

## ORAL RADYOLOJİ

**Radyoloji (Röntgenoloji):** Değişik enerjiler aracılığı ile vücudu görüntüleyerek tanı koyan ve bu görüntüler kılavuzluğunda tanı ve tedavi amaçlı girişimler yapan bilim dalı.

**Radyant enerji :** Herhangi bir radyasyon kaynağından yarıçap doğrultusunda yayılan enerjidir.

### Radyolojik görüntüleme yöntemleri

#### Tanısal Radyoloji

Röntgen (*x-ışını*)

Radyografi

Fluoroskopi

Bilgisayarlı Tomografi - BT (*x-ışını*)

Manyetik Rezonans Görüntüleme - MRG (*radyo dalgaları*)

Ultrasonografi - US (*ultra ses enerjisi*)

Radyonüklid Görüntüleme - RG (*gamma ışınları*)

#### Girişimsel Radyoloji (Tanı ve tedavi amaçlı)

#### Radyasyon:

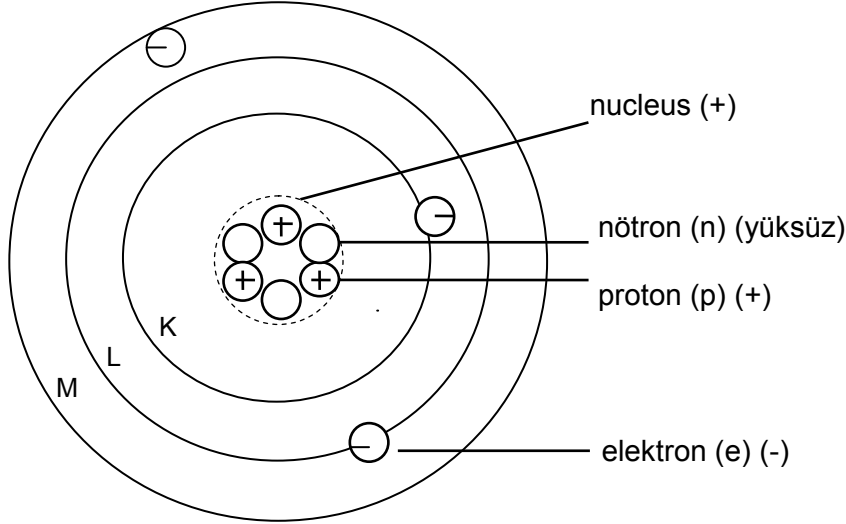
- Somut bir taşıyıcı olmadan enerjinin bir yerden başka bir yere dalgalar halinde iletilmesi veya yayılmasıdır.
- Bir kaynaktan çevreye parçacık akışı veya dalgalar şeklindeki enerji salınımıdır.
- Bir cismin içinden geçerken, direkt veya dolaylı olarak iyonlaştırıcı etkisi olan elektromanyetik ya da korpüsküler ışınlardır.

Subatomik düzeyde radyasyonun oluşumu, yayılması ve absorpsiyonunun anlaşılabilmesi için, öncelikle atomik yapı iyi bilinmelidir.

**Atom :** Bir elementin tüm kimyasal özelliklerini taşıyan en küçük parçasıdır. Özel yüksek enerjili tekniklerle daha küçük parçacıklarına (subatomik partikül) ayrıştırılabilir. Bu subatomik partiküllerin 100' den fazlası tanımlanmış olmasına karşın, özellikle diagnostik radyolojiyi ilgilendiren temel parçacıklar elektron, proton ve nötrondur.

Atomun merkezinde bulunan çekirdekte pozitif yüklü proton ve yüksüz nötronlar vardır. Çekirdeğin çevresinde dairesel hareketlerle dönen negatif yüklü parçacıklar ise elektronlardır.

proton sayısı = elektron sayısı = atom no.su  
 proton + nötron sayısı = atom ağırlığı



	Yük	Kütle
- Elektron	- 1	$9,1 \times 10^{-28}$ gr
+ Proton	+ 1	$1,67 \times 10^{-24}$ gr (Elektronun 1838 katı)
Nötron	Yüksüz	$1,68 \times 10^{-24}$ gr

Bir elementteki tüm atomların nucleuslarındaki proton sayısı aynıdır.

Her yörüngedeki elektron sayısı, o elementin karakteristiğini ( kimyasal yapısını ) verir.

Bilinen 105 farklı atom vardır. 7' den fazla yörüngeli atom bilinmemektedir.

En iç yörüngede (K), iki elektron bulunabilir, dış yörüngelere gittikçe elektron sayısı artar. Belli bir yörüngedeki maksimum elektron sayısı  $2 n^2$  olarak bulunabilir ( n : temel quantum sayısı).

K	1 no.lu yörünge	$2 \times 1^2 = 2$
L	2 "	$2 \times 2^2 = 8$
M	3 "	$2 \times 3^2 = 18$
N	4 "	$2 \times 4^2 = 32$

O	5	“	$2 \times 5^2 = 50$
P	6	“	$2 \times 6^2 = 72$
Q	7	“	$2 \times 7^2 = 98$

Pozitif yüklü çekirdekle, negatif yüklü elektronlar arasındaki elektrostatik çekim, elektronların merkezkaç kuvvetini dengeleyerek, onları yörüngelerinde tutar. Buna elektronun **bağlanma enerjisi (binding energy)** denir.

Belli bir yörüngeden bir elektronu koparmak için gereken enerji, elektron-çekirdek arası elektrostatik çekim kuvvetinden daha fazla olmalıdır.

Bağlanma enerjisi her atomun her yörüngesi için spesifiktir.

Tungsten atomunda bağlanma enerjileri : K yörüngesinde 70 keV

L yörüngesinde 12 keV

M yörüngesinde 3 keV

Herhangi bir atomun en içteki K yörüngesindeki elektronlar, en yüksek bağlanma enerjisine sahiptir, çünkü bunlar çekirdeğe en yakın elektronlardır.

Çekirdekten uzaklaştıkça elektronun bağlanma enerjisi de azalır.

Bir elektronu, içteki bir yörüngeden, daha dıştaki bir yörüngeye taşımak için, uygulanması gereken enerji miktarı, iki yörüngenin bağlanma enerjisi farkına eşit olmalıdır. Uzaktaki (dıştaki) yörüngeye geçen elektron, enerjiyi absorbe eder ve bu yörüngedeki diğer elektronlar gibi yüksek enerji seviyesinde olduğu kabul edilir. Çekirdekten uzaklaştıkça yörüngenin enerji düzeyi artar, elektronların çekirdeğe bağlanma enerjisi azalır.

Her bir yörüngenin enerji seviyesi, K yörüngesinin bağlanma enerjisi ile o yörüngenin bağlanma enerjisi arasındaki fark olarak tanımlanır. Bu durumda, çekirdekten uzaklaştıkça yörüngenin enerji seviyesi artmaktadır.

Buna göre, bir elektron, daha dışta yer alan, yüksek enerji düzeyindeki bir yörüngeden, daha içteki düşük enerji düzeyindeki bir yörüngeye kaydırıldığı zaman enerji kaybetmeli ve bu enerji, elektromanyetik radyasyon şeklinde salınmalıdır

**(Karakteristik Radyasyon).**

Çekirdeğe doğru çekilen elektronların çekim kuvveti, çekirdek ve elektron arasındaki mesafenin karesi ile orantılı olarak azalır.

(**Ters Kare Kanunu:** Bütün elektromanyetik radyasyonlarda geçerlidir).

**İyonizasyon:** Bir atomun yörüngesindeki elektron sayısı, çekirdeğindeki proton sayısına eşit olduğunda, atom elektriksel olarak nötrdür. Böyle bir atom, bir elektron kaybettiği zaman, pozitif bir iyon haline gelir, serbest kalan elektron ise negatif iyon haline gelir. Atomun iyona bu dönüşüm işlemine **iyonizasyon** denir.

Elektriksel olarak nötr bir atoma, bir elektronun bağlanması sonucu da iyonizasyon oluşur, bu durumda negatif bir iyon oluşur.

Isıtma veya karşılıklı etkileşim (protonlar gibi parçacıklar veya yüksek enerjili x-ışınları ile çarpışma) bir atomdan elektronu ayırabilir. Hangi yolla olursa olsun, böyle bir iyonizasyona yol açma, elektronların çekirdeğe elektrostatik bağlanma kuvvetini yenecek kadar yeterli bir enerji gerektirir.

