

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.

Tıbbi 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*) Radyonüklid görüntülemede kullanılan radyant enerji gamma (γ) ışınıdır. Gama ışını radyoaktivitenin ürünüdür ve çekirdek parçalanması sonucu ortaya çıkar. Gama ışın kaynağı olan radyoaktif maddeler vücuda, incelenecek organ tarafından tutulan bir maddeye bağlanarak verilir. Bu bileşiklere radyofarmasötik denir. Yöntem, incelenecek organa uygun radyofarmasötüğün organdaki dağılımının detektörlerce saptanması temeline dayanır. Saptanan her gamma ışınının dedektörde bir sintilasyon (parlama) şeklinde görülmesi nedeniyle bu yönetime sintigrafi adı da verilmiştir.

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.

İyonize radyasyon: Çarptığı madde veya canlı dokunun atomlarından elektron kopararak iyonizasyona neden olan yüksek enerjili radyasyon

Bir cismin içinden geçerken, direkt veya dolaylı olarak iyonlaştırıcı etkisi olan parçacık ya da elektromanyetik ışınlar.

Non-iyonize radyasyon: Çarptığı madde veya canlı dokuda iyonizasyon oluşturamayacak kadar düşük enerjili radyasyon

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 partiküllerden özellikle diagnostik radyolojiyi ilgilendiren temel parçacıklar elektron, proton ve nötrondur.

Geçmişte, atomun yapısını tanımlayan **Bohr atom modeli'** ne göre atom, minyatür solar sistemi andıran, ortada **nötron** ve **proton**lardan oluşan çekirdek ile bunların etrafında dönen **elektron**lardan meydana geliyordu.

Atomun merkezinde bulunan çekirdekte pozitif yüklü proton ve yüksüz nötronlar vardır. Çekirdeğin çevresindeki yörüngelerde ise negatif yüklü elektronlar bulunur.

1950'lerden sonra parçacık hızlandırıcılarının gelişmesiyle başka subatomik parçacıklar da keşfedildi.

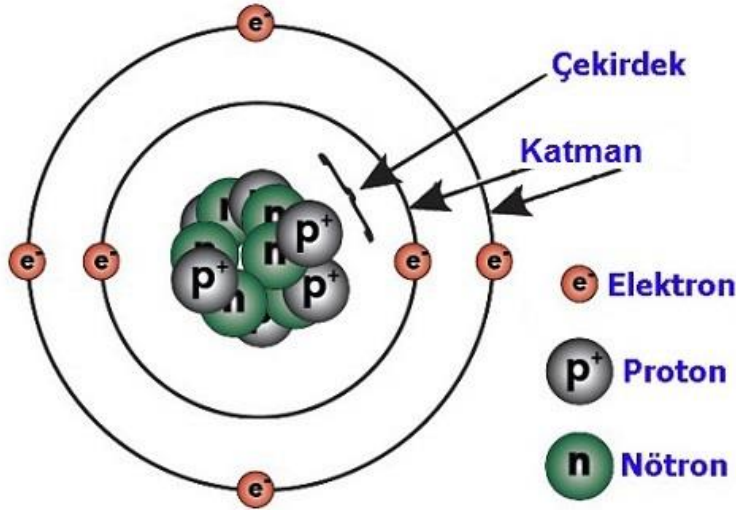
proton sayısı = elektron sayısı = atom no.su

proton + nötron sayısı = atom ağırlığı

Bir elementteki tüm atomların çekirdeklerindeki proton sayısı aynıdır.

Proton sayısındaki değişiklik, onu başka bir elemente dönüştürür.

Nötron sayısındaki değişiklik, elementin kararlılığını değiştirir.



	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

Bilinen 105 farklı atom vardır. 7' den fazla yörüngeli atom bilinmemektedir. Günümüzde atomik yapı, bilinen yaklaşık 300 **subatomik parçacık** ile bu parçacıklar arasındaki etkileşimleri sağlayan **kuvvet taşıyıcı parçacıkları** tanımlayan **Standart Model** ve **elektronların dizilişini** tanımlayan **Kuantum Mekanik Model** ile anlatılmaktadır.

Standart Model

İlk elemanı, J.J. Thomson'ın 1897'de keşfettiği elektron, Son eklenen üye ise CERN laboratuvarının Büyük Hadron Çarpıştırıcısı'nda keşfedilen Higgs Bozonu. (2012, İsviçre) Evrende 6 çeşit **kuark** ve 6 çeşit **lepton** denilen subatomik parçacıklar ile bunların karşıt parçacıkları vardır. Kuarklar atom çekirdeğini, proton ve nötronları oluşturur, Hadronlar adı verilen gruplar halinde bulunur. Leptonlar, elektronları oluşturur, tek başlarına bulunur Yani, maddeler hadronlar ve leptonlardan oluşur.

Standart Modele göre;

Subatomik parçacıklar (Temel parçacıklar, Madde parçacıkları)

Kuvvet taşıyıcı parçacıklar (4 temel kuvvet) atomu oluşturur.

