

臨床放射線治療 的物理學概念

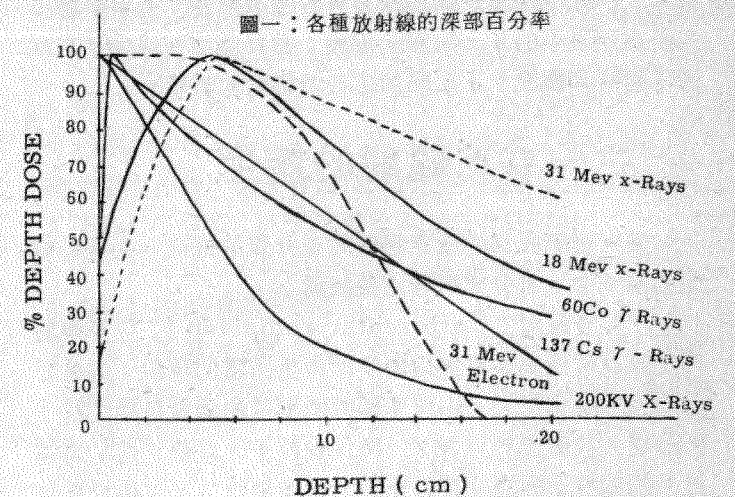
台中順天綜合醫院
放射腫瘤科主任

賴耿光

tary radiation)及組織內插種治療(Interstitial implantation)。常用的放射性元素有銨一三七(137 Cs), 銨一九二(192 Ir), 碘一二五(125 I), 鐳(226 Ra), 做成柱狀、針狀、線狀, 以及磷三十二及金一九八等做成懸液。放射線治療在今日對癌病的處理上, 雖無法概括全部, 且其使用亦受到多種因素的限制; 但無疑的, 放射線及外科療法仍居癌病治療的主流, 目前是如此的, 不久的將來亦不致有多大的變更。隨著放射線治療準確性的要求逐日提高, 放射物理學的發展也愈加受到重視與採用。本文擬就臨床放射線治療的基本物理概念舉其摘要, 供各位互相參考研摩。

二、放射線與深度劑量

一般在臨床上使用的射源中以伽馬射線(γ -ray)為主, 尤其是銨六十所釋出的伽馬線。因為銨六十的輻射能量大(平均1.25 MeV), 放射性比度(Specific activity)高, 且具有安定性佳及容易加工等優點。目前由於核能物理及機械工程等知識的推廣, 所以如直線加速器、貝他加速器等高能放射線治療機也逐漸被採用。在二次大戰前廣被使用的深部X射線治療機(Deep X-ray therapy equipment)由於僅有200~300 KU或以下的能量, 缺點很多, 目前已漸被淘汰。



斜率加大, 細胞的放射線敏感性降低, 這是由於低劑量率使細胞對於非致命損傷的修補機會增加之故。如果劑量率低於每分鐘1雷得, 則所有非致命損傷都可在照射期中被修補、治療效果完全消失。

九、腫瘤的放射線治癒性

放射線能否把腫瘤殲滅, 取決於治療比值、腫瘤大小及宿主身體狀況而定, 其中以治療比值最為重要。

正常組織對於放射線的耐量及腫瘤的致死量的關係決定了治療比值, 假如比值大於1, 則腫瘤可被消滅。如果比值小於1, 則放射線治癒的希望不大。治療比值的公式如下:

$$\text{治療比值} = \frac{\text{正常組織耐量}}{\text{腫瘤致死量}}$$

$$\text{例: 精母細胞瘤} (>1) = \frac{5,000 \text{ 雷得 (小腸)}}{2,500 \text{ 雷得 (精母細胞瘤)}}$$

$$\text{畸形瘤} (<1) = \frac{5,000 \text{ 雷得 (小腸)}}{10,000 \text{ 雷得 (畸形瘤)}}$$

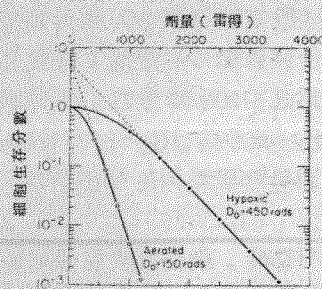
腫瘤細胞的放射線敏感性或抗拒性並不代表放射線能治癒或無法治癒, 需要考慮到治療比值才對。

