

X-ray 영상형성의 기본원리

I. 서론

적절한 대조도와 인체의 해부학적인 정보를 갖는 X-선 영상을 획득하기 위해서 관전압, 관전류, 조사시간 및 촬영거리는 각각 최적으로 설정되어야 한다. 최적의 촬영조건을 설정하기 위해서는 인체의 해부학적인 지식과 더불어 관전압, 관전류, 조사시간 및 촬영거리에 대한 정확한 지식이 필요하다.

인체의 해부학적 지식을 통해서 촬영되는 부위에 조사되는 X-선의 투과력 및 조사 X-선 방향을 설정할 수 있다. 또한 관전류와 조사시간의 적절한 설정을 통해서 적절한 밝기의 영상을 획득할 수 있다. 또한 촬영 부위에 따라서 적절한 촬영거리가 설정된다. 본 자료에서는 관전압, 관전류 및 조사시간이 X-선 영상의 형성에 미치는 영향에 대하여 기술하고, 진단에 적합한 영상을 획득하기 위한 촬영조건에 대하여 알아본다.

2장 1절에서는 X-선의 발생원리에 대해서 알아보고, 2절에서는 X-선 발생장치에 대해서 소개한다. X-선영상의 형성과정을 이해하기 위해서 3장 1절에서는 X-선 에너지에 따른 원자와의 상호작용에 대해서 알아보고, 2절에서는 X-선과 인체를 구성하는 원자 사이에 발생하는 광전효과 및 콤프턴 산란을 소개한다. 3절에서는 조직의 원자번호와 밀도의 변화에 따라 조사되는 X-선과의 상호작용을 알아보고, 4절에서는 X-선 에너지의 변화에 따라서 광전효과 및 콤프턴효과의 발생정도를 소개한다.

마지막으로 4장에서 결론 및 연구방향으로 끝을 맺는다.



이용구
한림성신대학교 방사선과



II. X-ray 시스템

1. X-선의 발생

X-선을 발생시키기 위한 X-선 발생기는 텅스텐코일로 구성된 음극과 텅스텐-레늄합금으로 이루어진 양극으로 구성되며 <그림 1>과 같다.

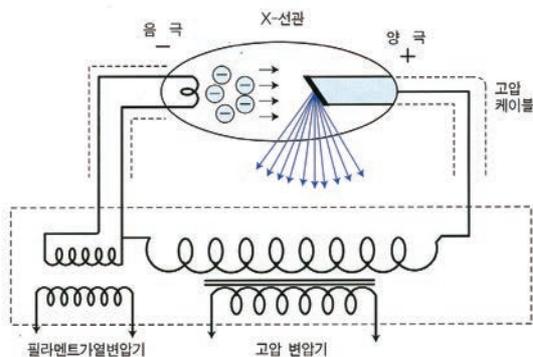
<그림 1>의 좌측 부분은 음극으로 필라멘트 가열변압기와 텅스텐 코일로 구성된다. 필라멘트 가열변압기에서는 전류를 증폭시키고, 증폭된 전류는 음극 텅스텐코일로 흐른다. 음극 텅스텐코일의 저항, 텅스텐코일에 흐르는 전류 및 전류가 흐르는 시간을 각각 R, I 및 t라 할 때 텅스텐코일에서 발생하는 주열열 H는 식 (1)로 된다.

$$H = I^2 R t [J] \quad (1)$$

식 (1)에서 단위 J는 열의 단위인 Joule이고, 1[J]은 0.24[cal]이다. 음극 텅스텐코일은 원자번호가 74인 텅스텐 원자로 구성되어 있다. 음극에서 발생한 열은 텅스텐 원자에 가해지고 텅스텐 원자에서 이탈한 자유전자는 금속 표면의 장벽력을 이겨내어 금속 밖으로 튀어나오게 된다. 이때 튀어나온 전자를 열전자라 한다. 이때 음극과 양극 사이에 고전압을 인가하면 열전자는 식 (2)의 쿨롱의 법칙에 의하여 힘 F를 받아 양극으로 가속된다.

$$F = \frac{1}{4\pi\epsilon_0\epsilon_s} \frac{eQ}{r^2} [N] \quad (2)$$

식(2)에서 ϵ_0 , ϵ_s , e , Q 및 r 은 각각 진공유전율, 매질의 비유전율, 전자의 전기량 및 양극전기량을 나타낸다. ϵ_0 는 $8.855 \times 10^{-12} [F/m]$ 이고, 매질이 진공이므로 ϵ_s 는 1



<그림 1> X-선 발생기의 기본 구조

로 된다. 또한 e 은 전자의 전기량으로 $-1.602 \times 10^{-19} [C]$ 이고, Q 는 양극에 +전압이 가해지므로 양의 전기량을 갖는다. 양극과 음극사이의 e , Q 의 부호가 서로 다르므로 쿨롱의 법칙에 의해 전자는 양극 쪽으로 힘을 받아 가속 된다.