Subatomik parçacıklar + Kuvvet taşıyıcı parçacıklar \Rightarrow MADDE
(kuark ve leptonlar) + (bozonlar)

Doğada bilinen dört temel kuvvet (etkileşim) vardır;

(W), (Z) **Zayıf nükleer kuvvet**, parçacıkların bozunma sürecinde etkindir

(g) **Güçlü nükleer kuvvet**, kuarkların bir arada durmasını sağlar.

(Y) **Elektromanyetizm**

Yer çekimi (kütle çekimi)

Parçacıkların nasıl bir araya geldikleri ve etkileşimleri, ilk üç kuvvet ile açıklanabilmektedir. Standart model, taşıyıcı parçacığı **graviton** olarak adlandırılan **yer çekimi** kuvvetini henüz tam olarak açıklayamamaktadır.

Bu kuvvetleri taşıyan parçacıklar (bozonlar):

Gluon (g): kuarkları proton ve nötronlara bağlayan, atom çekirdeğini ve onu oluşturan proton ve nötronları bir arada tutan **güçlü nükleer kuvveti** sağlar.

Foton (Y): x-ışın demetini oluşturur, Atomun elektronlarını çekirdeğe bağlayan, molekülleri oluşturan **elektromanyetik etkileşimleri** sağlar.

Z bozon (Z): **zayıf etkileşimleri** sağlar, radyoaktif bozunmalardan, nükleer tepkimelerden sorumludur.

W bozon (W): **zayıf etkileşimleri** sağlar, beta bozunması ile ilişkilidir.

mass →	$\approx 2.3 \text{ MeV}/c^2$	$\approx 1.275 \text{ GeV}/c^2$	$\approx 173.07 \text{ GeV}/c^2$	0	$\approx 126 \text{ GeV}/c^2$
charge →	$2/3$	$2/3$	$2/3$	0	0
spin →	$1/2$	$1/2$	$1/2$	1	0
	u up	c charm	t top	g gluon	H Higgs boson
QUARKS					
	$\approx 4.8 \text{ MeV}/c^2$	$\approx 95 \text{ MeV}/c^2$	$\approx 4.18 \text{ GeV}/c^2$	0	
	$-1/3$	$-1/3$	$-1/3$	0	
	$1/2$	$1/2$	$1/2$	1	
	d down	s strange	b bottom	γ photon	
	$0.511 \text{ MeV}/c^2$	$105.7 \text{ MeV}/c^2$	$1.777 \text{ GeV}/c^2$	$91.2 \text{ GeV}/c^2$	
	-1	-1	-1	0	
	$1/2$	$1/2$	$1/2$	1	
	e electron	μ muon	τ tau	Z Z boson	
LEPTONS					
	$< 2.2 \text{ eV}/c^2$	$< 0.17 \text{ MeV}/c^2$	$< 15.5 \text{ MeV}/c^2$	$80.4 \text{ GeV}/c^2$	
	0	0	0	± 1	
	$1/2$	$1/2$	$1/2$	1	
	ν_e electron neutrino	ν_μ muon neutrino	ν_τ tau neutrino	W W boson	
					GAUGE BOSONS

Higgs bozonu, etkileşime girdiği parçacığa kütle kazandırmaktan sorumludur, ne madde parçacığı olarak ne de kuvvet taşıyıcı olarak sınıflandırılmamıştır

Kuantum Mekanik Modeli, elektronların dağılımını modern bakış açısıyla açıklar.

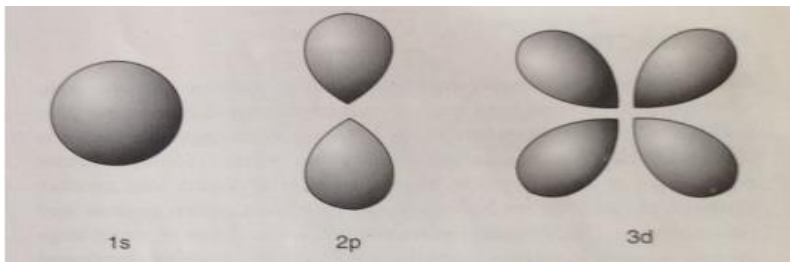
Elektron yörüngeleri (enerji katmanları, orbitaller), elektronun boşluktaki olası konumunu belirten, değişken yoğunluklarda bulutlardır.

Bohr atom modeline göre, elektronlar çekirdek etrafında dönen, **K,L,M,N,O,P** olarak isimlendirilen iki boyutlu yörüngelerde (enerji katmanları, orbitaller) yer alır.

Günümüzde, elektronların, **s,p,d,f,g,h** olarak isimlendirilen üç boyutlu hacimlerde var olduğu düşünülmektedir.

S tipi yörünge dairesel, çekirdeğin etrafında, daha sonra çekirdeği ortasına alan iki loblu **p tipi**, sonra da dört loblu **d tipi** yörüngeler var.

Bir yörüngede 2 elektron bulunabilir.



Bağlanma enerjisi (Binding energy): Çekirdek çevresinde hızla dönen elektronların oluşturduğu merkezkaç kuvvetine bağlı olarak, çekirdek ve elektronlar arasında bir elektrostatik çekim oluşur. Elektronları yörüngelerinde tutan ve çekirdeğe bağlayan bu kuvvete, elektronun **bağlanma enerjisi** denir.