Bir elektronu yörüngesinden fırlatmaya yetecek enerji, en iç yörüngede en fazladır. İç yörüngedeki elektronlar, çekirdeğe öyle sıkı bağlanmıştır ki, sadece x-ışınları, gamma ışınları ve yüksek enerjili partiküller bunları koparabilir, zayıf bağlı elektronlar için ise ultraviyole radyasyon yeterlidir.

İyonize olmayan radyasyonlar (ışık, infrared, mikrodalga ve radyo dalgaları) elektron koparmak için yeterli enerjiye sahip değildirler.

Gerek X, gerekse gamma ışınları, atomun enerji seviyelerindeki değişiklikler sonucu ortaya çıkan enerji salınımlarıdır.

X-ışınları yörüngelerdeki elektron değişiklikleri, gamma ışınları ise çekirdekteki parçacık değişimleri sonucu oluşurlar.

Radyasyon, boşluktan ve maddeden enerjinin geçişidir.

Korpüsküler (partiküllü) ve elektromanyetik (EM) olmak üzere 2 tiptir.

**Korpüsküler Radyasyon:** Atom çekirdeklerinden veya yüksek hızda hareket eden subatomik parçacıklardan oluşmuştur. Alfa, beta ve katod ışınları buna örnektir.

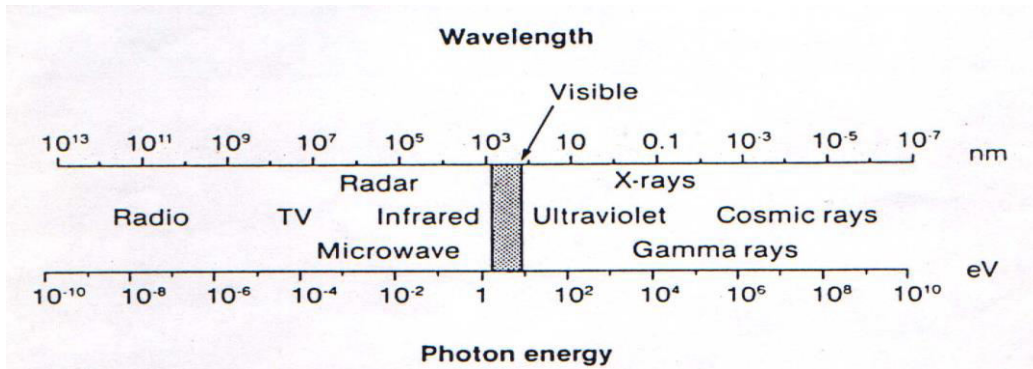
**Alfa ışınları;** Yüksek hızlı, iki kere iyonize olmuş helyum çekirdeğidir.

**Beta ve katod ışınları;** Her ikisi de yüksek hızlı elektronlardır.

Radyoaktif bir çekirdek tarafından salınıyorlarsa,  $\beta$  ışınlarıdır.

Bir cihaz tarafından üretiliyorlarsa, katod ışınlarıdır.

**Elektromanyetik Radyasyon :** Elektrik ve manyetik alanların bir kombinasyonu şeklinde boşlukta enerjinin hareketidir. Elektriksel olarak yüklü bir parçacığın hızı değiştirildiği zaman oluşur. Gamma, x-ışınları, ultraviyole, görünür ışık, infrared (ısı), TV, radar, mikrodalga, radyo dalgaları EM radyasyona örnektir. Elektromanyetik spektrumdaki radyasyon tipleri, enerjilerine bağlı olarak iyonize ya da non-iyonize radyasyondur



Gamma ışınları, x-ışınları ile aynı enerji seviyesindedir. İyonizasyon ve penetrasyon güçleri aynıdır. Fakat, bunlar radyoaktif atom çekirdeklerinden kaynaklanırlar.

X-ışınları ise elektron ve atomların karşılıklı etkileşiminden meydana gelirler.

Bu spektrumdaki radyasyon tipleri, enerjilerine bağlı olarak iyonize veya non-iyonize olabilir. Eğer radyasyona maruz kalan maddenin atomlarından elektronları koparmak için yeterli enerjisi varsa, radyasyon iyonizedir.

EM radyasyonun özelliklerinin açıklanabilmesi için ikili bir teoriye gerek vardır.

Bazı özellikleri, **dalga teorisi** ile açıklanır, bazılarına ise **quantum teorisi** daha uygun düşer. Quantum teorisi, EM radyasyonu, quant veya foton denen küçük enerji paketçikleri olarak tanımlar. Radyasyona bir bütün olarak bakıldığında dalga teorisi, tek tek partiküller göz önünde tutulduğunda ise quantum teorisi daha uygundur.

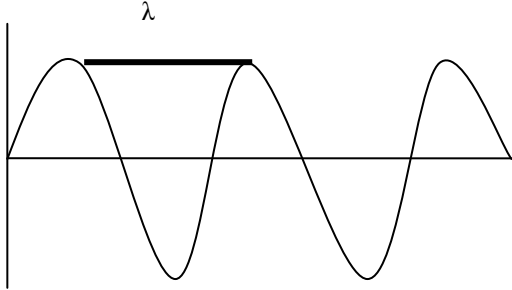
Dalga teorisine göre, radyasyon, elektrik ve manyetik enerjiden oluşan dalgalar halinde yayılır. EM radyasyonlar, birbirine dik, titreşim yapan elektrik ve manyetik alanlardan oluşur. Günümüzde elektrik ve manyetik alanları tanımlamada *Maxwell denklemleri* kullanılır. Buna göre elektromanyetik dalgalar; saniyede 300.000 km hızla hareket ederler (saatte 670 milyon mil) .

Bütün EM dalgalar, boşlukta  $3,0 \times 10^8$  m/sn. lik ışık hızında ilerler.

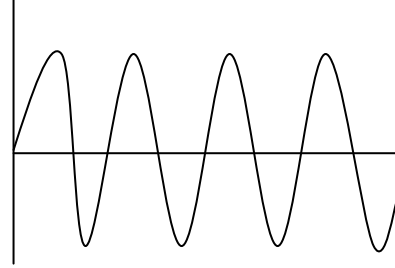
Her dalga, dalga boyu ve frekans özelliklerine sahiptir.

$$\lambda \times V = c = 3,0 \times 10^8 \text{ m/sn.}$$

Dalga boyu (m)      frekans saykıl/sn (Hertz)      Hız



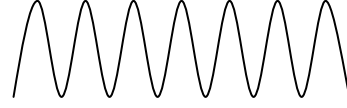
Dalga Boyu



Frekans



Uzun dalga boyu  
Düşük Frekans



Kısa dalga boyu  
Yüksek Frekans

Quantum teorisine göre, EM radyasyonla enerji transferi, dalgalar halinde değil, quant veya fotonların akışı halinde olur, Her bir foton ışık hızında ilerler ve spesifik miktarda enerjiye sahiptir.

Quantum teorisi, radyasyon-atom etkileşimi, fotoelektrik etki ve x-ışınının açıklanmasında daha etkilidir.

EM radyasyonda, birbirine komşu iki dalganın tepe noktaları arasında kalan uzaklığa **dalga boyu** denir ( $\lambda$ ). Dalga boyu çok kısadır, Angstrom ( $1 \times 10^{-10}$  m.) veya nanometre ( $1 \times 10^{-9}$  m.) ile ifade edilir.

**Frekans**, 1 sn.de belli bir noktadan geçen dalga sayısıdır. Dalganın 1 sn.' de yaptığı titreşim sayısı (dalga sıklığı). **1 Hertz (Hz)**, dalganın sn.de bir titreşim yapmasıdır.

Frekans ve dalga boyu ters orantılıdır. Yani yüksek frekanslı bir EM dalganın dalga boyu kısadır.

Enerji ise frekansla doğru orantılıdır. Yani dalga boyu kısaldıkça, frekans arttıkça enerji artar.

*Foton enerjisi = Planck sabiti x Frekans (E=hv)*

Buna göre frekans arttıkça ışının enerjisi de artar.

(Planck sabiti =  $6.626 \times 10^{-34}$  joule. sn.) (Foton enerji birimi : Elektron Volt eV)

Dental radyografide kullanılan ışınların dalga boyu 0,1 – 0,001 nm. dir

## **X - IŞINLARI**

Elektron akımının, yolu üzerinde bir cisme çarpması ile ortaya çıkan ışınlardır.

