kovar I, Novotny J, Vavra S.** Calculation of energy spectra for therapeutic electron beams from depth dose curves. Phys Med Biol 1983;28:1441-1446
13. **ICRU.** Radiation Dosimetry: Electron beams with energies between 1 and 50 MeV. ICRU Rep 35, 1984
14. **Werner BL.** The perturbation of electron beam dose distributions at medium interfaces. Med Phys 1985;12:754-763
15. **Klein EE, Purdy JA.** Quality assurance and dosimetric evaluation for an endocavitary unit. Med Dosim 1994;19:151-158
16. **Podgorsak EB, Evans MDC.** Long SSD endocavitary rectal irradiation. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1989;16:283-284
17. **Purdy JA, Prasad SC, Walz BJ, Cotter GW.** Radiation protection considerations for endocavitary x-ray units. Int J

Radiat Oncol Biol Phys 1985;11:2177-2181

18. **Sischy B, Bramlet R.** Methods of endocavitary irradiation. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1989;16:16-17

19. **Hunt MA, Kutcher GJ, Buffa A.** Electron backscatter corrections for parallel plate chambers. Med Phys 1988;15:96-103

Abstract

Fabrication of Backscatter Electron Cones for Radiation Therapy

Sung Sil Chu, Ph.D., Chang Ok Suh, M.D. and Gwi Eon Kim, M.D.

Department of radiation oncology, College of Medicine, Yonsei University, Seoul, Korea

Purpose : Irradiation cones by using backscatter electrons are made for the treatment of superficial small lesions of skin, oral cavity, and rectum where a significant dose gradient and maximum surface dose is desired.

Methods and Materials : Backscatter electrons are produced from the primary electron beams from the linear accelerators. The design consists of a cylindrical cone that has a thick circular plate of high atomic number medium (Pb or Cu) attached to the distal end, and the plate can be adjusted the reflected angle. Primary electrons strike the metal plate perpendicularly and produce backscatter electrons that reflect through the lateral hole for treatment. Using film and a parallel plate ion chamber, backscatter electron dose characteristics are measured.

Results : The depth dose characteristic of the backscatter electron is very similar to that of the hard x-ray beam that is commonly used for the intracavitary and superficial lesions. The basckscatter electron energy is nearly constant and effectively about 1.5 MeV from the clinical megavoltage beams. The backscatter electron dose rate of 35 85 cGy/min could be achieved from modern accelerators without any modification. and the depth in water of 50% depth dose from backscatter electron located at 6mm for 45° angled lead scatter. The beam flatness is dependent on the slit size and the depth of treatment, but is satisfactory to treat small lesions.

Conclusions : The measured data for backscatter electron energy, depth dose flatness dose rate and absolute dose indicates that the backscatter electrons are suitable for clinical use.

Key Words : Backscatter electron, Intracavitary cone