Elektronun bağlanma enerjisi,

atomun numarasına (daha büyük olanda daha fazla),

yörüngesine (çekirdeğe daha yakın yörüngede daha fazla) bağlıdır.

Bir yörüngeden bir elektronu koparmak için gereken enerji, o elektronun bağlanma enerjisinden daha fazla olmalıdır.

Bağlanma enerjisi her atomun her yörüngesi için spesifikdir.

Tungsten atomunda bağlanma enerjileri : K yörüngesinde 70 keV

L yörüngesinde 12 keV

M yörüngesinde 3 keV

Bağlanma enerjisi, çekirdek ve elektron arasındaki mesafenin karesi ile orantılı olarak azalır (Ters Kare Kanunu)

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.

Her yörüngenin enerji seviyesi,

en içteki K yörüngesinin bağlanma enerjisi ile o yörüngenin bağlanma enerjisi arasındaki farktır. Bu durumda çekirdekten uzaklaştıkça

yörüngenin enerji seviyesi artar,

elektronun bağlanma enerjisi azalır.

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

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.

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

Bir elektrona transfer edilen enerji elektronu koparabilecek güçte değilse elektron daha yüksek enerjili bir dış yörüngeye çıkar. Bu durumda elektron **uyarılmış (eksite)** olur.

Elektrona bağlanma enerjisinden daha fazla enerji transferi yapılırsa elektron tamamen çekirdek etkisinden kurtularak uzaklaşır. Bu durumda atomun iyonizasyonu gerçekleşir.

Eksitasyonda elektron kendisine gelen enerji miktarına bağlı olarak bir üst düzeydeki yörüngeye atlama yapar. Bu da elektronun çekirdeğe daha uzak bir düzeye geçiş yapması demektir. Elektron geçiş yaptığı bu yüksek enerjili düzeyde uzun süre kalmaz. Sadece 1/100.000.000 saniye kadar kısa bir sürede eski düşük enerjili düzeyine geri döner. Geri dönüş sırasında fazla enerjisini salar.

İyonizasyonda ise atomdan elektron kopması söz konusudur. En dış yörüngedeki elektronlar atoma bağlılıkları en düşük olan elektronlardır. Bu bağlılık (kararlılık durumu) iç yörüngelere gidildikçe artış gösterir.

Dolayısıyla, bir atomdan elektron koparmak için gerekli olan minimum enerji, en dış yörüngedeki elektronun atoma bağlılık enerjisine eşittir. Yeterli enerjiyi alan elektron atomdan ayrılır. Bu şekilde ortaya çıkan eksik elektronlu atoma iyon ismi verilir.

Meydana gelen elektron ve iyon ikilisi ya tekrar birleşir ya da başka atomlarla etkileşerek eksiklerini tamamlama yoluna giderler.

Radyasyon, boşluktan ve maddeden enerjinin geçiştir.

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

Korpüsküler (Parçacık) Radyasyon: Atom çekirdeklerinden veya yüksek hızda hareket eden subatomik parçacıklardan oluşmuştur. Alfa, beta ve katod ışınları buna örnektir. Büyük atomlar, çekirdeğinde daha fazla nötron olduğu için kararsızdırlar ve parçalanarak **radioaktif enerji** açığa çıkarırlar.

Parçacık radyasyonun atomu iyonize etme kapasitesi, kütle, hız ve yüküne bağlıdır. Parçacığın dokuda yol alırken kaybettiği enerji oranı **lineer enerji transferidir (LET)** Parçacığın fiziksel boyutu büyüdükçe, yükü arttıkça, hızı azaldıkça LET'i artar.

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

Beta ve katot ışınları; Her ikisi de yüksek hızlı elektronlardır.

Radyoaktif bir çekirdek tarafından salınıyorlarsa, β ışınlarıdır.

Bir cihaz tarafından üretiliyorlarsa, katod ışınlarıdır.

Radyoaktivite

Uranyum gibi atom numarası büyük olan ve kararlı olmayan elementlerin iyonlaştırıcı radyasyon yayarak kütle kaybedip enerji saçmasıdır.

Çekirdekteki enerji düzeyi, çekirdeğin bağlanma enerjisinden fazla olduğu zaman 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 α , β partikülleri ya da γ 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.