8 Kasım 1895'de W.C. Roentgen tarafından keşfedilmiştir.

### **X - Işınlarının görünür ışıktan farklılıkları ;**

X-ışınları kısa dalga boyludur,

Maddelere penetre olma yeteneği çok fazladır,

Canlı dokular tarafından absorbe edildiğinde çok ciddi biyolojik sonuçlar doğurur.

**Tarihçe** : W.C. Roentgen, Würzburg Üniversitesi, Fizik Enstitüsü laboratuvarında katot ışınları üzerinde çalışırken, üstünü siyah bir kartonla örttüğü Crookes tüpünden yüksek gerilimli elektrik akımı geçirdiğinde, odada bulunan bir kavanoz içindeki baryumlu platin siyanür kristallerinde kuvvetli bir floresans meydana geldiğini fark etmiştir. Siyah kartonu geçebilen ve floresan yaratma özelliği olan yeni bir ışını bulduğunu anlayarak, bu ışın üzerindeki çalışmalarını sürdürmüştür. Yine bir rastlantı ile bu ışının penetrasyon gücünün olduğunu ve bunun, değişik cisimlerde farklı olduğunu görmüştür.

Bu araştırmalar sırasında, bir kurşun yaprağın ışın geçirmezliğini fark ederken, tüple floresan screen arasına koyduğu elinin kemiklerinin silik görüntüsünü gözlemlemesi radyolojinin başlangıcı olmuştur.

Bunun üzerine karısının elini, içinde fotoğraf plağı bulunan bir kaset üzerine koyup 15 dk. ışınladıktan sonra banyo edip, parmak kemiklerinin ve iki yüzüğün fotoğraf plağında görüldüğünü ortaya koyarak, bu gözlemi kesinleştirmiştir.

Bulduğu bu ışına *x-ışını* adını verip, buna ilişkin "*Yeni Bir Işın Hakkında Geçici Bildiri*" isimli ünlü bildirisini 1895 Aralık ayı sonunda bilim dünyasına açıklamıştır.

Ocak 1896' da diş hekimi O. Walkhoff, Röntgen' e başvurarak kendi dişlerinin x-ışınları aracılığıyla filminin çekilmesini istemiştir. Walkhoff'un 25 dk. pozlandırılarak çekilen filmi, diş hekimliği tarihinde ilk diş filmi olarak yer almıştır.

Röntgen 1901'de ilk Nobel Fizik Ödülünü almıştır.

Kasım 1895 X-ışınlarının Roentgen tarafından keşfi.

Aralık 1895 "Yeni bir ışın hakkında geçici bildiri"

Ocak 1896 O.Walkhoff' un ilk diş filmi.

1896 ABD' de kurukafadan ilk diş filmi (W.J. Morton).

1896 ABD' de hastadan ilk diş filmi (C.E.Kells).

1901 Roentgen' in ilk Nobel Fizik Ödülü' nü alması.

1901 Radyasyon zararları hakkında ilk makale (W.H.Rollins).

1913 İlk dental film (Eastman Kodak Company).

1913 İlk X-ışını tüpü (W.D. Coolidge).

1920 İlk fabrikasyon paketli film (Eastman Kodak Company).

1923 İlk dental röntgen cihazı (Victor X-Ray Corporation of Chicago).

Ülkemizde, x-ışınları, bulunuşundan 2 yıl sonra kullanılmaya başlanmıştır.

### **X- ışını kullanılarak bir film nasıl çekilir?**

Dental röntgen cihazının açma-kapama düğmesi açılır.

Hasta koltuğa oturtulur, kurşun önlük giydirilir.

Bir film paketi hasta ağzına, ilgili bölgeye yerleştirilir.

Röntgen cihazının kon'u, hasta ağzındaki filme doğru yönlendirilir.

Film, röntgen cihazına bir elektrik kordonu ile bağlı ışınlama düğmesine basılarak ışınlanır. Daha sonra film banyo edilerek görüntü ortaya çıkarılır.

### **Elektromanyetik Radyasyonların, Madde ile Etkileşimi :**

#### **(Foton – Madde etkileşimi)**

**Primer Radyasyon:** Tüp içinde oluşturulup, tüpten çıkan ve doku ya da maddeye penetre olan radyasyondur (primer ışın).

**Sekonder, Scatter Radyasyon :** Primer radyasyonun madde ile etkileşimi sonucu ışının yolundan sapması ile ortaya çıkar. Hastanın dokuları tarafından her yöne



saptırılır, saçılır. Hasta ve uygulayıcı için zararlı radyasyondur.

Primer radyasyona göre penetrasyonu daha düşüktür.

## **RADYOAKTİVİTE**

Normalde atomda bulunan parçacıkların sabit bir hareket halinde oldukları varsayılır.

Bazen çekirdekteki enerji düzeyi, çekirdeğin bağlanma enerjisinden fazla olur ki, bu durum çekirdekten parçacık fırlamasına neden olur. Bu olaya **bozunma** denir.

Bozunma atomdaki enerji düzeyi stabil hale gelene kadar proton ve/veya nötron sayıları azalarak devam eder. Bu enerji salınımlarına radyoaktivite denir.

Küçük atomlarda proton ve nötron eşit sayıda iken, büyük atomların nötron sayıları proton sayılarından daha fazla olma eğilimindedir, bu nedenle büyük atomlar kararsızdırlar ve parçalanarak  $\alpha$  ,  $\beta$  partikülleri ya da  $\gamma$  ışınları açığa çıkarırlar .

Diğer bir deyişle; çekirdekleri kararlı olmayan atomlar, kendilerine özel, karakteristik bir hızla parçalanır. Buna **radyoaktivite** denir.

Doğal radyoaktivite ilk kez 1896'da H.Becquerel tarafından uranyum madeninin, gazları iyonize ederek fotoğraf plaklarını karartmasını keşfiyle bulunmuştur.

Sonraki yıllarda Marie ve Pierre Curie, radyoaktif elementlerden radyum, polonyum ve toryumu keşfetmişlerdir.

Radyoaktif bozunma, spontan bir süreçtir. Fazla enerjisi bulunan bir çekirdeğin elementer veya elektromanyetik parçacıklar yayma yoluyla değişime uğramasıdır.

Radyoaktif maddenin başlangıçtaki atom sayısının veya aktivite düzeyinin

%50' ye düşmesi için geçen süreye "**yarı ömür**" denir.

Parçacık radyasyonunun atomları iyonize etme kapasitesi kütesine, hızına ve yüküne bağlıdır. Madde içerisindeki yolu boyunca, partikülün enerji kaybı oranı **lineer enerji transferi (LET)** olarak tanımlanır. LET, kütle, yük ve düşük hız ile doğru orantılıdır.

## **RADYASYON BİRİMLERİ**

Radyasyonun miktarı ve kalitesi direkt olarak ölçülemez. Bu ölçümler ancak indirekt olarak yapılabilir. Günümüzde ölçümlerde en güvenilir yöntem, radyasyonların havayı iyonize etmesi esasına dayanır.

Herhangi bir radyant enerji kaynağı için, havada meydana gelen iyonizasyon miktarı, o hava kitlesinin absorbe ettiği enerji miktarı ile orantılıdır.

Radyasyon dozunun iki yönü vardır.

Belirli bir bölgeye verilen radyasyon miktarı (ekspozür dozu),

Kimyasal ve biyolojik yönden radyasyonun madde içinde absorbe olup kalan etkili miktarı (absorbe edilen doz).

**Ekspozür dozu :** Her hangi bir noktadan geçen total röntgen enerjisinin zaman ve sahaya göre ifadesidir. Yani, belirli bir yere, belirli bir zamanda verilen röntgen ışını miktarıdır.

Ekspozür dozundan absorbe edilen enerji miktarına, absorbe edilen doz denir.

Dişhekimliği pratiğinde, cihazdan çıkan ışının, maddenin absorbe ettiği ışının ve maddede oluşan biyolojik etkinin birimleri eşdeğer kabul edilir.

İlk kez 1925 yılında kurulan Uluslararası Radyasyon Birimleri Komitesi (ICRU - **ICRP**) radyasyonla ilgili birimleri belirlemiştir. Ancak daha sonra, tüm ülkelerde kullanılan ölçü ve ağırlık birimlerinin üniform olması görüşü benimsenerek, Uluslararası Birimler Sistemi (**SI**) kabul edilmiştir(1986).