十、結論

放射生物學是門新鼎的學問, 雖然有了長足的進步, 但是仍然有許多待解決的難題, 更深入的研究指向如何合併化學藥物、放射線敏感劑, 熱治療等新治療方式, 即運用放射生物學原理, 以求得較高的放射線治療效果。

七、氮效應

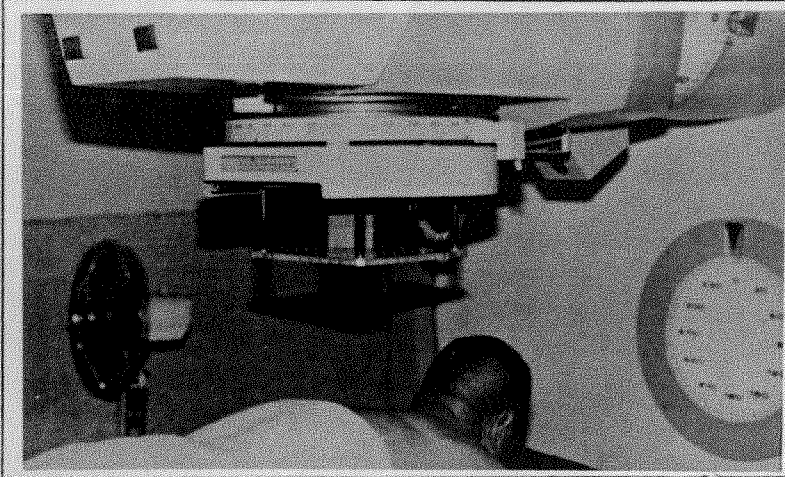
哺乳類細胞在不同氧壓下, 暴露在游離射線的劑量生存曲線可以發現: 富氧及缺氧狀況下有不同的劑量生存曲線, 即一定程度的細胞生存分數所需的劑量也不相同(見圖三), 在缺氧下所需的劑量約為富氧狀況下的3倍, 也就是氧加強率約等於3。一般X射線或伽馬射線(銨六十)受氮效應的影響較大, 中子及阿發粒子的影響較小或不受影響。一般而言正常組織、靜脈血及淋巴液之氧分壓為20~40mmHg左右, 可視為完全富氧狀況。腫瘤小時, 氧的供給充分, 隨著腫瘤長大, 所需氧及營養增加, 故大腫瘤的中心常出現壞死, 壞死邊緣的細胞呈缺氧狀態, 對於放射線較不敏感, 所需放射線量也較大。放射線治療失敗的主要原因之一即為腫瘤內缺氧細胞所致。



圖三、富氧及缺氧狀況下哺乳類細胞的生存曲線

八、細胞修補

細胞在生殖過程中, 因放射線干擾而死亡者稱為生殖性死亡。如由於構造上改變而不能進入分裂週期而死亡者, 稱為間期死亡。生殖死亡可見於最近的週期內, 或經數個正常週期後才死亡。較不具活性的細胞, 要等到細胞從事分裂時才死亡。生殖性死亡是指不能繼續從事分裂繁殖的細胞, 雖然其內部仍然進行複雜的代謝作用, 仍可視為死亡。一般哺乳類細胞, 在非致命性損傷後4個小時內能夠修補絕大部份的非致命損傷, 而恢復正常。給予劑量的速率對於修補的影響很大, 如果劑量率低, 則生存曲線的



深部X射線(200~300 KU), 鈹-三七、鈷六十及高能X射線(數Me V至數十Me V)皆能治療較為深部的腫瘤, 中低能X射線、數Me V的電子射柱可以治療比較淺層的腫瘤。遠隔治療機之應用是以 γ 射線及X射線為主, 有時電子射柱亦被廣泛使用。在生物體內不同深度所吸收之輻射量謂之深度劑量(Depth dose)。不同的放射源, 其深度劑量亦因此而異。圖一, 顯示由生物體表面輻射之吸收, 其劑量百分比與深度之函數關係。人體的厚度大約是20 cm, 而圖上的200 KV左右X射線的半值層(Half Value Layer)在組織內只達到數公分, 在皮膚被吸收, 因此只能治療皮膚下數公分深的腫瘤。鈷六十的 γ 射線在表面僅有60%左右的劑量, 而在皮下0.5公分處達到最高點(Build up); 在10%公分處也有約50%的劑量。所以較深部位的腫瘤利用不同的照射方法, 就可以在不太傷害皮膚的程度加以治療。