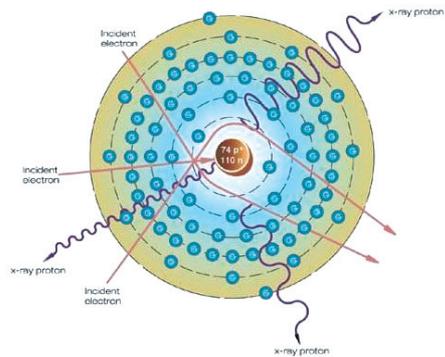
음극과 양극사이에 가해지는 전압을 관전압 $V[kV]$ 이라 하며, 이때 가속전자는 식 (3)의 운동에너지 KE를 갖는다.

$$KE = eV = \frac{1}{2}mv^2 \quad (3)$$

운동에너지를 가진 가속전자는 텅스텐과 레늄으로 구성된 양극 타겟에 충돌한다. 텅스텐-레늄 양극 타겟의 대부분은 텅스텐으로 구성되며, 가속전자는 <그림 2>와 같이 텅스텐원자와 상호작용을 하게 된다.

<그림 2>에서 운동에너지 eV 를 갖는 가속전자가 텅스텐원자와 반응할 때 텅스텐원자핵 주변의 전자들이 가속전자의 진행을 방해하지만 큰 에너지를 갖는 가속전자는 계속진행하게 된다. 원자핵 주변에 도달한 가속전자는 원자핵이 갖는 양의 전기량사이에 작용하는 쿨롱력에 영향을 받아 방향이 휘면서 운동에너지가 eV' 로 감소된다. 이때 감소된 에너지는 $eV - eV'$ 이고, 감소된 에너지만큼 외부로 전자기파가 발생되는데 이것이 Bremsstrahlung X-선이다.

매우 작은 원자의 세계를 종합운동장 만큼 확대해서 생각할 때, 핵은 구슬정도의 크기를 가지며 또한 핵주변의 전자는 쌀 한 톨 정도의 크기를 갖는다. 쌀 한 톨 만한 크기의 전자가 잠실 종합운동장 크기의 텅스텐원자와 상호작용할 때를 상상하면, 확률 상 전자가 핵과 근접한 곳에



<그림 2> 가속전자와 텅스텐원자와의 상호작용

서 먼 곳까지 동일한 정도로 접근할 것이다. 따라서 식 (2)의 쿨롱의 법칙에 의하여 핵과 근접한 곳으로 진행된 전자는 핵과 거리 r 이 작으므로 힘 F 가 커져서 전자는 진행방향이 많이 휘게 되고 많은 량의 운동에너지를 잃게 되므로 큰 에너지 X-선이 발생된다. 반면에 핵과 비교적 먼 거리에서 상호작용하는 전자는 핵과의 거리 r 이 비교적 커서 힘 F 가 적고 전자의 진행방향은 적게 휘게 되며, 적은 량의 운동에너지를 잃게 되므로 발생하는 X-선의 에너지는 작다.

X-선의 에너지와 주파수의 관계는 식 (4)이다.

$$E = hf \tag{4}$$

식 (4)에서 E, h 및 f는 각각 X-선의 에너지, 플랑크 상수 및 주파수를 나타낸다. 따라서 에너지가 큰 X-선은 주파수가 높고, 에너지가 낮은 X-선은 주파수가 낮다.

또한 X-선의 주파수와 파장의 관계는 식 (5)이다.

$$\lambda = \frac{c}{f} [m] \tag{5}$$

식 (5)에서 λ 와 c 는 각각 X-선의 파장과 속도를 나타내며, X-선은 전자기파이므로 속도는 $3 \times 10^8 [m/s]$ 이다.

전자와 텅스텐원자와의 상호작용은 <그림 2>와 식 (2), (4), (5)를 종합하여 고려될 수 있다.

텅스텐 원자의 중앙의 핵과 근접하여 상호작용하는 전자는 원자핵이 큰 힘 F 로 잡아당겨져서 진행방향이 많이 휘고 많은 에너지를 잃게 된다. 이때 잃은 에너지가 X-선으로 발생되므로 발생한 X-선은 큰 에너지를 갖는다.

전자가 텅스텐 원자핵과 멀리서 상호작용하면 할수록 원자핵은 전자를 작은 힘 F 로 잡아당기므로 전자의 진행방향은 적게 휘고 적은 량의 에너지를 잃게 되므로, 결과적으로 낮은 에너지의 X-선이 발생된다.