**1. Aktivite Birimi :** Daha çok radyoaktif izotoplar için kullanılır.

ICRP : Curie (Ci)

1 Curie : Sn.' de  $3.7 \times 10^{10}$  parçalanma veren radyoaktif madde miktarı.

SI : Becquerel (Bq)

1 Bq : Sn.' de 1 parçalanma veren radyoaktif madde miktarı.

1 Ci :  $3.7 \times 10^{10}$  Bq, 1 Bq :  $2.703 \times 10^{-11}$  Ci

**2. Işınlama Birimi ( İyonizasyon Birimi ) :**

ICRP : Röntgen (R)

1 Röntgen : Normal şartlarda (deniz kenarında  $0^{\circ}$  C, 760 mmHg. basınç) havanın 1 kg.' ında  $2.58 \times 10^{-4}$  coulomb' luk elektrik yükü değerinde + ve - iyonlar oluşturan X ve gamma radyasyon miktarıdır.

SI : Coulomb / kg (C/kg)

1 Coulomb/kg : Normal şartlarda 1 kg.' lik havada 1 coulomb' luk elektrik yükü değerinde + ve - iyonlar oluşturan X ve gamma radyasyon miktarı.

$$1 R = 2.58 \times 10^{-4} C/kg, \quad 1 C/kg = 3876 R$$

### 3 . Doz Birimi :

ICRP : Rad (Radiation Absorbed Dose)

1 Rad : Bir maddenin 1 kg.' ina  $10^{-2}$  joule' lük enerji veren radyasyon miktarı.

SI : Gray (Gy)

1 Gray : Işınlanmış maddenin 1 kg.' ina 1 joule' lük enerji veren radyasyon miktarı.  $1 Rad = 0.01 Gy, \quad 1 Gy = 100 Rad$

### 4. Doz Eşdeğeri Birimi :

ICRP : Rem (Röntgen Equivalent Men)

1 Rem : 1 Röntgen' lik X veya gamma ışınıyla aynı biyolojik etkiyi meydana getiren radyasyon miktarı.

SI : Sievert (Sv)

1 Sievert : 1 Gray' lik X veya gamma ışınıyla aynı biyolojik etkiyi meydana getiren radyasyon miktarı.  $1 Rem = 0.01 Sv, \quad 1 Sv = 100 Rem$

## X- IŞINLARININ KULLANILMA YERLERİ

- 1) Tanı ve tedavi amacıyla tıpta ve diş hekimliğinde,
- 2) Endüstride, döküm ve kaynak işlerinin kontrolünde,
- 3) Eski yağlı boya resimlerin orijinal olup olmadığını anlamada,  
(Rönesans dönemi tablolarında kurşunlu yağlı boya kullanıldığından)

- 4) İyonizasyon özelliği nedeniyle radyokimyada,
- 5) Spektroskopide (bazı kimyasal maddelerin yapı ve atom no.'larının tanımlanması),
- 6) Radiobiyolojide (hücre ve dokulardaki etkisi, mutasyonlar),
- 7) Sterilizasyon (konservecilikte),
- 8) Fotokimya :Kimyasal maddelerin iyonizasyon, oksidasyon, redüksiyon işlemleri,
- 9) Kristallografi :Maddelerin yapılarının incelenmesi.

## **X - IŞINLARININ ÖZELLİKLERİ**

- 1) Elektromanyetik titreşimlerdir.
- 2) Kısa dalga boylu olduklarından gözle görülemezler.
- 3) Boşluktaki hızları 300.000 km/sn. dir.
- 4) Heterojen ışın demeti şeklindedir.
- 5) Yüksüzdürler, bu nedenle elektrik ve manyetik alanlarda sapma göstermezler.
- 6) Adi ışınların geçemediği ortamlardan geçerler.

İyonize edici ışınların dalga boyları kısalдықça maddeyi geçme özelliği artar

- 7) Geçtikleri maddelerde absorbe edilirler. Atom sayıları (no.ları) yüksek olan elementlerde röntgen ışınları daha fazla absorbe edilir (Pb<sub>82</sub>, Al<sub>13</sub>, Ba<sub>56</sub>, H<sub>1</sub> ).

Işının maddeden geçerken absorpsiyonu şu faktörlere bağlıdır;

- ışının dalga boyuna : uzun dalga boylularda daha fazla,
- geçtiği maddenin atom sayısı büyük olanda daha fazla,
- maddenin kalınlığı, yoğunluğu arttıkça absorpsiyon artar.

- 8) Çarptıkları cisimlerde seconder radyasyona neden olurlar (Yansıma radyasyonu). X-ışını tüpünden çıkan ışınlar primer ışınlardır. Bunların çarptıkları cisimlerde ise seconder ışınlar meydana gelir.

Yansıma radyasyonu özellikle yoğun maddelerde oluşur, filmin netliğini (detay ve kontrastı) bozar.

Kısa dalga boylu (sert) ışınlar, daha fazla yansıma radyasyonu oluştururlar.

- 9) Bazı element ve bileşiklere çarptıklarında, bu maddelerin ışık yaymasına neden olurlar. Buna luminesens, bu maddelere de luminofor denir.

Metal tuzları bu tür maddelerdir. Luminesens, sıcaklık oluşmadan, gözle görülür ışığın yayınlanmasıdır. İki türlü oluşur:

- a) **Fluoresans** : Işık anında oluşur ve yayılır. Zn, Cd Sülfat, Cd Silikat, Ca

tungstat, Baryum platin siyanür gibi maddeler floresan ışık yayarlar.

**b) Fosforesans** : Işığın oluşması ve yayılması, bir kaç sn.den güne kadar gecikmeli olarak oluşur. Zn sülfid, Zn silikat gibi maddelerdir.

10) Fotoğraf filmine etki ederek karartırlar.

Filmin yapısındaki emülsiyon tabakasında bulunan gümüş bromid kristalleri x-ışınlarına maruz kaldıkları zaman, 1.banyoda gümüş ve bromide ayrışırlar. Işınlanmayan kristaller ise 1.banyonun sonunda gümüş bromid kristalleri olarak kalırlar ve 2.banyoda filmde uzaklaşırlar.

Filmin üstünde kalan metalik gümüş parçacıkları, aldıkları ışının gücüne göre gri-siyah renklenme gösterirler.

Kemik, diş gibi yoğun maddelerden geçerken x-ışını daha fazla absorbe olur, filme daha az ulaşır, bu bölgede görüntü beyaz-gri ve transparandır.

Buna **radyoopak görüntü** denir.

Vücut boşlukları, yumuşak doku gibi bölgelerde x-ışını daha az absorbe olur, filme daha fazla ulaşır ve bu bölgelerde gümüş bromid kristallerini ayrıştırır, metalik gümüş çökelir. Bu da filmde koyu, karanlık bölgeler ortaya çıkarır.

Buna **radjolüsent görüntü** denir.

11) Şiddeti mesafenin karesiyle ters orantılıdır.

Işın kaynağından uzaklaştıkça şiddetleri azalır. Ters Kare Kanunu  
(Inverse Square Law)

12) Bazı madensel tuzların renklendirilmesinde ya da renklerinin giderilmesinde kullanılırlar.

Baryum platinosiyanürün rengi tuğla kırmızısına,

Potasyum platinosiyanürün rengi kahverengine döner.

Yakutun kırmızı rengi sarıya, safirin mavi rengi yeşile döner.

13) Biyolojik etkileri vardır. Yaşayan hücrelerde ölüme, mutasyonlara neden olurlar.

## **DENTAL RÖNTGEN CİHAZININ ELEMANLARI**

**Elektrik** : Röntgen cihazlarında x-ışını üretmek için kullanılan primer enerji kaynağıdır. Elektrik akımı, elektriğin bir devre içinden geçişidir. Bu, alternatif veya doğru akım olabilir.

Doğru akım (DA), bir elektrik devresinde yalnızca bir yönde akım demektir.



Dental röntgen cihazlarında, AA' da, tüpteki kutuplaşma, sn.de 60 defa ters döner. Akım yönü ters döndüğü zaman, anottaki target, negatif kutup haline gelir, katottaki filament, pozitif kutup haline gelir. Ardarda gelen 1/120 sn (yarım cycle) sırasında, akım ters çevrildiği zaman, elektron bulutu olmaz, tüp içinde hareket etmez, targete çarpmaz, böylece x-ışını oluşmaz. Bu ters akım hareketinin blokajı, rektifikasyondur.