直線加速器和貝他加速器的射線有高能電子射柱和X射線兩種。高能電子射線是由電子能量的高低, 決定其深度的劑量, 超過此深度的部份就急遽降低是它的特點。高能X射線比鈷六十 γ 線穿透力強, 皮膚劑量少, 而深部劑量較高。利用這些優點, 高能電子射柱適合乳癌術後胸壁之預防性照射, 皮下淋巴結或舌癌的治療; 高能X射線則適合子宮頸癌, 卵巢癌等較深部腫瘤的治療。直線加速器有較大的深度劑量一及邊緣整齊的照射範圍; 照射半影小, 是高劑量率的X-射線治療機; 而貝他加速器則是高能電子射柱治療機。下面將簡述各種輻射的特性。

三、有用輻射的產生

輻射可定義為能量穿過空間或介質的傳遞。在放射線學的領域中, 可分成兩種主要輻射:

1. 粒子輻射(Corpuscular radiation): 粒子輻射即使物質直接失去或獲得電子而產生游離的現象。這些粒子的大小變化很大。由粒子輻射所攜帶的能量包括此粒子的動能, 其值等於 $\frac{1}{2}MV^2$, M代表粒子的質量。而V表速度。假如粒子的速度接近光速, 則能量的表示將趨於複雜。上述粒子有 α , β , Proton等亦稱帶電粒子。

2. 電磁輻射(Electromagnetic radiation): 電磁輻射乃在有電場和磁場並存下能量通過空間之情形。後兩者隨著時間和空間的函數關係而改變大小。可見光、紅外線和紫外線, 以及X和 γ 射線等都屬於電磁輻射。這種能量通常稱為光子(photon)。它們在真空中的速度為 3.0×10^8 m/sec, 此速度以C表之。各種波之波長與頻率有一定的關係, 即波長與頻率的乘積等於波速。如果音叉每秒振動 ν 次, 而其波長為 λ , 則此波每秒行走 $\nu\lambda$ cm。對於電磁波有一非常重要的公式: $\nu\lambda = c = 3 \times 10^8$ m/sec, 在此公式裡, ν 的單位是每秒振動的次數, 而波長的單位是m。(1Å = 10^{-10} m)波長決定了電磁波的性質。如波長為5000 Å之電磁波, 就是肉眼能感覺出來之綠光的波長。藍光的波長較短約4,000 Å, 而紅光的波長較長為7,000 Å。如果波長大於7,000 Å時肉眼將感覺不出來, 此種輻射稱為紅外線。又波長小於4,000 Å時肉眼也無法感覺, 稱為紫外線。波長為0.1 Å之輻射稱為X射線, 更短如0.01 Å則稱 γ 射線。

四、輻射的量子特性

當波長愈短相對的頻率變大, 則吾人須考慮輻射的量子特性。雖然在許多情況下, 吾人可認為電磁輻射是一種波動現象, 但有時又必須將之認為是一束極小的質點, 以光速行走並帶有某種能量, 此能量稱為量子(quantum)或光子(photon)。光子所攜帶之實際能量有一個重要公式:

$$E(\text{能量}) = h\nu \quad (\text{蒲即克常數}) \times \nu(\text{頻率})$$

$$h = 6.61 \times 10^{-34} \text{ 焦耳秒}$$

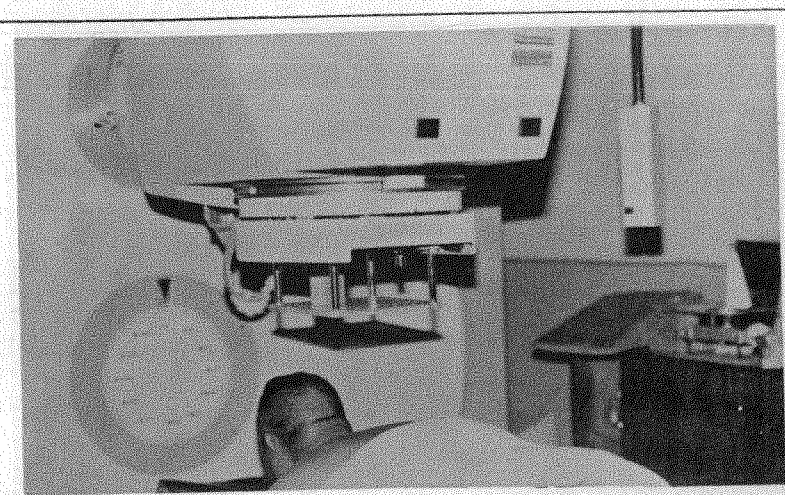
再計算電磁輻射之波長0.1 Å之光子的能量:

$$\text{因 } \nu = c/\lambda = 3 \times 10^8 / 10^{-11} = 3 \times 10^{19} / \text{秒}$$

$$\therefore E = h\nu = 6.61 \times 10^{-34} \times 3 \times 10^{19}$$

$$= 19.83 \times 10^{-15} \text{ 焦耳}$$

若轉換成電子伏特, 則 $E = 19.83 \times 10^{-15} / 1.60 \times 10^{-19}$ (1eV) = 124000 eV = 124 keV。所以波長為0.1 Å之光子能量為124 keV; 如果波長為0.01 Å, 則頻率增加10倍, 此時光子之能量為1,240 keV或1.24 MeV。



反過來說, 要產生波長為0.01 Å之輻射, 至少須供給1.24 MeV的能量。對於高能量的X射線及 γ 射線, 量子的觀念是不可缺少的。

五、輻射

在X光管所用的高壓電主要在加速電子使通過燈絲, 陰極板, 目標靶或陽極板間的空隙。電子束因本身有速度與質量故帶有動能。當電子束撞擊到鎢靶時, 電子速度急遽減慢, 因而發生折射且與靶上的原子相互作用。原子核上的正電荷會吸引電子而使電子流動偏離原來的軌道並使其損失部分的動能。這種能量即以X光子的形式放出。

假若一個電子在與原子核發生作用後成靜止狀態, 則其全部動能將轉變為單一光子。此光子的能量即等於通過X光管的高峯電壓。

然而, 很少電子在與原子核發生一次反應後失去全部的能量。大部分的電子是經過多次的相互作用, 每次損失部分的動能而產生較低能量的X射線。其結果形成此種X射線的連續射柱, 它帶有能達到高峯的全部能量。由減速電子造成的輻射通常稱為制動輻射(Bremsstrahlung or Breaking radiation)。

產生X-射線有一種(替代)方式。一個進來的電子可能直接與一個靶原子上的電子交互作用並完全將此電子從原子的軌道上移開。原子因而獲得能量。此一原子又吸引另外一個電子填充軌道上的空位, 因此原子回復到正常狀態, 亦即回到最低位能。同時, 原子以單一X光子的形式釋出此多餘的能量。由此種過程產生的所X射線謂之特性X射線。(Characteristic X-rays)

1. 輻射量的測定

倫琴(Roentgen)乃基於在空氣中游離的X或 γ 射線量的一種單位。一倫琴等於在標準狀況下(STP)狀況為攝氏零度, 760毫米汞柱壓力), 一立方厘米空氣含一個靜電單位(esu)的電荷(or the quantity of X-or γ radiation such that the associated

corpuscular emission per 0.001293 gm of air produces, in air, ions carrying, electrostatic unit of quantity of electricity of either sign)。事實上, 0.001293克的空氣是標準狀況下一毫升的空氣。連粒子的釋出包括有受X或 γ 光子碰撞後由空氣原子所逸出的光電子和康普吞電子(後述)。故倫琴(R)是在測定標準狀況下一毫升空氣, 形成光子所產生的空氣游離量。如前所述, 倫琴僅可作為X和 γ 射線暴露的劑量單位; 它不適用於其他型式的輻射。至於雷得(Rad)則是吸收劑量的單位, 亦即任何物質每克吸收100爾格(ergs)的能量謂之。