따라서 전자가 텅스텐 원자핵과 가까울수록 발생하는 X-선의 에너지는 크게 되고 파장은 작게 된다. 반면에 텅스텐 원자핵과 멀리서 상호작용할 수 록 발생하는 X-선의 에너지는 작게 되고 파장은 크게 된다.

또한 텅스텐 원자와 상호작용하는 전자가 텅스텐 원자핵 주위의 궤도전자와 충돌하게 되면, 궤도전자는 궤도를 벗어나 자유전자가 된다. 궤도전자의 빈자리에는 높은 에

너지대의 궤도전자가 천이하면서 궤도 간 에너지 차에 해당하는 X-선을 발생시킨다. 이렇게 발생된 X-선을 특성 X-선이라 한다.

2. X-선 발생장치

<그림 3>은 X-선을 발생시키는 X-선관의 기본 구조이다.

음극(cathode)과 양극(anode) 사이에 최대 150[kV]까지 가해지는 관전압으로 인하여 전자는 가속되어 양극 텅스텐 타켓에 충돌되어 가속전자와 텅스텐 원자사이에 상호작용이 발생하여 Bremsstrahlung X-선 및 특성 X-선이 발생된다.

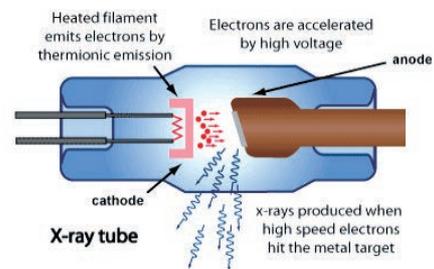
X-선관 내부의 음극과 양극사이는 진공으로 내부에는 원자가 없는 상태이므로 전자가 이동하면서 다른 원자와 상호작용 발생되지 않고 양극 텅스텐 타켓에서 상호작용이 발생된다.

양극으로 이동하는 전자의 흐름을 관전류라 하며, 전류 I의 정의는 식 (6)으로 된다.

$$I = \frac{Q}{t} [A] \tag{6}$$

식 (6)에서 Q와 t는 각각 전기량과 시간을 나타낸다. 음의 전기량을 나타내는 전자의 전기량은 $1.6 \times 10^{-19} [C]$ 이고, 이동하는 전자1개가 1개의 X-선을 발생시킨다. 1[A]는 1초에 1[C]의 전기량을 갖는 전자가 이동한다. 따라서 관전류가 1[A] 즉 1000[mA]로 설정될 때 1초 동안 발생하는 X-선수는 식 (7)로 된다.

$$\begin{aligned} \text{전자 1개} : 1.6 \times 10^{-19} [C] = 1 [A] \text{가 되기 위한 전자수} : 1 [C] \\ 1 [A] \text{가 되기 위한 전자수} = \frac{1}{1.6 \times 10^{-19}} = 6.25 \times 10^{18} \end{aligned} \tag{7}$$



<그림 3> X-선관(X-ray tube)



〈그림 4〉 회전양극 X-선관

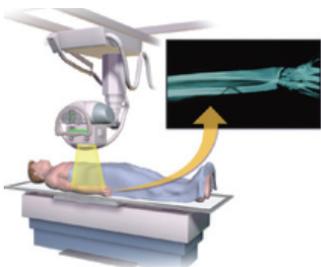
따라서 100[mA]와 10[mA]의 관전류가 인가될 때 각각 발생하는 초당 X-선 수는 각각 6.25×10^{17} 개와 6.25×10^{16} 개 이다.

X-선관 내부에서 이동하는 전자의 운동에너지 중 X-선의 발생에는 1[%] 이하의 에너지가 사용되고 나머지 99[%] 이상의 에너지는 양극 타겟에 열에너지로 가해진다. 그러므로 양극타겟은 가해지는 많은 열에 견딜 수 있도록 타겟 면적의 크기를 크게 하는 회전양극 X-선관을 사용한다.

양극은 X-선관 외부에 부착된 고정자코일의 회전자계에 의해 고속으로 회전한다. 양극의 끝에는 우산모양의 텅스텐 타겟이 부착되어있다. 양극이 회전하면서 온도가 상승된 면이 어느 정도 냉각된 면과 위치가 바뀌게 되어 발생된 열은 타겟 전면에 분포된다. 회전양극 X-선관은 짧은 시간의 촬영에서 단위면적당 입력이 고정양극 X-선관보다 매우 크므로 순간에 많은 X-선량을 발생시킬 수 있다.

III. X-ray 영상의 형성

진단하고자 하는 인체 내부의 부위에 X-선 조사부위를 설정하고 X-선을 인체에 투과시키면서 영상을 획득한다.