**Voltaj** : Bir devre içinde elektrik akımını yönlendiren elektrik potansiyelini (gücünü) tanımlar. Elektronların negatif kutuptan pozitif kutuba hareketini sağlayan elektrik gücünün ölçümüdür. Ölçme birimi volt' tur. (1 kV = 1000 V).

Alternatif akımda, akım yönü sürekli değişince, voltaj da değişir.

kVp (kilovolt peak) terimi, akım değişikliğini gösteren sinüs dalgalarının tanımladığı maksimum (peak) voltajı gösterir.

Örneğin; Bir dental röntgen cihazı, 90 kV' luk bir potansiyel için düzenlenmişse, ışınlama anında AA' ın tepe değeri 90 kV' a kadar çıkar. Işınlama sırasında voltajda meydana gelen farklılıklar, heterojen x-ışını demeti oluşmasına neden olur.

kV, oluşan x-ışınının kalitesini belirler. kV arttıkça, dalga boyu kısalır, scatter artar, penetrasyon artar.

**Amper** : Devrenin içinden geçen elektrik akımının miktarını tanımlamada kullanılır.

1 mA = 1/1000 A.

mA, üretilen x-ışınının gücünü etkiler. Tüp içindeki elektron akımı, filament devresi tarafından kontrol edilir. Tungsten filamente gelen elektrik akımı ne kadar fazla ise, filamentin sıcaklığı o kadar artar ve oluşan elektron bulutu o kadar fazla olur.

Bu da tüp içindeki akımın artmasına neden olur.

mA, iki katına çıkarılırsa, oluşan x-ışını da iki katına çıkar.

Üretilen x-ışını miktarı mA ve süreye (sn) bağlıdır (mAs).

**Transformatör** : Bir elektrik devresinde, voltajı azaltan veya arttıran cihazdır.

Dental röntgen cihazlarında 220 V' luk şehir cereyanını

65.000 - 100.000 V' a yükselten **step-up transformatörü** (anot-katot devresinde),

3-5 V' a indiren **step-down transformatörü** (filament devresinde) vardır.

**Devreler** : Röntgen cihazında 2 büyük devre vardır.

- Filament devresi (düşük voltaj devresi)
- Yüksek voltaj (anot-katot) devresi

Her iki devrede, hat voltajını ve akımı birbirine dönüştürmek için transformatör kullanılır. Filament devresi 3-5 V kullanır. Böylece 220-110 V' luk hat akımı, bir step-down transformatör ile 3-5 V' a düşürülür.

Yüksek voltaj devresi için dental röntgen cihazında 65.000 - 100.000 V (65-100 kVp) gereklidir. Bu artış da step-up transformatör ile sağlanır.

**Kontrol paneli :** Dental röntgen cihazında, kontrol panelinde ;

- Açma-kapama düğmesi,
- Gösterge lambası,
- Bir ışınlama düğmesi ve gösterge lambası,
- Timer kadranı,
- kVp ve mA seçicileri bulunur.

Işınlama düğmesinin, yaklaşık 2 m. kadar uzatılabilen spiral kablosu vardır.

kVp, sabit ya da 65-100 arasında değişken,  
mA, sabit veya 7-15 arasında değişken olabilir.

**Timer :** Dental röntgen cihazında, radyasyon çıkışı sürekli değil, bir seri impulslar halindedir. İmpulsların sayısı, kullanılan elektrik akımında, saniyedeki saykıl sayısına bağlıdır. 60saykıl' lık AA'da, saniyede 60 x-ışını atımı (impuls) vardır.

Son yıllarda üretilen dental röntgen cihazlarının ekspozür kadranları, saniyelere bölünerek kalibre edilmemiş, impulslar kullanılmıştır.

Işınlama süresi, impuls sayısı 60'a bölünerek saniye karşılığı bulunur.

Timer kadranında "24" sayısı,

sn.de 24 impuls demektir.

Bu da 24/60, 0,4 sn. ışınlama süresine eşittir.

30 impuls → 0,5 sn. ışınlama süresi demektir.

Işınlama süresi ve mA, x-ışını miktarını doğru orantılı olarak etkilediğinden,



ölçüm, mAs (mA x sn) olarak kullanılır, ancak dental cihazlarda bu, çok yaygın değildir.

$$5 \text{ mA} \times 3 \text{ sec.} = 15 \text{ mAs,}$$

$$15 \text{ mA} \times 1 \text{ sec.} = 15 \text{ mAs}$$

Daha duyarlı ve daha hızlı filmlerin kullanımı ile ışınlama sürelerinin azaltılabilmesi için, bütün cihazların elektronik kontrol timer' ları olmalıdır.

Böylece bu kısa ışınlama sürelerine, hatasız olarak ve her tekrarda ulaşılabilir.

**Isı üretimi :** Dental röntgen cihazlarında mA ayarlamasını sınırlayan bir faktördür.

15'den daha fazla mA, hedefe çok fazla elektron çarpması sonucu, çok fazla sıcaklık oluşturacaktır. Bu aşırı sıcaklık, hedefi tahrip eder.

Standart dental röntgen cihazlarında anot sabittir, bu yüzden mA sınırlıdır.

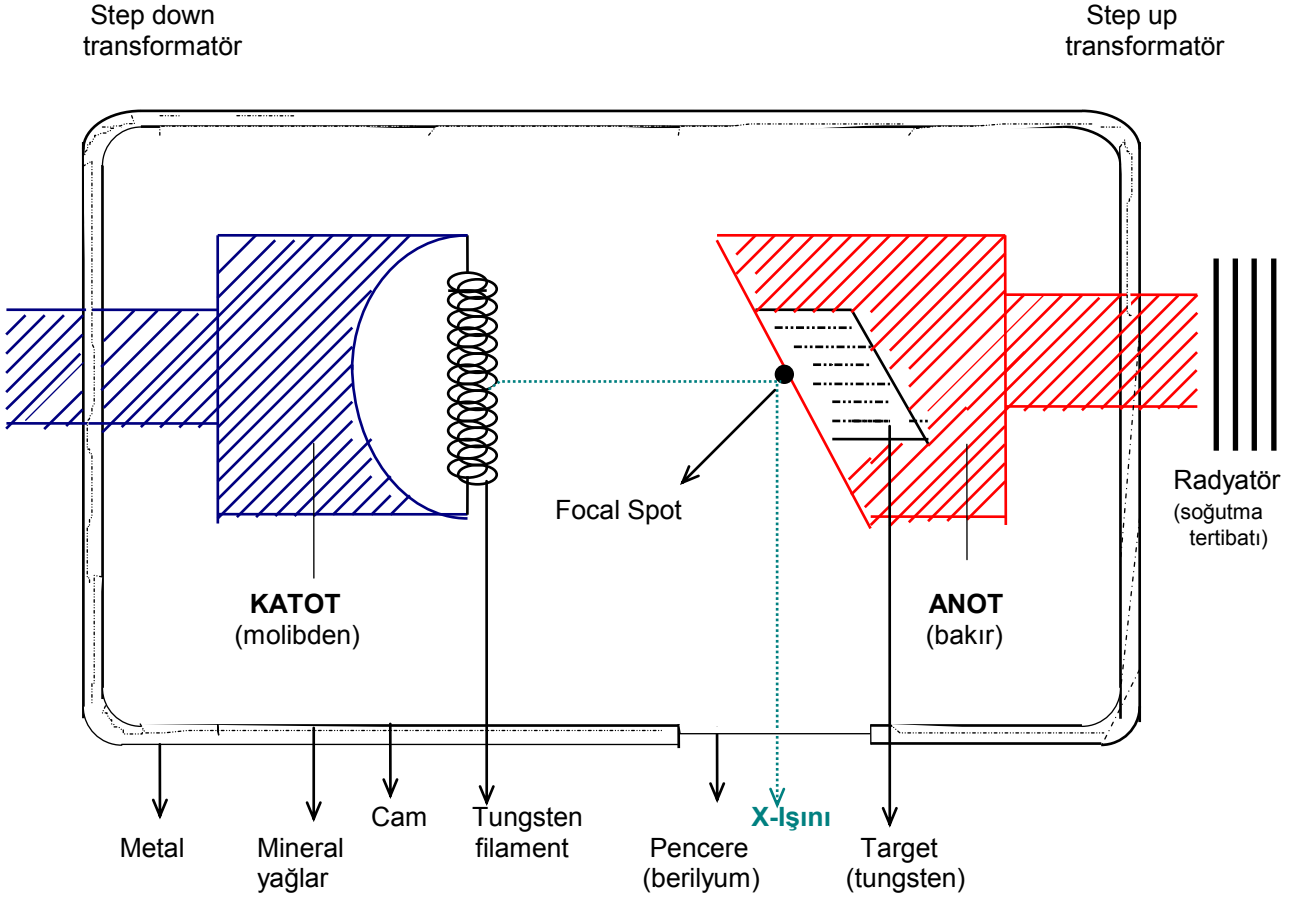
Bazı panoramik ve ekstraoral röntgen cihazlarına, ısıyı dağıtmak için, döner anot sistemi konmuştur.