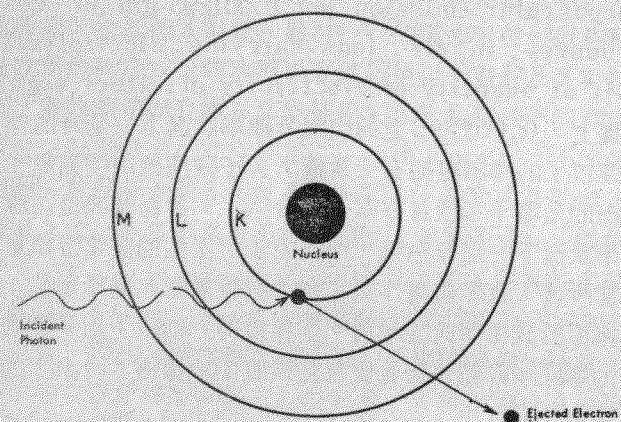
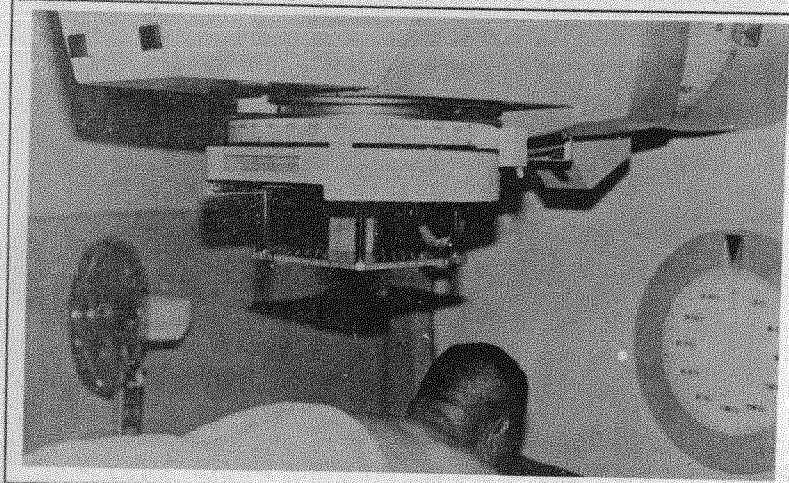
2. 輻射量的測定

X光束有多種不同能量的X光子。不同spectra 1-energy 分佈的光束其性質也不同。對射柱性質的認識, 在放射線治療的特別重要的; 因為射柱的性質可決定其組織穿透力以及在不同組織裡能量的相對吸收。這些因素對深部腫瘤可提供更有效力的治療計劃; 即提高腫瘤的照射劑量而相對地減少鄰近正常組織的劑量。

六、物質內的輻射吸收

光子與物質的相互作用與其能量和吸收媒質的原子序(Z number)有關。一個光子當其穿過一定厚度的物質時, 與之交互作用的可能性, 取決於以下複雜的關係:(1)光子的能量(2)物質的密度, (3)組成該物質原子的物理結構。藉光子的能量, 光子有兩種方式經由軌道電子的逸出而將其能量給予媒質:(1)光電吸收與(2)康普吞散射。

1. 光電吸收(Photoelectric Absorption): 當一個低能量的光子與一軌道電子碰撞, 最可能的結果是光子全部的能量傳送到電子上。此光子完全消失或是說“被該電子所吸收”(圖二)。此電子本身將由原子的軌道上逸出。軌道電子較靠近原子核的結合較緊密。光子有足夠能量從吸收的原子上移動一個L或M屬的電子, 但却不足以移動此原子的K電子。此光電之相互效應與光子能量有關



圖二：在光電吸收的過程裡，撞擊光子放出所有能量給予相互作用的電子。此能量的一部份相當於軌道結合能為原子所吸收，當內層軌道的空位被外層電子所填滿時，此能量即以特性X射線放射出。

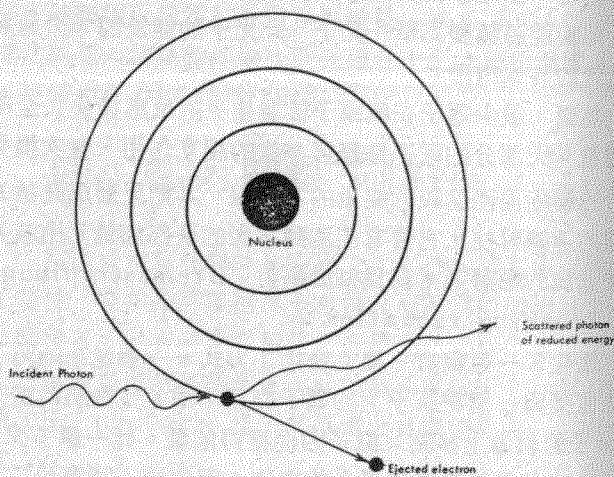
；當光子的能量稍大於軌道的結合能時，電子的逸出較易發生。但此效應的可能性隨著光子能量的遞增而減小。