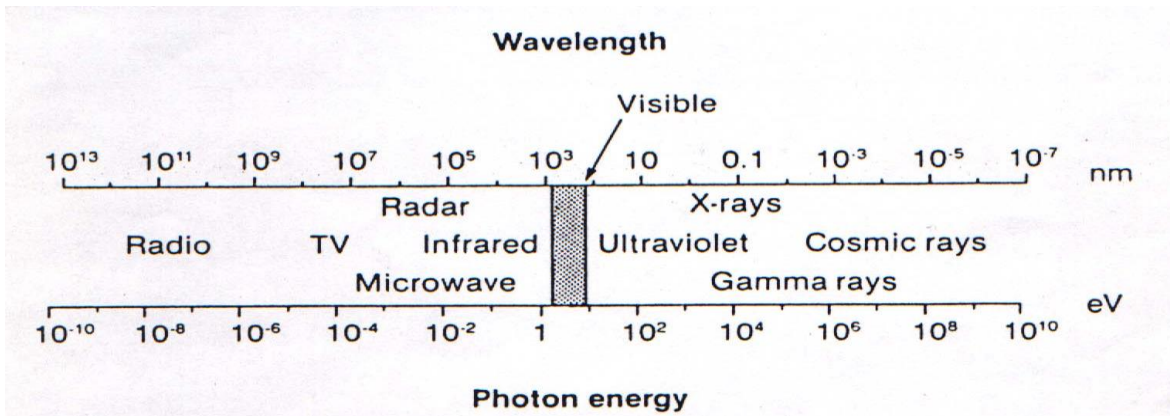
Radyoaktif maddenin başlangıçtaki atom sayısının veya aktivite düzeyinin

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

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

Görünür ışık, radyo ve mikro dalgalar iyonlaştırıcı olmayan radyasyonlardır. Enerjileri çok düşük olduğu için madde veya doku içerisine giremeyip sadece maddenin atomlarını titreştirebilirler ve etkileştikleri ortamın sıcaklığını bir miktar arttırabilirler. Eğer etkileştiği maddenin atomlarından elektronları koparmak için yeterli enerjisi varsa, radyasyon iyonizedir. İyonlaştırıcı radyasyonlar, enerjileri çok daha büyük olduğundan madde içerisine girerek, atomların elektronlarını koparabilirler. Bu nedenle biyolojik etkileri söz konusudur.



Gamma ışınları, x-ışınlarından daha yüksek enerji seviyesindedir, bunlar radyoaktif atom çekirdeklerinden kaynaklanırlar.

X-ışınları ise çekirdek dışında oluşur, röntgen cihazlarında elektronların yörünge değişiklikleri ile ortaya çıkar.

EM radyasyonun özelliklerinin açıklanabilmesi için ikili bir teoriye gerek vardır.

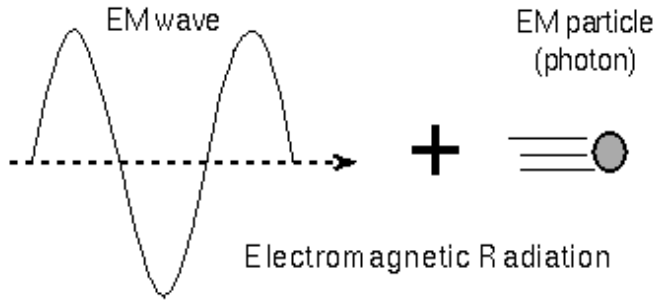
Bazı özellikleri, **dalga teorisi** ile açıklanır, bazılarına ise **kuantum teorisi** daha uygun düşer. Kuantum teorisi, EM radyasyonu, kuant veya foton denen küçük enerji paketçikleri olarak tanımlar. Radyasyona bir bütün olarak bakıldığında dalga teorisi, tek tek parçacıklar göz önünde tutulduğunda ise kuantum 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. Elektromanyetik dalgalar; saniyede 300.000 km hızla hareket ederler

Foton enerjisi birimi: Elektron volt (eV)

bir elektronun 1 volt potansiyel fark altında kazandığı enerji

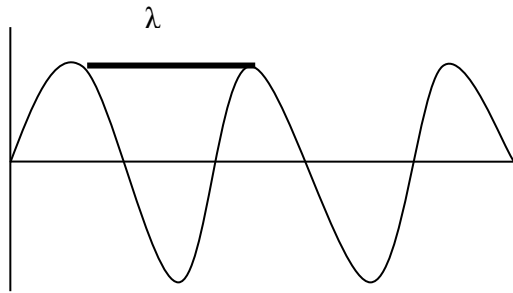


Bütün EM dalgalar, boşlukta $3,0 \times 10^8$ m/sn. lik ışık hızında ilerler.

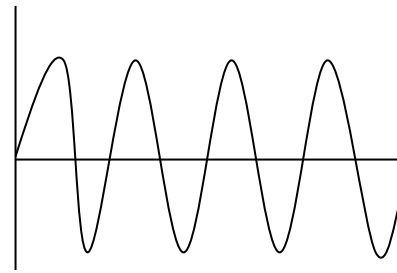
Her dalga, dalga boyu ve frekans özelliklerine sahiptir.

EM radyasyon için $\lambda \times \mathbf{V} = \mathbf{c} = 3,0 \times 10^8$ m/sn.