## **RÖNTGEN TÜPÜ VE X- IŞINI ELDE EDİLMESİ**

Bir röntgen cihazı, x-ışını tüpü, güç kaynağı, tüp başı, destek kolu, kontrol panelinden oluşur. X-ışını tüpü, x-ışını üreten cihazdır. İki kısmı vardır:

**Katot'** ta elektron kaynağı olarak görev yapan bir **filament** ve bunu çevreleyen **focusing cup**.

**Anot'** ta katottan gelen yüksek hızlı elektronların çarptığı bir **target** ve bunu saran bakır gövde vardır.



X- ray tüpüne Coolidge tüpü de denir.  $10^{-7}$  mmHg basınçlı cam bir tüptür.

Dental ve medikal amaçlı x-ışınları bu tüp içinde üretilir.

X-ışınları oluşturmak için bir röntgen tüpünde üç temel eleman gereklidir.

- 1) Tüp içinde bir elektron kaynağı (filament) .
- 2) Elektronları tüp içinde karşıdan karşıya hızlandırmak için yüksek voltaj.
- 3) Elektronları durdurmak için bir target.

**1) Elektron Kaynağı :** Tüpte elektronların temel kaynağı, katotta bulunan tungsten filamenttir. 0,2 cm çaplı, 1 cm veya daha az uzunlukta tungsten telden yapılmış bir bobindir.

Filament ısıtılarak akkor haline getirilir. Filament daha fazla ısıtılırsa, katotta daha fazla elektron üretilir. Sıcak filament, tungsten atomunun dış yörüngelerinden, filamentin sıcaklığı oranında ayrılan elektronları yayar.

Buna **“termoionik emisyon”** denir. Filament tarafından kaybedilen elektronlar, filament çevresinde bir elektron bulutu oluşturur.

Cihazın miliamperi, filamentteki voltajın iyi ayarlanmasını ve sırası gelince filament içindeki ısı akımının dolaşmasını sağlar. Bu şekilde filamentin yaydığı elektronların kantitesini ayarlar, filament devresindeki akım miktarını ayarlayarak, oluşan elektron sayısını belirler. Filament, step down transformatör devresiyle bağlantılıdır.

Filament, molibdenden yapılmış, şapka ya da abajur şeklinde bir **“focusing cup”** ile çevrelenmiştir. Focusing cup, negatif yüklü, konkav bir reflektördür. Elektrostatik olarak, akkor halindeki filamentin yaydığı elektronları, anottaki hedefe, dar bir demet halinde yönlendirir.

Elektronların bu yöndeki hareketinin nedeni, negatif yüklü katot ile, pozitif yüklü anot arasındaki kuvvetli elektriksel alandır.

Tüp, bu yüksek hızlı elektronların hareketini kolaylaştırmak için olabildiğince tamamen boşaltılmıştır. Vakum, gaz moleküllerinin bu elektronlarla çarpışmasını, oksidasyonu ve filamentin tamamen yanmasını önler.

**2) Yüksek Voltaj :** Röntgen cihazında, anot pozitif kutup, katot ise negatif kutuptur. Elektrik akımı negatif kutuptan, pozitif kutuba doğrudur.

Tüpte daha büyük voltaj, daha hızlı elektron gidişine neden olur ve elektronlar anotta hedefe çarptığı zaman daha büyük enerji salınır.

**3) Target :** Anotta yer alır ve pozitif yüklüdür. Tungstenden yapılmıştır. Bunun nedeni, ergime noktasının yüksek olması, yüksek sıcaklıkta düşük buharlaşma basıncı göstermesidir. Böylece, sıcaklık oluşumundan etkilenmeyecektir. Yüksek atom no. su ve buna bağlı olarak densitesi de, target materyaline uygunluğunu gösterir.

Ancak tungsten iyi bir ısı iletkeni değildir, bu nedenle bakır bir gövde içine gömülmüştür. Oluşan sıcaklık, bu bakır gövde yoluyla soğutma tertibatına aktarılır. Targetin amacı, filamentte oluşturulan elektronların kinetik enerjisini, x-ışını fotonlarına dönüştürmektir. Elektronlar targete çarptığında kinetik enerjilerinin çok küçük kısmı x-ışınına, % 99,8'i ısıya dönüşür. Bu nedenle yüksek ergime noktası gereklidir. Yüksek sıcaklıkta düşük buhar basıncı ise, yüksek sıcaklıkta tüpteki vakum ortamının bozulmasını önler.

## **X- IŞINI OLUŞUMU**

Bir dental röntgen cihazının düğmesi açılıp, gösterge lambası yandığında x-ışını oluşturmak için hazır demektir.

Cihazın açılması tüpteki filament devresini tamamlar ve filament ısıtır.

Tungsten atomlarının dış yörüngelerinden bu yolla ayrılan elektronlar, filament çevresinde, kinetik enerjileri olmayan, durgun bir elektron bulutu olarak kalırlar (termoionik emisyon).

Bunlara kinetik enerjiyi sağlamak için, ışınlama düğmesine basılarak anot-katod devresi (yüksek voltaj devresi) tamamlanır. Bu şekilde, elektrik potansiyelinde bir farklılık olduğu zaman, elektronlar hızla katottan anoda doğru çekilirler. Negatif yüklü elektronlar, negatif yüklü katot tarafından itilir, pozitif yüklü anot tarafından çekilirler. Böylece yüksek hız kazanan elektronlar targete çarptığı zaman, kinetik enerjilerinin % 02'si x-ışınına, % 99.8'i ısıya dönüşür.

### **X- Işınlarının Oluşumundaki Aşamalar:**

**1. Elektronların ayrılması:** Filament ısıtılarak, tungstenin atomlarının dış yörüngelerinden elektronların ayrılması sağlanır (termoionik emisyon). Filamentte oluşan elektron bulutunun yoğunluğu, cihazın mA' ine bağlıdır.

**2. Elektronların yüksek hıza çıkarılması :** Katotla anot arasına çok büyük voltaj uygulanınca, elektronlar çok yüksek hız kazanır.

Yüksek voltajla, katoda fazla negatif yük verilir ve bu (-) yük elektronları iter, anottaki fazla pozitif yük ise elektronları çeker. Bu iki kuvvet üst üste binince, elektronlar hızla katottan anoda ilerler. Bu elektron akımına katot ışını veya tüp akımı denir.

**3.Elektronların yoğunlaştırılması** :Tüpteki elektron demeti, anottaki target üzerinde küçük bir noktada toplanacak şekilde ilerler. Bu noktaya “**fokal spot**” denir. Bunun izdüşümüne de **efektif fokal spot** denir.

Elektronların katottan anoda yönlendirilmesi, filamentin çevresindeki (-) yüklü molibden sayesinde olur. Molibden, elektronların filamentten çıkışta değişik yönlere dağılmasını önler, anoda en iyi şekilde iletimini sağlar.

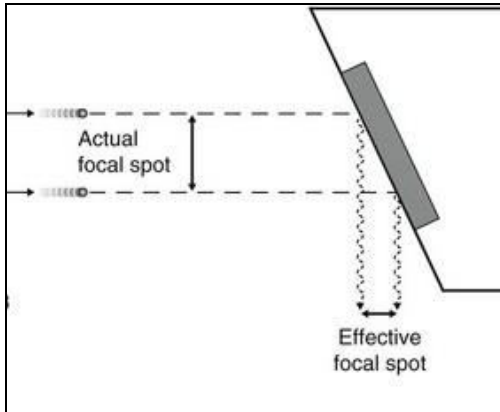
**4.Elektronların aniden durdurulması** : Anotta targete çarpan elektronlar, birdenbire durdurulurlar ve kinetik enerjileri, % 99.8 ısı, % 0.2 x-ışınına dönüşür.