當一個電子離開原子時，此原子即進入一種不穩定的受激狀態；因為當電子被移走時原子已得到一種過剩的能量。此種不穩定狀態，在軌道上的空缺得到填補時即迅速結束。當外層電子進來填補內層軌道的空缺時，特性X射線因而射出。在組織裡大部分的原子K層軌道的結合能平均只有0.5 KeV左右。此值甚小，以致低能量光子之能量都全給予射出的電子，而原子所獲得的能量幾乎等於零。這些高速移動的電子穿過組織時造成原子的游離現象。這些電子可以說明X或 γ 射線的具體生物效應。在軟組織中，光電吸收對100 keV的光子是主要的能量吸收過程。

除了光子的能量外，光電吸收發生的機率亦與相互作用原子之原子序有關。因為原子序代表核中的質子數，原子序數高的元素，核中正電荷大與內層軌道的電子結合緊密。因此具較高能量的光子亦有極大的可能與此結合緊密的電子產生光電效應。由於與原子序有關，高原子序元素組成的物體（如鈣、磷之在骨中），比低原子序元素組成者（軟組織）較易吸收光子（在光電效應的能量範圍內）。

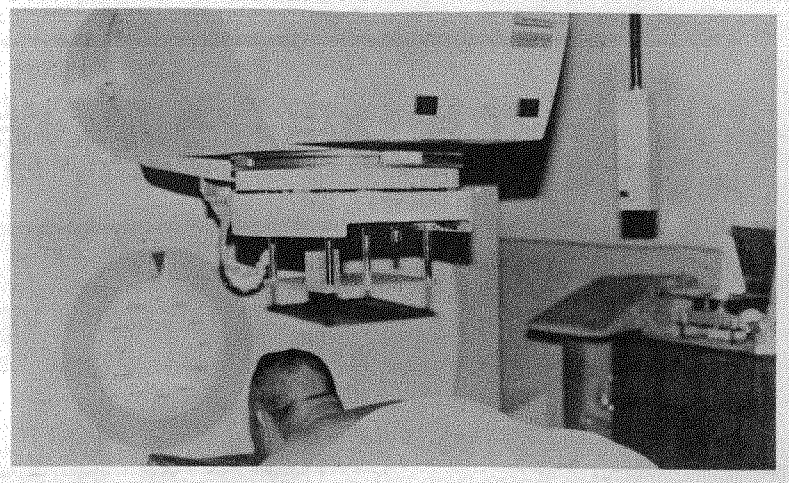
故使用低能量的X光時，同樣的暴露劑量下，骨骼比較組織吸收較多的X或 γ 輻射。

2 康普吞散射 (Compton scattering)：康普吞散射與光電吸收不同，它是指較高能量的光子與物質相互作用的過程。（圖三）在此過程裡，光子僅有一部分能量與軌道電子作用時被吸收。它限於較外層，結合疏鬆電子的交互作用。因為這些電子結合疏鬆，幾乎所有轉變到電子上的能量都變成電子的動能（軌道的結合能幾乎可忽略）。在此交互作用中，光子會形成偏折，亦即發生“散射”此一作用的結果是：(1)光子散射，其能量降低(2)形成一高速電子與一游離的原子。



圖三：在康普吞散射，入射光子與一個軌道電子相互作用，但僅有一部份能量給予此電子（使之與原子脫離）。此光子因此方向改變並引起能量削減。

被打出去的電子，在物體中會行走一段距離，並沿其途徑發生游離作用。在康普吞效應裏，原已失去部分能量的光子，在其能量全部損失前仍可經過2~3或更多次的康普吞碰撞。在此能量範圍內的光子在較大體積的物質中藉連續的康普吞效應分散其能量。這種過程對中等能量的光子很重要，但能量愈高則重要性變小。