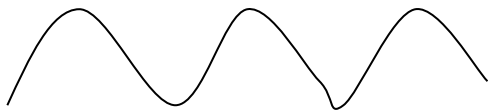
Dalga boyu x frekans = Hız
(m) sayıl/sn (Hertz)



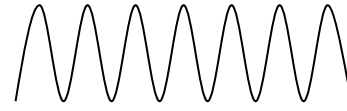
Dalga Boyu



Frekans



Uzun dalga boyu
Düşük Frekans



Kısa dalga boyu
Yüksek Frekans

Kuantum teorisine göre, EM radyasyonla enerji transferi, dalgalar halinde değil, kuant

veya fotonların akışı halinde olur, Her bir foton ışık hızında ilerler ve spesifik miktarda enerjiye sahiptir. Kuantum 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 (λ). Dalga boyu çok kısadır, Angstrom (1×10^{-10} m.) veya nanometre (1×10^{-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 frekansla doğru orantılıdır, dalga boyu kısaldıkça, frekans arttıkça enerji artar.

Buna göre frekans arttıkça ışının enerjisi de artar.

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

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 : Radyasyon kaynağının gücünü ifade eder

Daha çok radyoaktif izotoplar için kullanılır.

ICRU : Curie (Ci)

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

SI : Becquerel (Bq)

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

1 Ci : 3.7×10^{10} Bq, 1 Bq : 2.703×10^{-11} Ci

2. Işınlama Birimi (İyonizasyon Birimi) : Radyasyonun iyonizasyon meydana getirme özelliğine dayanan bir ölçüdür, elektromanyetik radyasyon için tanımlanmıştır,kaynaktan çıkan radyasyon şiddetini ifade eder

ICRU : Röntgen (R)

1 Röntgen : Normal şartlarda (deniz kenarında 0° C, 760 mmHg. basınç) havanın 1 kg.' ında 2.58×10^{-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.' lık havada 1 coulomb' luk elektrik yükü değerinde + ve - iyonlar oluşturan X ve gamma radyasyon miktarı.

1 R = 2.58×10^{-4} C/kg, 1 C/kg = 3876 R

3 . Doz Birimi :

ICRU : 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, 1 Gy = 100 Rad

4. Doz Eşdeğeri Birimi :

ICRU : 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, 1 Sv = 100 Rem

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 floresans 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 floresans 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 gözlemini 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-Işınlarnın 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 - 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 (Pb₈₂, Al₁₃, Ba₅₆, H₁).

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) Kaynaktan çıkışta düz bir hatta ilerlerler ve bir noktada toplanamazlar, el feneri ışığı gibi genişleyerek ilerlerler

9) 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 bozar.

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

10) Bazı element ve bileşiklere çarptıklarında, bu maddelerin ışık yaymasına neden olurlar. Buna luminesens denir.

Metal tuzları bu tür maddelerdir. Luminesens, sıcaklık oluşmadan, gözle görülür ışığın yayınlanmasıdır. Örnek: Ca tungstat, Baryum platin siyanür, Zn sülfid, Zn silikat.

11) 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 çöker. Bu da filmde koyu, karanlık bölgeler ortaya çıkarır. Buna **radylusent görüntü** denir.

12) Şiddeti mesafenin karesiyle ters orantılıdır. Işın kaynağından uzaklaştıkça şiddetleri azalır. Ters Kare Kanunu (Inverse Square Law)