Küçük fokal spot avantajından yararlanmak ve elektronları daha geniş alana dağıtmak için target, elektron demetine 20° açıyla yerleştirilir.

Bunun nedeni, elektron bombardıman yüzeyini genişleterek aşınmayı önlemektir.

Targette elektronların çarptığı hedef nokta olan FS, röntgen cihazı üzerinde işaretli ve büyüklüğü yine cihazın üzerinde yazılıdır. Fokal spotun küçük olması istenir. Büyük olursa, radyografteki görüntünün çevresinde “**penumbra**” denilen gölge oluşur. Fokal spot küçüldükçe görüntü netliği artar, ancak target yüzeyinde birim başına düşen ısı da artar.

İdeal FS büyüklüğü  $0.8 \times 0.8 \text{ mm}^2$  dir.



Efektif fokal spot gerçek fokal spottan daha küçük olur.

Tüpte oluşan x-ışınının, tüpten tek bir çıkış noktası vardır (pencere).

Tüpün geri kalan kısmı kurşunla kaplıdır. Eğer, pencere dışında bir yerden tüpü terkedecek olursa bir radyasyon kaçağı, sızıntı söz konusu olur.

Röntgen tüpünde x-ışınlarının çıktığı pencerenin berilyumdan yapılmasının nedeni, X- ışını geçirgenliğinin çok iyi olması, korozyona dayanıklı olmasıdır.

## Atom Seviyesinde X-Işını Oluşumu:

X-ışınının üretimi sırasında, anoda gelen elektronların kinetik enerjilerinin, radyant enerjiye çevrilme yolları 2 şekilde olur :

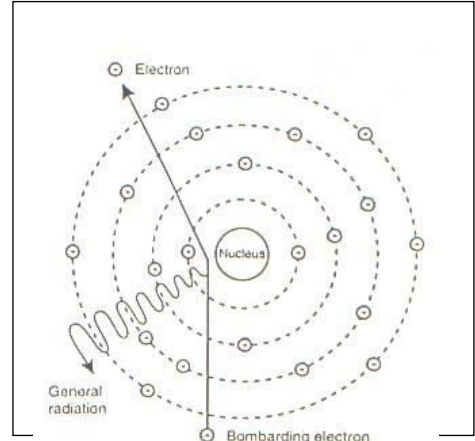
### 1. Genel Radyasyon

**(Bremsstrahlung Radyasyonu) :** Gelen yüksek hızlı elektronlar, target atomunun elektronlarını geçerek çekirdeğe yaklaşır. Çekirdeğin pozitif çekimi ile çekirdeğe çarpılarak durdurulur veya yollarından sapar ve yavaşlatılırlar, bu sırada kaybolan enerji, x-ışını olarak salınır.

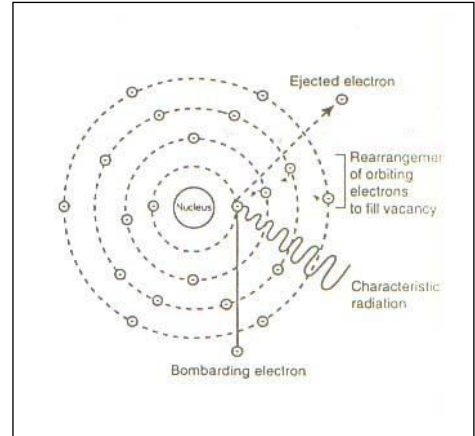
Buna **frenleme radyasyon**

**(Bremsstrahlung) (Breaking radiation)** denir.

Dental röntgen cihazlarında x-ışını böyle oluşur. Nadiren, gelen elektronlar direkt çekirdeğe çarpılarak dururlar, bu durumda kinetik enerjilerinin tümü x-ışınına dönüşür.



**2. Karakteristik Radyasyon :** Gelen yüksek hızlı elektron, targetin tungsten atomunun dış yörünge elektronu yerine, çekirdeğe daha yakın bir iç yörünge elektronuna çarpınca, onu yerinden uzaklaştırır (iyonizasyon meydana getirir) . Bu boşluk, daha dış yörüngeden bir elektronun buraya gelmesiyle doldurulur. Bu sırada enerji seviyesinde bir azalma olur.



Yörüngeler arasındaki enerji farkı “karakteristik x-ışını” oluşumuna neden olur. Her elementin yörüngelerindeki elektron enerji seviyeleri farklı olduğundan, bu şekilde meydana gelen x-ışınının dalga boyu da her element için farklı olur. Bu yüzden karakteristik x-ışını adını alır.

Yalnızca, gelen elektronların enerjilerinin, yörüngedeki elektronların bağlanma enerjilerinden daha fazla olduğu durumlarda olabilir.

Dental röntgen cihazlarında, sadece 70 kVp ve daha üstündeki cihazlarda karakteristik x-ışını oluşabilir, çünkü K yörüngesindeki elektronların nucleusa bağlanma enerjisi 69.000 eV ' dir.

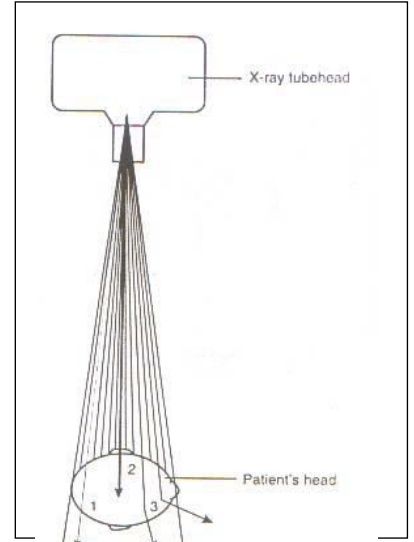
## X - IŞINI DEMETİ

Dental röntgen cihazında, targette oluşan x-ışını fotonları, tüpü, farklı yönlere dağılan, birbirinden ayrılan (divergent) ışınlar halinde terkederler.

Işın demetinin tam ortasından geçtiği varsayılan ışına **merkezi ışın = central ray (CR)** denir.

CR' e en yakın x-ışınları daha paraleldir.

Daha paralel ışınlar, görüntüde daha az magnifikasyon oluşturur ve bizim kullanmak istediğimiz ışınlardır.



## Position Indicating Device (PID) - Kon:

X-ışınları hasta ağızındaki filme, açık sonlu, köşeli ya da silindirik bir kon ile yönlendirilir.

Kon, radyasyon kaçağını önlemek için kurşunla çevrili olmalıdır.

Genellikle 20, 30, 40 cm.(8, 10, 16 inch' lik) konlar kullanılır.

X-ışınlarının kalite ve kantitesi **kVp ve mA** tarafından belirlenir.

X-ışını demetinin enerjisi ve penetrasyon gücü (**kalite**)

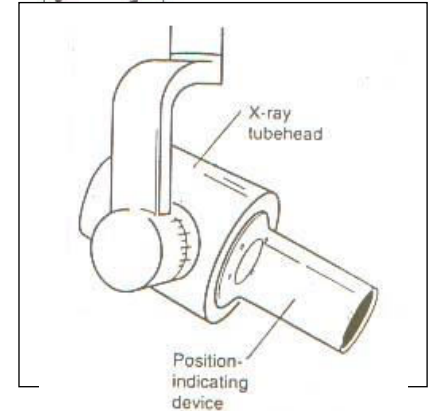
Oluşan x-ışınının miktarı (**kantite**)

kVp artınca elektronların hızı ve enerjisi artar, oluşan ışının dalga boyu kısalır.

mA artınca elektron bulutunun yoğunluğu artar.

Işınlama süresi buna göre ayarlanır.

Radyografıta aynı densiteyi elde etmek için kVp' nin her 15 artışında ışınlama süresi yarıya indirilmelidir. mA' nın her 5 artışında ışınlama süresi, aynı mAs'yi elde edecek şekilde azaltılmalıdır.



Örn: 60 kVp, 5 mA	1 sn.
75 kVp, 5 mA	0.5 sn.
60 kVp, 10 mA	0.5 sn.

**Kalite** : X-ışınının kalitesi ya da enerjisi veya penetrasyon gücü demektir, kilovoltaj tarafından kontrol edilir.

Dental radyolojide, diş, kemik gibi dokularda gerekli penetrasyon ve densiteyi sağlamak için en uygun değerler **65-100 kVp'** dir.