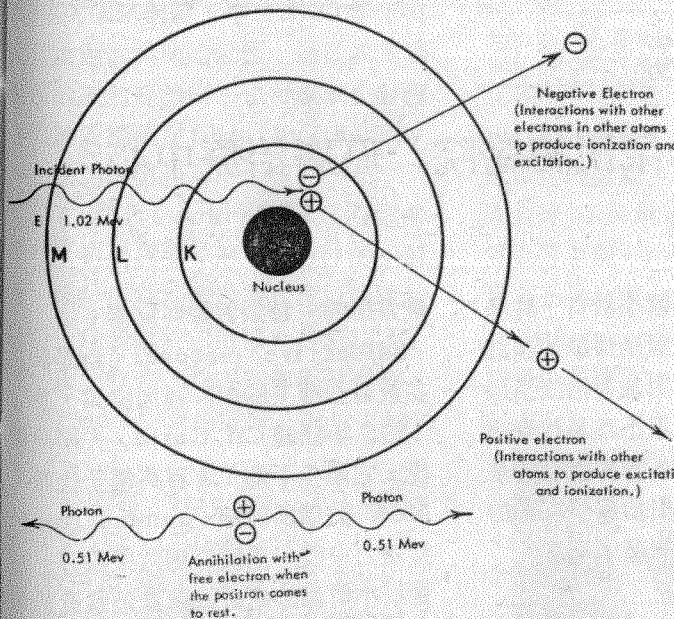


由於康普吞效應主要與原子序及結合疏鬆的電子有關，故與光電吸收不同。又因僅包括結合最鬆的電子，所有的電子將由光子吸收大約相同的能量。康普吞效應是一種隨機的過程；故相互作用的機率與電子的密度有關（每克物質的電子數）。大部分的物質每克含有大約相同的電子數，因此每克物質之康普吞吸收跡近相同。對能量範圍在100 keV到10 MeV的光子，康普吞散射在軟組織中是最重要的光子效應。

3 成對產生 (Pair Production)：

光子的能量可經由另外一種機轉變成物質：它由高能量光子發生，與原子核發生作用但不放出軌道電子。（圖四）

能量大於1.02 MeV的光子可和含高電荷的原子核電力場作用，致使其能量轉變為質量。光子變成兩種粒子，一種帶正電另一種帶負電的電子。（此過程是可逆的；



圖四：在成對效應裡，光子與原子核附近的強力電場作用，產生一個正電子與一個負電子。此二電子皆以游離和刺激其他原子而失去其動能。當正電子即行停止時，再與任何一個脫離電子結合彼此質量衰滅，形式兩條方向相反的 γ 射線。

即質量亦能轉變為能量。 $E = mc^2$ ，c代表光速。）成對

效應在光子能量小於兩個電子的能量（0.51 MeV/electron $\times 2 = 1.02$ MeV）時則不會發生。光子能量若超出此閾值，則將形成二新電子的動能。但若無過剩能量存在，則此二電子將立刻再組合（衰滅）而轉變回光子的能量。

在閾值能量超過的情況下，電子將由形成點移開。二電子續解離其他原子，直到此過剩的動能耗盡為止。藉此反應，能量經由光子轉移成質量。

成對產生與原子序數有關。起初的光子是作用在原子核的電力場。較大的核含較多的質子，其力場較強，故增加此過程發生的機率。

4 結論：以上三種過程皆產生二次電子作為吸收過程的傳達物。例如，操作電壓在150 KV的X光管所產生的射柱會造成高度骨質吸收，其大部分的作用屬於光電吸收。對電壓在150與250 KV間的機器而言，光電效應的優勢減少，但骨骼仍會吸收一些特殊能量。又射源的能量約1至10 MeV的高能光子（鈷六十 γ 射線與高能X光機），其能量的損失完全為康普吞效應，故無優先的骨質吸收（此吸收量隨深度而遞減，因電子的能量與所經的距離成反比）。至於更複雜的設備如貝他加速器，操作能量由10到30 MeV，則成對產生為主要效應，而骨質的優先吸收將再度出現。電子（貝他射線）則與軌道電子或原子核相互作用。它們與軌道電子碰撞或將電力施於其上，使自己損失部分能量，而其行走的路徑亦發生改變。當電子很靠近原子核時則相互作用將會產生。原子核本身的電力場會使這些電子速度慢下來並改變其方向。此種減速意味着電子能量的喪失；而此能量是以X光子的形式放射出。這種X射線對組織有很大的穿透力並造成生物體的損傷。如前所述，此種過程（Bremsstrahlung）對高速電子很重要，且在高原子序的元素容易吸收。而低能量的電子射線，由於與原子發生碰撞後，其所行的距離很短，放在某一深度達到生物效應後，能量即急遽減退。至於帶電荷的粒子如質子， α 粒子與重核粒子等也能與電子作用而失去大部分的能量，但與原子核的反應仍照常發生。此種粒子輻射與放射線治療極少關聯，茲不贅述。