〈그림 5〉 X-선 영상의 형성

X-선이 인체에 조사될 때, X-선은 인체를 구성하는 조직의 원자와 상호작용을 한다. 원자는 양성자와 중성자로 구성된 핵과 주위의 궤도전자로 구성된다. 원자번호는 핵 내의 양성자수를 나타낸다. 원자의 양성자수는 핵 주위의 궤도전자수와 동일하므로 원자는 전기적으로 중성을 나타낸다. 따라서 원자번호는 원자의 양성자수를 나타내면서 동시에 원자 핵 외곽의 궤도전자수를 나타낸다. 따라서 큰 원자번호를 갖는 원자는 궤도전자가 많게 된다. 또한 원자에 조사되는 방사선의 에너지에 따라서 원자와의 상호작용이 다르게 나타난다.

1. 방사선에너지에 따른 원자와의 상호작용

10[MeV] 이상의 고에너지 방사선이 원자에 조사되면 고에너지의 방사선은 원자핵에 흡수되어 원자핵은 불안정한 여기상태가 되어 양성자, 입자 및 중성자 등을 방출시키면서 안정화되려고 한다.

또한 2.04[MeV] 이상의 방사선이 원자에 조사되면 궤도전자 1개를 축출하고 한 쌍의 전자쌍을 생성시키는 삼전자쌍 생성이 발생된다.

1.02[MeV] 이상의 방사선이 원자에 조사되면 원자핵 부근에서 음, 양 한 쌍의 전자를 만들고 그 에너지를 모두 잃는 전자쌍 생성이 발생된다.

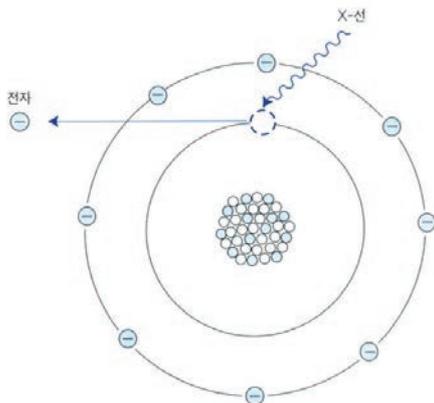
반면에 원자에 조사되는 방사선의 에너지가 1.02[MeV] 이하일 때, 방사선은 핵과 반응하지 않고 궤도전자와 반응한다. X-선관의 음극과 양극에 가해지는 관전압은 최대 150[kV]까지 가해지므로 발생하는 X-선의 최대에너지는 150[keV]로 0.15[MeV]이다. 따라서 X-선이 인체에 조사될 때 X-선과 인체를 이루는 조직의 원자와의 상호작용은 주로 전자와의 상호작용만이 발생되며, 광전효과 또는 콤프턴 산란이 발생된다. 반면에 X-선이 인체를 구성하는 원자의 궤도전자와 만나지 않아서 반응을 하지 않는 경우에는 X-선이 인체를 투과하여 X-필름, CR의 영상판 또는 DR의 평판형 검출기에 도달한다. 이때 검출기에 도달되는 X-선 수에 따라서 회색 음영단계를 나타내는 농도 또는 밝기를 형성한다.

2. 광전효과와 콤프턴 산란

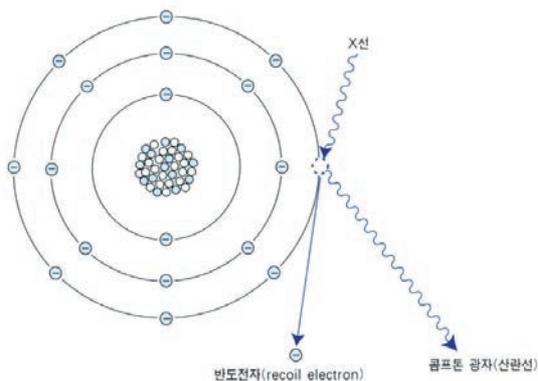
광전효과는 X-선이 인체에 조사될 때 인체 조직을 구성하는 원자에 충돌하여 X-선이 궤도전자에 완전히 흡수되는 현상이다.

반면에 X-선에 충돌되어 에너지를 얻은 궤도전자는 높은 속도로 원자에서 이탈된다. 이탈된 전자는 다른 원자와 충돌되고 환자의 몸 밖으로 나올 수가 없게 된다. 따라서 X-선이 조사되어 광전효과가 발생될 때, X-선은 원자에 흡수되어 환자를 투과하지 못하고 검출기에 도달하지 못한다. 이 경우에 X-선 필름, CR 영상판 또는 DR 평판형 검출기는 흰색으로 나타난다. 광전효과는 X-선 영상의 대조도를 형성하는 데 결정적인 요인이 되며, 관전압이 낮고 인체조직의 원자번호가 높을 때 광전효과가 많이 발생된다.