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

Dental Röntgen Cihazının Bölümleri

X-ışını tüpü : içinde x-ışını oluşur

Destek kolu: tüpü taşır ve hasta başı çevresinde döndürerek konumlamayı sağlar

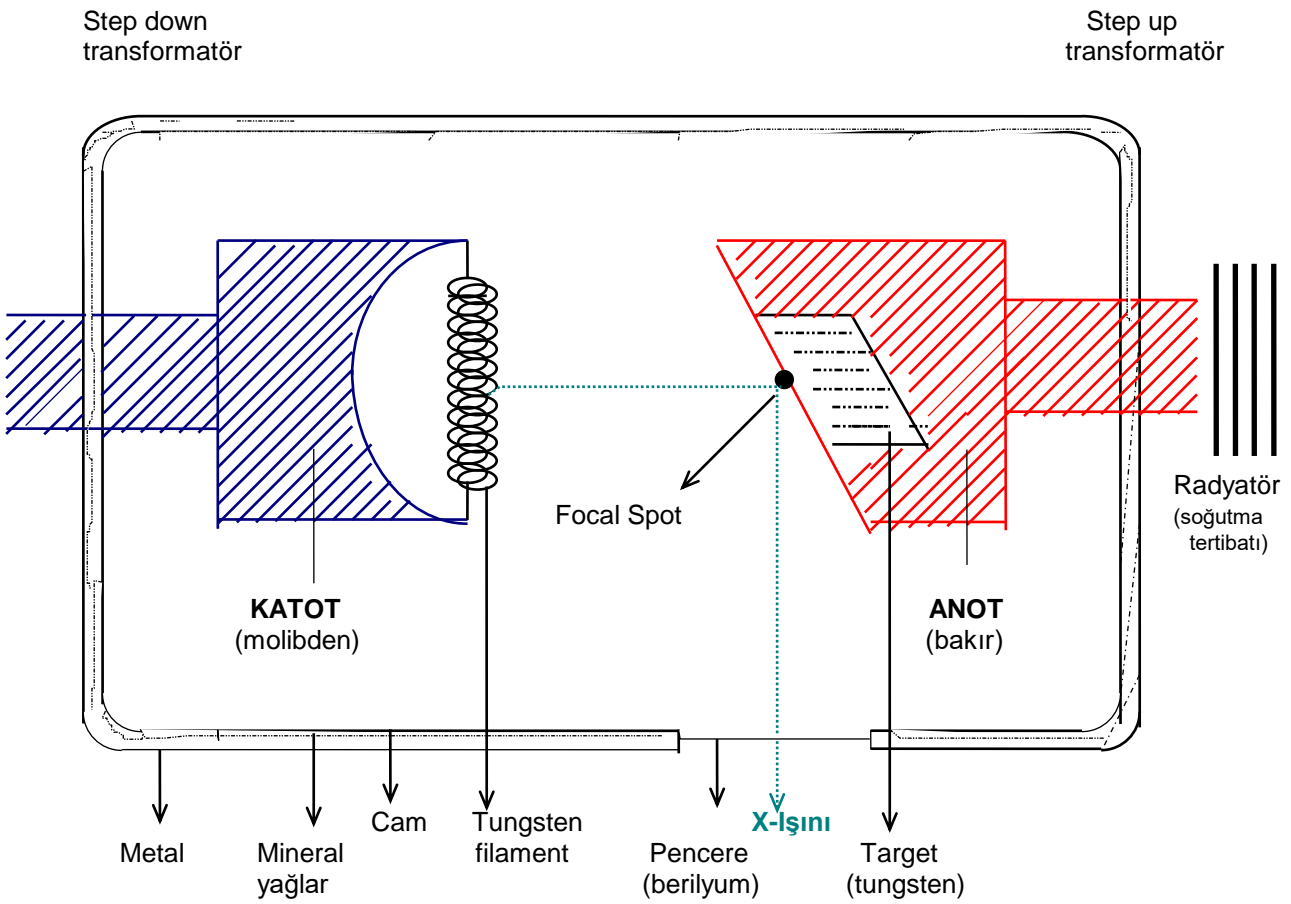
Kontrol paneli : ışınlama faktörlerinin kontrolü ve seçimini sağlar

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 targete, 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 targete 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 yoğunluğu 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- ışını 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.

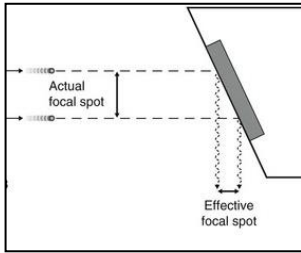
4.Elektronların aniden durdurulması : Anotta targete çarpan elektronlar, birdenbire durdurulurlar ve kinetik enerjileri, % 99.8 ısı, % 0.2 x-ışınına dönüşür.

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, radyograftaki görüntünün çevresinde "**penumbra**" denilen gölge oluşur. Fokal spot küçüldükçe görüntü netliği artar, ancak target yüzeyinde birim başına düşen ısı da artar. İdeal FS büyüklüğü 1 x 1 mm² 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.

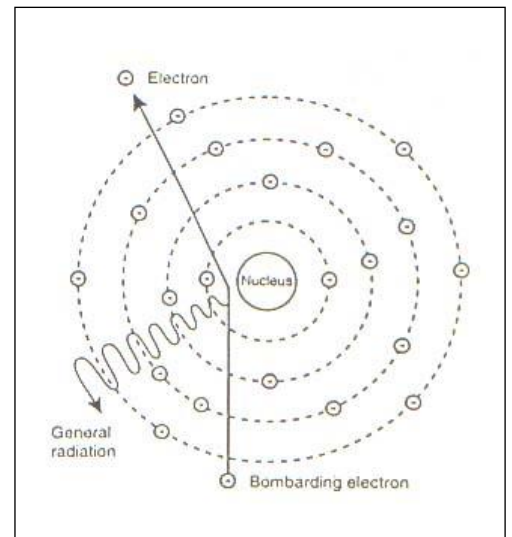
Röntgen tüpünde x-ışınlarının çıktığı pencerenin berilyumdan yapılmasının nedeni, X- ışını geçirgenliğinin çok iyi olması, korozyona dayanıklı olmasıdır.

Atom Seviyesinde X-ışını Oluşumu:

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

1. Genel Radyasyon

(Bremsstrahlung Radyasyonu) : Katottan gelen yüksek hızlı elektronlar, target atomunun elektronlarını geçerek çekirdeğe yaklaşırlar. Çekirdeğin pozitif çekimi ile yön değiştirerek yollarından saparlar ve



bu sırada bir miktar enerji kaybederler, kaybolan enerji,

x-ışını olarak salınır. Buna **frenleme radyasyon**

(Bremsstrahlung) (Breaking radiation) denir, nadiren de,

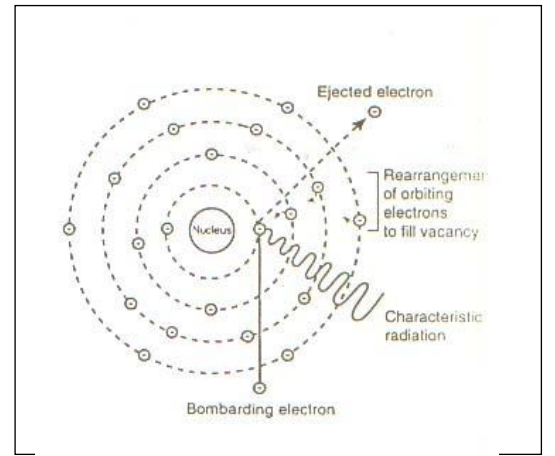
çekirdeğe çarparak durdurulurlar, bu durumda kinetik enerjilerinin tümü x- ışınına

dönüşür. Dental röntgen cihazlarında x-ışını böyle oluşur.