**Kantite** : mA, tungsten filamentin ısıtılmasını kontrol ederek, birim zamanda üretilen x-ışınının miktarını belirler (ışının içerdiği foton sayısıdır).

mAs kullanımı mA' dan daha uygundur.

10 mA' lik cihazda 1 sn.lik ışınlama 10 mAs' dir.

5 mA' lik cihazda 2 sn.lik ışınlama da 10 mAs' dir.

mAs, filmin sensitivitesi ve focal spot - film mesafesine bağlıdır.

Radyasyona daha duyarlı bir film daha küçük mAs gerektirir.

Daha yüksek mA' in avantajı, daha kısa ışınlama süresinin kullanılabilmesidir.

Bu, hastanın aldığı x-ışını dozunda bir azalma anlamına gelmez, yalnızca filmi ekspoz etmede gereken sürenin kısalması anlamına gelir.

İdeal olan, en kısa ışınlama süresi ve yüksek mA' dir.

Dental cihazlarda uygun aralık **7-15 mA** arasındadır.

Targette x-ışını üretimi sırasında ortaya çıkan yüksek sıcaklık mA' i sınırlar.

Diş hekimliğinde kullanılan bazı röntgen cihazları, extraoral radyografiler için özel olarak yapılmıştır ve döner anotları vardır. Döner anot, standart dental cihazlardaki tek bir targetin yerine bir çok targetin oluşturduğu dönen bir diskdir.

Targetin rotasyonu nedeniyle, 360° lik rotasyonun sadece bir bölgesine elektron bombardımanı olur. Rotasyon durduğu sırada target soğutulabilir.

Isı bu yolla giderildiğinden 50-100 mA olarak kullanılabilir.

Kalite ve kantite, birlikte, x-ışınının şiddetini (total enerjisini) tanımlarlar.



X-ışınının gücü, kVp, mA, ışınlama süresi ve mesafe faktörlerine bağlıdır.  
kVp, mA, ışınlama süresi arttıkça x-ışınının şiddeti artar,  
radyasyon kaynağı ile film ve obje arası mesafe arttıkça x-ışınının şiddeti azalır.

**Penetrasyon** : X-ışınının delicilik, dokulardan geçebilme gücüdür.

Bazı faktörlere bağlıdır:

- 1) X-ışınının dalga boyu : Cihaz güçlendikçe dalga boyu kısalır, oluşan x-ışını sert, deliciliği fazla olur.
- 2) Radyografisi alınan cismin atom ağırlığı : Cismin atom ağırlığı fazla ise, penetrasyon düşük olur.
- 3) Cismin kalınlığı : Cisim kalınsa penetrasyon azalır.  
Çocuklarda ve dişsiz ağızda, ışınlama süresi 1/3 oranında düşürülür.

**HVL ( Half Value Layer) : Yarım Değer Tabakası**

X-ışını demetindeki foton sayısını yarıya indiren, primer ışın demetindeki ışınların % 50'sini absorbe eden maddenin kalınlığıdır.

HVL, ışının sertliğini belirtmekte kullanılır, ölçümü, ışının penetrasyon özelliğini gösterir.

100 kVp' ye kadar	Al
100 - 400 kVp arası	Cu,
400 kVp ve üstü	Pb' dan yapılmıştır.

**Scatter (Saçılma) : Röntgen tüpünde oluşarak tüpü terkeden ışın, primer ışındır.**

Bu ışın demeti herhangi bir cisme çarpıp yansıyacak olursa, scatter, yansıma, seconder radyasyon meydana gelir.

Hem radyografya görüntüyü bozar, hem fazla radyasyon alınmasına neden olur.

Saçılma şu faktörlere bağlıdır:

1. kVp arttıkça, saçılma artar.
2. İncelenen objenin büyüklüğü ve yapısı :  
Kalın, büyük ve dens cisimlerde scatter artar.
3. X-ışınının hacmi :

Tüpten çıkışta dar saha ile verilen ışınlamalarda scatter daha az olur.

X-ışınları röntgen tüpünde oluştuktan sonra gelişigüzel bırakılmaz, uygulayıcı, hasta ve çevrenin fazla radyasyon almasını önlemek amacıyla, önüne bazı bariyerler konur. X-ışın demeti içinde çeşitli dalga boylarında ışın vardır.

Bu bariyerler filtrasyon, kolimatör ve konlardır, filtreler gereksiz ışınları tutmak için, kolimatör ve konlar ise hasta yüzünde ışınlama alanını sınırlamak için uygulanır.

**Filtreler** : Cihaza fabrikasyon olarak konmuştur. Al' den yapılmıştır. Uzun dalga boylu ışınları absorbe eder. Anotta oluşan x-ışınları uzun ve kısa dalga boylarının heterojen bir spektrumudur. Primer ışın filtrasyon ve kollimasyon uygulamasından sonra **yararlı ışın** adını alır. Al filtrenin kalınlığı cihazın gücüne göre değişir.

Röntgen cihazında 2 tür filtrasyon vardır.

1. Tabii (inherent) filtrasyon: Tüpün cam ve metal muhafazası ile aradaki madeni yağların oluşturduğu, cihazın kendi filtrasyonu 0.5 mm Al kalınlığına eşdeğerdir.

2. İlave (added) filtrasyon : Sonradan ilave edilen filtredir.

Tabii + İlave Toplamı → Total Filtrasyon :  $0.5 + 2 = 2.5$  mm Al.

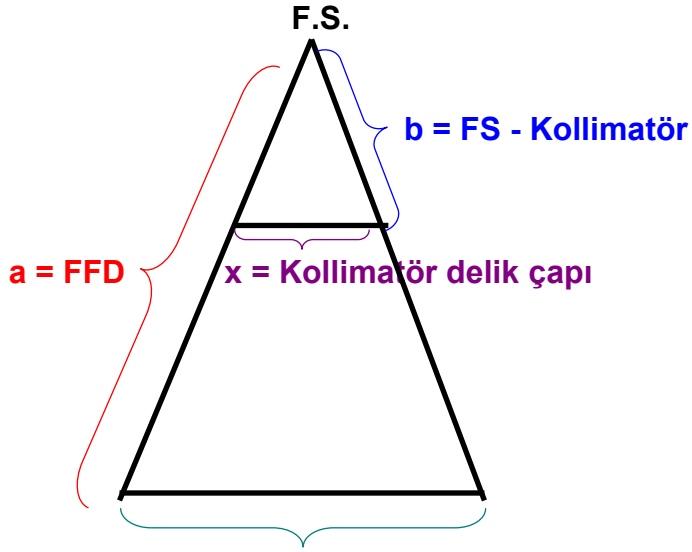
70 kVp'nin üstündeki dental röntgen cihazları 2.5 mm. Al eşdeğeri filtrasyon gerektirir.

**3) Kolimatör** : Kurşundan yapılmış, ortası x-ışınlarının geçmesi için delik, genellikle yuvarlak diyaframdır. Tüpü terkeden x-ışınının büyüklüğü ve şeklini sınırlar. İntraoral radyografide ışının kapladığı alanın büyüklüğü, film paketini tamamen içine almaya yetmelidir. Daha büyük olursa scatter artar hem hastanın yüzüne gereksiz radyasyon, hem de görüntüde bozukluk yaratır.

Diş hekimliğinde, hasta yüzünde ışınlanan alan çapı 6.5 - 7 cm ( $2\frac{3}{4}$  inch) olarak kabul edilmektedir. Tüpün konu hasta yüzüne değdirildiğinde, kullanılan herhangi bir teknikte bu çap 7 cm' yi geçmemelidir.

Konun uzunluğu (FFD) değiştiği zaman 7 cm. çapı aşmamak için kollimatörün ortasındaki deliğin çapı değiştirilmelidir.

Bunu hesap etmek için Tales bağıntısından yararlanır.



$$\frac{x}{b} = \frac{c}{a}$$

$$\frac{x}{c} = \frac{b}{a}$$

**c = 6.5 - 7 cm (hasta yüzünde ışınlanacak alan)**

Örn: FS - Film Mesafesi a= 40 cm  
FS - Kollimatör b= 2 cm  
Kollimatör çapı x= ?

$$\frac{x}{2} = \frac{7}{40}$$

$$x = \frac{14}{40} = \frac{7}{20} = 0.35 \text{ cm}$$