반면에 콤프턴산란은 원자의 외각에서 발생된다. 궤도



〈그림 6〉 광전효과



〈그림 7〉 콤프턴산란

전자는 X-선에너지의 일부를 흡수하고 원자에 조사된 X-선은 방향이 바뀐다.

콤프턴산란은 피사체에 조사되는 X-선의 에너지가 궤도전자의 결합에너지보다 훨씬 클 때에 발생된다. 콤프턴산란은 관전압이나 원자번호의 변화에 관계없이 일정하게 발생된다. 발생되는 산란선의 99%는 콤프턴효과에 의해 발생되고 나머지 1% 정도는 톰슨효과에 의해 발생된다.

따라서 X-선이 인체에 조사될 때, X-선이 전자를 만나면 광전효과 또는 콤프턴산란이 발생된다. 반면에 X-선이 전자를 만나지 못하면 X-선은 인체를 투과하여 X-선 필름, CR 영상판 또는 DR의 평판형검출기에서 검출된다.

3. 조직의 원자번호, 밀도에 따른 상호작용

인체를 구성하는 조직의 원자번호가 높거나 조직의 밀도가 높으면 원자의 궤도전자가 많고 광전효과가 많이 발생된다. 반면에 콤프턴 산란은 원자의 외곽전자에서 발생되므로 원자번호와 관계없이 일정하게 발생된다. 반면에 밀도가 높으면 원자의 외곽전자 수도 많아지므로 밀도에 비례하여 콤프턴산란이 발생된다.

인체를 구성하는 조직의 원자번호는 뼈, 근육(물), 지방, 공기 순으로 원자번호가 높다. 따라서 뼈, 근육(물), 지방, 공기의 순서로 광전효과가 많이 발생된다.

따라서 인체에 X-선이 조사되면 뼈, 근육(물), 폐, 지방, 공기 순으로 X-선이 많이 흡수된다. 반대로 공기, 지방, 폐, 근육(물), 뼈의 순서로 X-선이 많이 투과된다. 따라서 같은 선량의 X-선이 인체에 조사될 때, 인체의 공기영역이 가장 검고, 지방과 폐가 그 다음으로 검고, 근육과 물은 회색을 띠고, 뼈 부분은 상대적으로 투과된 X-선량이 적어서 흰색을 나타내게 된다.

〈표 1〉 각 조직의 X-선 흡수치

조직	상대적 흡수치(평균)
뼈	5000
근육	1000
물	1000
폐	850
지방	500
공기	1

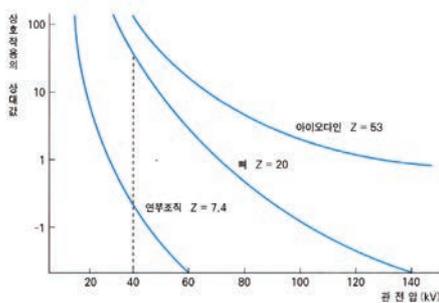


4. X-선 에너지에 따른 조직에서의 광전효과 및 콤프턴효과의 발생

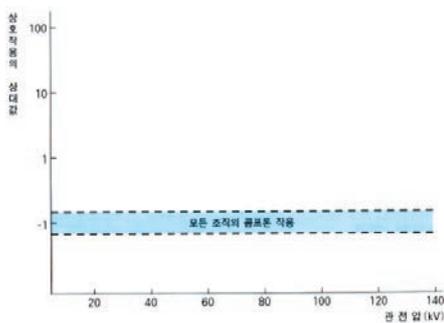
광전효과는 인체조직을 구성하는 원자 궤도전자의 결합에너지보다 입사되는 X-선 에너지가 작을 때에 발생된다. 따라서 광전효과는 관전압이 낮고 조직의 원자번호가 높을 때에 많이 발생된다. 반면에 콤프턴산란은 인체조직을 구성하는 원자의 궤도전자의 결합에너지보다 조사 X-선 에너지가 훨씬 클 때에 발생된다. 이때 궤도전자는 X-선의 에너지의 일부를 흡수하여 원자로부터 이탈되고, 나머지 에너지를 갖는 X-선은 방향이 바뀌면서 산란선이 된다. 콤프턴 산란은 관전압이나 원자번호의 변화에 관계없이 일정하게 발생된다.

〈그림 8〉과 〈그림 9〉는 각각 X-선이 조사되는 인체조직에서 관전압의 변화에 따른 광전효과와 콤프턴효과의 관계이다.

〈그림 8〉에서 연부조직, 뼈 및 아이오다인의 원자번호는 각각 7.4, 20 및 53이다. 따라서 아이오다인, 뼈, 연부조직 순서로 광전효과가 많이 발생되고 X-선이 많이 흡수된다. 따라서 연부조직, 뼈, 아이오다인 순서로 X-선



〈그림 8〉 인체조직에서 관전압에 따른 광전효과



〈그림 9〉 인체조직에서 관전압에 따른 콤프턴효과

이 많이 투과되므로 영상에서 검게 나타난다.