2.Karakteristik Radyasyon : Katottan 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 çekirdeğe bağlanma enerjisi 69.000 eV ' dir.

DENTAL RÖNTGEN CİHAZININ ELEMANLARI

Elektrik : Röntgen cihazlarında x-ışını üretmek için kullanılan primer enerji kaynağıdır.

1. Katottaki filamentini ısıtarak elektronların ayrılmasını,

2. Anot-katot arasında yüksek voltaj potansiyelini sağlayarak elektronların katottan anoda doğru hızlanmasını sağlar.

Elektrik akımı, elektriğin bir devre içinden geçişidir. Bu, alternatif veya doğru akım olabilir.

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

Alternatif akımda (AA) ise, elektrik, devrede önce bir yönde, daha sonra zıt yönde akım gösterir.

Dental röntgen cihazında, bu, filamentin, akım yönünün zıtlığı nedeniyle, sürenin yarısında negatif kutup, yarısında ise pozitif kutup olması (sürenin yarısında elektron bulutu oluşturması) demektir.

AA 'da cycle, akımın önce bir yönde, sonra zıt yönde geçişi demektir.

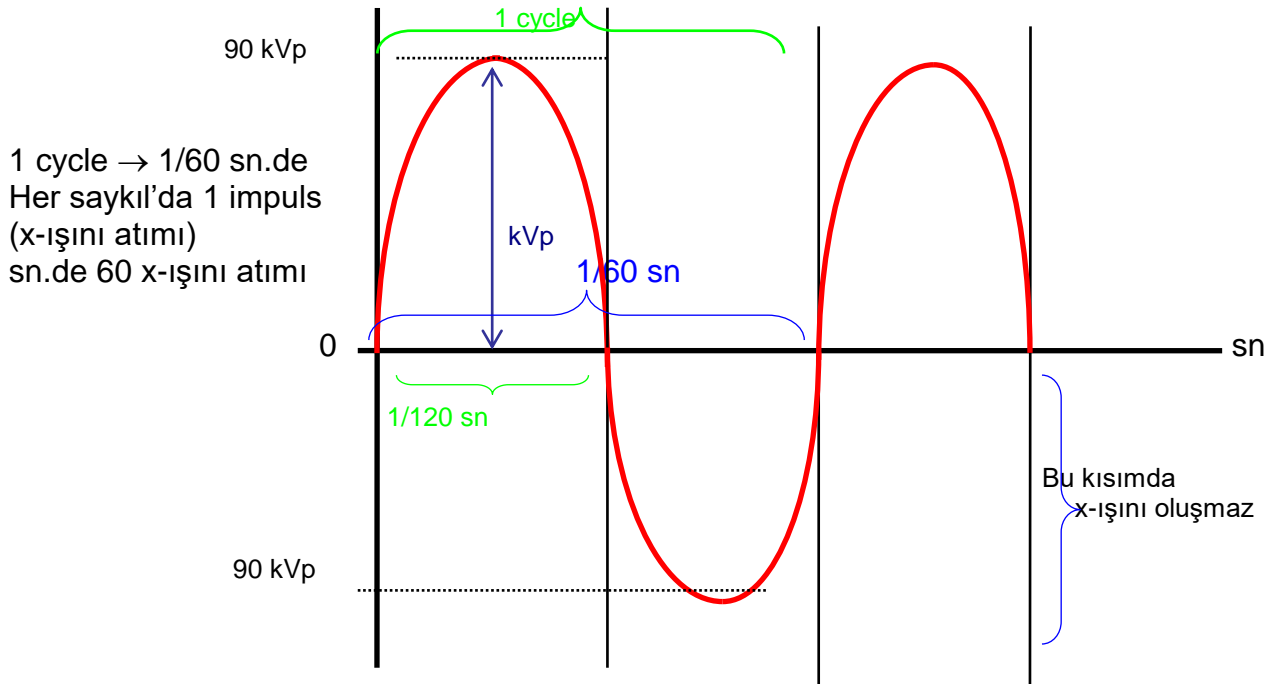
AA devrelerinin çoğunda, saniyede 60 cycle vardır.

Röntgen cihazları doğru akımla çalışır. Şehir cereyanı ise alternatif akımdır.

X-ışını üretimi sırasında cihaza gelen AA' nın, doğru akıma çevrilmesi olayına

rektifikasyon, bunu kendi kendine yapan cihazlara **self-rektifiye cihaz** denir.