아이오다인은 광전효과가 많이 발생되어 영상에서 상대적으로 희게 나타나는데, 연부조직에서 혈관을 나타내기 위한 조영제로 사용된다.

〈그림 9〉는 각각 X-선이 조사되는 인체조직에서 관전압의 변화에 따른 콤프턴효과를 나타낸다. 관전압의 변화에 따라 인체의 모든 조직에서 콤프턴 산란의 발생이 일정함을 알 수 있다.

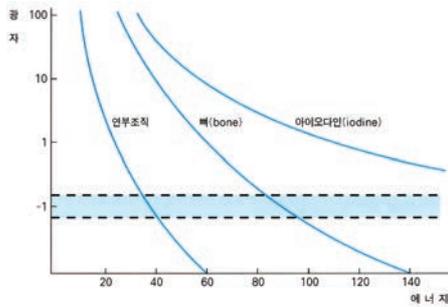
인체에 X-선이 조사되어 영상을 형성하는 과정에서 3 가지 현상을 발생된다. 첫 번째 현상은 조사 X-선이 인체조직을 구성하는 원자의 궤도전자와 상호작용을 하지 않고 투과되어 필름, CR 영상판 또는 DR의 평판형검출기에서 검출되어 검정색의 영상을 형성한다. 두 번째 현상은 X-선의 에너지가 낮거나 조직의 원자번호가 높아서 X-선이 조직에서 흡수되어 투과를 못함으로써 검출기에서 영상을 흰색으로 형성하는 것이다. 동일한 양의 X-선이 조사될 때, 아이오다인, 뼈, 근육(물), 지방, 공기의 순서로 광전효과가 발생되어 투과되는 X-선의 수는 각각 공기, 지방, 근육(물), 뼈의 순서로 많게 된다. 투과되는 X-선의 수를 X-선 강도라 하며, X-선강도는 영상의 회색음영단계를 형성한다.

발생될 수 있는 세 번째 현상은 콤프턴 산란이 발생되어 인체조직의 해부학적인 위치가 영상에서 다른 위치에 표시된다. 이것은 일종의 잡음으로 고려될 수 있다.

영상에서 인체의 해부학적인 위치를 정확히 표현하여 병소를 정확히 진단하기 위해서는 콤프턴 산란이 적게 발생하고 광전효과가 많이 발생하는 것이다. 이러한 조건에서는 대조도가 우수한 영상을 얻을 수 있다. 영상의 대조도는 식 (8)로 나타낼 수 있다.

$$\text{대조도} = \frac{\text{광전효과}}{\text{콤프턴효과}} \quad (8)$$

〈그림 10〉은 각각 X-선이 조사되는 인체조직에서 관전압의 변화에 따른 광전효과와 콤프턴효과를 동시에 나타낸다. 우수한 대조도를 갖는 X-선영상을 획득하기 위해서는 연부조직, 뼈 및 아이오다인 각각에 대하여 상대적으로 광전효과가 콤프턴효과보다 많이 발생되도록 관전압을 설정하여야 한다.



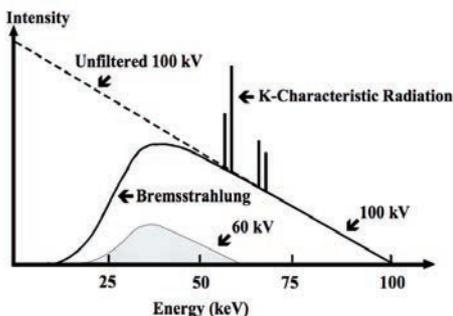
〈그림 10〉 인체조직에서 관전압에 따른 광전효과와 콤프턴효과

연부조직으로 구성되는 유방부위의 촬영에는 광전효과가 콤프턴효과보다 많이 발생하는 30[kV] 이하의 관전압 범위를 사용하여야 함을 알 수 있다. 일반적으로 연부조직, 뼈 모두를 포함하는 일반적인 촬영에서는 유방촬영보다 높은 관전압을 사용하며 최대 150[kV]까지 적절히 조정될 수 있다.

5. 관전압, 관전류, 조사시간과 X-선영상

X-선관의 음극과 양극 사이에 인가되는 관전압은 음극에서 양극으로 이동하는 열전자에게 운동에너지를 부여한다. 열전자 운동에너지의 약 1% 이하가 X-선의 발생에 사용된다. 따라서 X-선 에너지는 관전압에 비례한다. 관전압이 높으면 큰 에너지 X-선을 발생시키고, 낮은 관전압은 낮은 에너지의 X-선을 발생시킨다.

인체에 조사되는 X-선의 에너지가 높으면 인체에 X-선이 흡수되는 광전효과의 발생이 감소되어 투과되는 X-선량이 많아진다. 이때 투과되는 X-선량은 X-선 강도이다. 그러므로 관전압은 X-선의 투과력을 의미하고 X-선 강도에 직접적인 영향을 미친다.



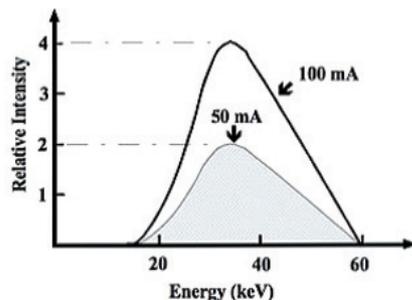
〈그림 11〉 X-ray spectrum

관전압의 변화에 따라 발생하는 X-선을 관찰하기 위해서 〈그림 11〉의 X-선 스펙트럼을 관찰한다.

〈그림 11〉에서 가로축은 발생된 X-선의 에너지이고, 세로축은 발생된 X-선의 수를 나타내는 X-선 강도(intensity)이다. 100[kV]의 관전압이 인가될 때, 열전자는 100[keV]의 운동에너지를 갖고 양극 타겟에 충돌하여 텅스텐 원자와 상호작용을 하게 된다. 이때 열전자가 원자핵에 매우 근접하여 100[keV]의 모든 운동에너지를 잃고 100[keV] 에너지를 갖는 X-선을 발생시킨다. 그러나 이러한 경우의 확률은 매우 낮으므로 발생하는 X-선의 수는 매우 작게 되고 X-선 강도 또한 매우 작게 된다. 열전자는 핵에서 일정한 거리를 두고 상호작용할 확률이 높고, 거리가 멀어질수록 발생 X-선 에너지는 작게 된다. 즉, 낮은 에너지를 갖는 X-선의 수는 많고, 큰 에너지를 갖는 X-선의 수는 적다. 따라서 에너지가 낮아서 투과력이 낮은 X-선의 수는 많고 강도 또는 높다. 반면에 에너지가 높아서 투과력이 높은 X-선의 수는 적고 강도 또한 작다.

〈그림 11〉에서 점선은 100[kV]의 관전압이 인가될 때, X-선의 양극 타겟에서 발생하는 X-선 스펙트럼이다. 발생된 X-선은 X-선의 경질유리 및 알루미늄 필터를 통과한다. 에너지가 낮아서 투과력이 낮은 X-선은 경질유리 및 알루미늄 원자와의 상호작용을 통해서 광전흡수가 많이 발생되어 투과하지 못하고 제거된다. 따라서 에너지가 낮아서 투과력이 약한 X-선은 생물학적으로 인체에 해를 줄 뿐 만아니라 인체를 투과하지 못함으로써 영상의 형성에도 기여하지 못한다.

고에너지 영역에서는 점선과 겹쳐서 나타나지만, 저에



〈그림 12〉 관전류 변화에 따른 X-ray spectrum



너지 영역에서는 X-선이 없거나 X-선수가 매우 작게 나타내는 것이 실선의 X-선 스펙트럼이다.

60[kV]의 관전압이 인가되면 그림에서와 같이 발생하는 X-선의 투과력이 100[kV]에 비해서 약해지므로 X-선관 및 알루미늄 필터를 통과해서 인체로 조사되는 X-선의 최대에너지 및 강도가 전반적으로 낮게 된다.

초당 X-선관 내부에서 이동하는 열전자의 흐름은 관전류이다. 열전자 1개가 양극 타겟에서 1개의 X-선을 발생시키므로, 관전류는 초당 발생시키는 X-선 수를 의미한다. <그림 12>는 관전압 60[kV], 관전류는 50[mA]와 관전압 60[kV], 관전류는 100[mA]를 인가할 때, Bremsstrahlung X-선에 대한 스펙트럼을 나타낸다.

100[mA] 일 때의 X-선 수는 50[mA]보다 2배의 X-선 수를 갖는다. 따라서 회색음영으로 표현되는 농도는 X-선 강도에 비례하므로 100[mA]의 관전류는 50[mA] 일 때 보다 2배의 농도를 형성한다.

촬영시간으로 정의되는 조사시간 또한 영상의 농도에 비례한다. 촬영시간이 길어지는 경우에는 움직임에 의하여 영상의 불선예도가 증가하므로 심장이나 폐 등 움직임이 존재하는 부위의 촬영은 조사시간을 짧게 하고 관전류를 높여서 일정한 농도를 갖도록 촬영조건을 설정한다.