Dental röntgen cihazları, self-rektifiye cihazlardır. X-ışını üretimi sırasında alternatif akımı doğru akıma çevirirler, bu da akımın her zaman aynı yönde, yani katottan anoda olmasını sağlar.



Eski cihazlardaki jeneratörler dalgalar halinde x-ışını üretirken, yeni cihazlarda

sabit dalga boylu, homojen x-ışını üretilmektedir. Bu da radyasyon dozunu % 20 kadar azaltmaktadır. Son yıllarda DA ile çalışan röntgen cihazları üretilmektedir. Bu cihazlarda uzun dalga boylu ışın oluşumu çok azdır.

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 ceryanını

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, targete çok fazla elektron çarpması sonucu, çok fazla sıcaklık oluşturacaktır. Bu aşırı sıcaklık, targeti 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.

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 ağzındaki 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. Ör: 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 (Işının 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.

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 radyografıta görüntüyü bozar, hem fazla radyasyon alınmasına neden olur. Saçılma şu faktörlere bağılıdır:

kVp arttıkça, saçılma artar.

Objenin büyüklüğü ve yapısı : Kalın, büyük ve dens cisimlerde scatter artar.

X-ışınının hacmi : Tüpten çıkışta dar saha ile verilen ışınlamalarda scatter daha az olur.

Elektromanyetik Radyasyonların, Madde ile Etkileşimi

Tüp içinde oluşturulup, tüpten çıkan ve doku ya da maddeye penetre olan radyasyon **primer ışındır**.

Sekonder (scatter) radyasyon : Primer radyasyonun madde/doku 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.

EM enerjiler kendi dalga boylarına yakın maddelerle etkileşime girer. X-ışınları nanometre ile ölçülür, atom ve subatomik parçacıklarla etkileşir.

X-ışını enerjisi düşükse atomun tümüyle

ortaysa elektronlarla

yüksekse çekirdekle etkileşir.

Bu etkileşimler sonucunda x-ışını fotonları

- Absorbe edilerek tamamen kaybolabilir
- Yönleri değışerek saçılmaya uğrayabilir

5 temel etkileşim şekli vardır:

- Klasik saçılma
- Compton saçılma

- Fotoelektrik etki
- Çift oluşumu
- Fotodisintegrasyon

Düşük enerjili fotonlar, **klasik saçılma** şeklinde etkileşir, enerji transferi ve iyonlaşma yoktur, tanı radyolojisinde %5'den azdır.

Tanı radyolojisinde saçılan radyasyonun hemen tamamı **Compton saçılma**dır.

Tanısal sınırlar içindeki (orta enerjili) foton dış yörünge elektronları ile etkileşir, yörüngeden koparır. Elektronun boşalan yerini dış yörüngedeki başka bir elektron doldururken **karakteristik radyasyon** oluşur. Gelen fotonun enerjisi azalır, yönü değişerek saçılır, atom iyonize olur.

Fotoelektrik etkide, x-ışınları atomun iç yörünge elektronları ile etkileşerek yörüngesinden koparır ve tüm enerjisini harcayarak tamamen kaybolur. Yani tam bir soğurulma (absorbsiyon) olur. Elektronun koptuğu K yörüngesindeki boşluk dış yörüngelerden doldurulur. Yörüngelerin bağlanma enerjisi farkı karakteristlik radyasyon şeklinde salınır.

Fotoelektrik etki oluşması için x-ışını enerjisi e bağlanma enerjisinden fazla olmalıdır. Elektronun bağlanma enerjisi ne kadar yüksekse fotoelektrik etki olasılığı o kadar fazladır.

Atenüasyon: Işın demetinin yoğunluğu, hastanın dokularından geçerken, ya doku atomları tarafından **absorbe** olarak, ya da demetin dışına **saçılarak** azalır.

Absorbsiyon etkileşimlerinde fotonlar, dokunun atomunda iyonizasyona neden olur, fotonun enerjisi, doku atomundan kopan elektronun enerjisine dönüşür ve yok olur.

Saçılma etkileşimlerinde fotonlar, absorbe eden atomlarla etkileşir, sonra farklı bir yöne doğru uzaklaşır.

Dental x-ışını demetinde ışın atenüasyonu en çok saçılma ile olur

X-ışınlarının önündeki bariyerler

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.

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 tüpün konu hasta yüzüne değdirildiğinde, kullanılan herhangi bir teknikte 6.5-7 cm' yi geçmemelidir.

X- ışını kullanılarak bir film nasıl çekilir?

Dental röntgen cihazının açma-kapama düğmesi açılır

Hasta koltuğa oturtulur

Bir film paketi veya sensör hasta ağızına, ilgili bölgeye yerleştirilir.

Röntgen cihazının kon'u, hasta ağızındaki film/sensöre doğru yönlendirilir.

Film, röntgen cihazına bir elektrik kordonu ile bağlı ışınlama düğmesine basılarak ayarlanan süre kadar ışınlanır. Konvansiyonel tekniklerde film banyo edilerek görüntü ortaya çıkarılır.

Dijital görüntüleme ise, bilgisayar programı yardımıyla kısa sürede görüntü ekranda ortaya çıkar.