VI. 향후 연구 및 결론

지금까지 X-선 발생원리, X-선 발생장치, X-선 영상형성의 기본원리 및 영상형성에 관계되는 인자 등을 살펴 보았다. 필라멘트 가열변압기에서 증폭된 전류는 음극 텅스텐코일에서 주울열을 발생시키고, 주울열은 텅스텐원자에 가해져서 열전자를 발생시켰다. 열전자는 관전압에 의해서 쿨롱의 힘을 얻는다. 쿨롱의 힘에 의해서 열전자는 운동에너지를 가지고 양극 타겟에 충돌된다. 열전자가 양극 타겟에 충돌하는 과정에서 텅스텐 원자와의 상호작용에 의해서 Bremsstrahlung X-선 또는 특성 X-선이 발생된다.

인체를 적절히 투과하여 진단에 적합한 X-선영상의 획득을 위해서 관전압, 관전류 및 조사시간을 설정한다. 관전압은 X-선의 투과력을 의미하고 X-선 질에 영향을 미

친다. 관전류와 조사시간은 X-선의 수에 관계되고 X-선량에 영향을 미친다.

또한 낮은 에너지를 갖는 X-선 수는 많지만 높은 에너지를 갖는 X-선 수는 적음을 알 수 있었다. 인체에 조사되는 X-선은 광전효과에 의해 인체조직의 원자에 X-선이 흡수되어 인체를 통과하지 못하거나 콤프턴 산란이 발생되어 X-선의 진행방향이 바뀐다. 또는 광전효과와 콤프턴효과 모두 발생하지 않을 경우, X-선은 인체를 투과하는 것을 알 수 있었다. 진단에 적합한 적절한 영상을 획득하기 위해서 X-선은 인체를 적절히 투과할 수 있는 투과력과 적당한 선량을 가져야 한다. 투과력은 X-선 에너지에 관계되고 X-선 에너지는 관전압에 의해 결정된다. 따라서 적절한 투과력을 갖기 위해서는 관전압의 설정이 중요함을 언급하였다. 따라서 X-선 영상의 획득을 위하여 적절한 투과력을 갖도록 관전압을 설정하고, 관전류로 농도를 조절한다. 조사시간 또한 농도에 직접적으로 관련함을 알 수 있었다. 조사시간이 길어지면 움직임에 의한 불선예도가 증가된다. 따라서 움직임이 발생하는 심장 또는 폐 등의 촬영조건에서는 짧은 조사시간을 설정하여 움직임에 의한 잡음을 제거하고, 동시에 관전류를 크게 하여 영상의 밝기를 조절한다.

그 외에 촬영거리 등 영상에 관계되는 인자는 많으며 촬영되는 부위 별로 고려되어야 할 조건도 많으므로 최적의 진단 위하여 관전압, 관전류, 조사시간, 촬영거리 및 촬영자세 등에 대한 지속적인 연구가 필요할 것으로 판단된다.

참고 문헌

- [1] Yong-Gu Lee, Jong-Ho Shin, Kyoung-Eun Seo, Yoo-Lee Choi, Soo-Hyeon Lee, Young-Jin Lee, and Hee-Joung Kim, "The Study of Optimal Acquisition Condition and Image Processing", Journal of The Institute of Electronics and Information Engineers, Vol. 51, NO. 4, April 2014.
- [2] Bremsstrahlung X- ray, https://www.google.co.kr/?gws_rd=ssl#q=Bremsstrahlung+X+ray
- [3] X-ray spectrum, https://www.google.co.kr/?gws_rd=ssl#q=X-ray+spectrum



- [4] 권덕문, 김성수, 김영근 외, Analog & Digital PACS 의료영상정보학, 대학서림, 2008.
- [5] 방사선장치교육연구회, Radiation Equipment, 대학서림, 2016.
- [6] 대한방사선물리학연구회, Radiation Physics, 고문사, 2008.
- [7] 김성철, 김영일, 김우열 외, 전기공학, 신광출판사, 2010.
- [8] 대한의료영상정보관리학회, 의료영상정보학, 정문각, 2017.
- [9] 안봉선, 노경석, 김승국, 김창규 및 채홍인, 전기전자공학개론, 청구문화사, 2008.
- [10] The Korean Society of Medical Imaging Technology, Textbook of Radiographic Positioning and Clinical Diagnosis, Chung-Gu Publishing co., 2011.



이 용 구

- 1987년 2월 동국대학교 전기공학과 학사
- 1993년 2월 동국대학교 전기공학과 석사
- 1997년 2월 동국대학교 전자공학과 박사
- 1998년 3월~2005년 2월
한림성심대학 전자정보통신과 전임강사,
조교수, 부교수
- 2005년 3월~2007년 2월
한림성심대학교 의료기기정보과 부교수
- 2007년 3월~현재 한림성심대학교 방사선과 부교수,
교수

〈관심분야〉

X-Ray 영상시스템, 의료영상처리