

## Anot

Anot, bakır bir gövdeye gömülmüş tungsten target içerir. Targetin amacı çarpan elektronların kinetik enerjilerini x ışını fotonlarına dönüştürmektir. Target tungstenden yapılmıştır çünkü tungstenin ideal target materyali için gerekli olan birçok özelliği vardır;

- Yüksek atom numarası (74)
- Yüksek ergime noktası (3422 C)
- Yüksek termal iletkenlik
- X ışın tüpünün çalışma sıcaklıklarında düşük buhar basıncı göstermesi

Elektronların kinetik enerjilerinin x ışını fotonlarına dönüşümü esnasında bu enerjinin %99'undan fazlası ısıya dönüşürken sadece %1'i fotonlara dönüşür. Yüksek atom numarası x ışını oluşumu için en yüksek verimliliği sağlar. Anotta oluşan ısı nedeniyle yüksek ergime noktası gereklidir. Tungsten, aynı zamanda yüksek ısı iletimi olan bir maddedir. Bu sayede de bakıra ısının iletimi sağlanır. Ayrıca, yüksek sıcaklıkta düşük buhar basıncı tüpün vakum ortamının sürekliliğini sağlar. Tungsten targetin gömülü olduğu bakır da iyi bir termal iletken ve ısıyı tungstenden alarak targetin ergimesi riskini önler. Ayrıca, cam çerçeve ve tüp başı koruyucusu arasındaki yalıtıcı yağ tabakası da bakır gövdeden ısıyı emer.

Fokal spot target üzerinde focusing cup'ın elektronları yönlendirdiği ve x ışınlarının oluştuğu yerdir. Fokal spot küçüldükçe görüntü netliği artar ancak bununla birlikte target alanında birim başına düşen ısı da artar. Küçük fokal spot avantajından yararlanmak ve elektronları daha geniş alana dağıtmak için target, elektron demetine açılı gelecek şekilde yerleştirilir. Böylelikle, efektif fokal spot gerçek fokal spottan daha küçük olur. Tipik olarak target elektron demetine yaklaşık 20 derece eğimle yerleştirilir, böylece efektif fokal spot 1x1 mm'ye düşerken gerçek fokal spot ise 1x3 mmdir. Küçük fokal spot sayesinde görüntü netliği artar ve gerçek alan yüksek olduğu için ısı dağılımı da sağlanır. Bu anot sistemine, herhangi bir hareketli parça bulundurmadığından sabit anot sistemi adı verilir.

Isı dağılımını sağlamanın bir diğer yöntemi de döner anot sistemleridir. Bu sistemde, tungsten targete eğimli bir disk şekli verilerek fonksiyon esnasında dönmesi sağlanır. Bunun sonucunda ise, elektronlar targete birbirini izleyen bir şekilde çarparak, eğimli diskte ısıyı daha geniş bir alana yayar.

## Güç kaynağı

X ışını cihazında bulunan güç kaynağının görevleri;

- filamentin ısınması için düşük voltaj sağlamak
- anot ve katot arasında yüksek potansiyel farkı yaratmak

X ışını tüpü ve 2 adet transformatör, tüp başı adı verilen elektriksel olarak topraklanmış metal bir çerçeve içerisinde bulunur.

## Tüp Akımı

Tüp akımı, elektronların tüp içinde katot filamentinden anota ve tekrar katota geri yönlü olan akımını ifade eder. Filament transformatörü gelen alternatif akımı filament devresi için 10 Volta düşürür. Filament akımı mA (miliamper) ile ayarlanır ve filamentin sıcaklığı ile salınan elektronların sayısını belirler (sıcaklık ve e sayısı doğru orantılıdır). mA(miliamper) tüp akımını ifade eder ve tipik olarak 10 mA civarındadır. Tüp akımı aynı zamanda tüp voltajına da bağlıdır (katot anot arası voltaj artarsa akım da artar). Isınan filamentten elektronlar salınır ve filament etrafında negatif şarjlı bir bölge oluşur (negatif şarj arttıkça daha çok elektron salınır).Anodun pozitif yükünün çekimiyle de elektronlar filamentten çekilir (Artan voltaj bu çekimi arttırır)

## Tüp Voltajı

Elektronlara X ışını oluşturmaları için yeterli enerji kazandırmak, ancak katot ve anot arasında yüksek voltaj oluşturmak ile olasıdır. X ışınında kullanılan asıl voltaj ototransformatör ile ayarlanır. Kilovolt peak (kVp) selektörü kullanılarak, ototransformatör aracılığıyla, primer voltaj, istenen sekonder voltaja dönüştürülür. Böylece, elektronların pik enerjisi 60-100 keV' ye fırlayarak x ışını oluşumu için yeterli enerji sağlanmış olur. kVp seçimi anot ve katot arasındaki pik voltajı belirler. Seçilen sekonder voltaj, yüksek voltaj transformatörüne uygulanarak gelen akımın 220V olan pik voltajını 60000-100000 V (60- 100 kV)'ye yükseltir. Genellikle intraoral, panoramik ve sefalometrik makineler 60 ile 90 kVp arasında işlev görürken, kon-ışınlı tomografi makineleri 90 ile 120 kVp arasında işlev görür.

Akım polaritesi değiştiğinden, ( dakikada 60 döngü) x-ışın cihazının akımı da aynı frekansta değişmektedir. Ayrıca, akım voltajı da değiştiğinden, anot ile katot arası potansiyel de değişmektedir. Voltaj polaritesi tüpe aktarıldığında, targetin anodu pozitifleşir ve filament negatifleşir, böylelikle filament etrafındaki elektronlar pozitif targete yönelir ve akım tüpe yönelir.

Tüp voltajı arttıkça, elektronların hızı da artar. Elektronlar targetin fokal spotuna çarptığında, enerjilerinin bir kısmı x ışını fotonlarına dönüşür. Tüpe uygulanan voltaj yüksek olduğunda, x ışını üretim verimliliği de artmaktadır. Bundan dolayı, x ışın demetlerinin şiddeti, her bir döngünün ortasında maksimuma ulaşmaktadır. Her bir döngünün devam eden yarısında (negatif yarısında) filament pozitif ve target negatif olur. Bu dönemlerde elektron akımı olmaz ve x ışını oluşmaz. Döngünün bu yarısına ters voltaj (inverse voltage) veya (reverse bias) adı verilir. Alternatif akımda (AA) 60 cycle (döngü) ile 1/120 saniyelik evrede x ışını oluşur. AA döngüsünün yarısında x ışın oluşumu dental x ışın cihazlarının özelliğidir ve buna self rektifiye veya yarım dalga rektifiye denir.

Bazı üreticiler, 60 döngülük AA yarım rektifiye konvansiyonel cihazlara alternatif olarak tam rektifiye sabit potansiyelli cihazlar üretmektedir. Bu cihazlarda, ortalama x ışın demeti enerjisi daha yüksektir, görüntüler uzun kontrast skalasına sahiptir ve daha düşük ışınlama dozu kullanılır.

## Timer

Timer, yüksek voltaj devresine ışınlama süresini kontrol etmek için yerleştirilmiştir. Elektronik timer, tüpe yüksek voltaj uygulanan süreyi belirleyerek tüp

akımı ve x ışını oluşumu süresini ayarlar. Yüksek voltaj uygulanmadan önce filamentin uygun sıcaklığa getirilerek yeterli elektron emisyonu sağlaması gerekir. Filamentin sürekli olarak ısıtılması, onun ömrünü kısaltır. Bu durumu önlemek amacıyla, timing devresi aracılığıyla, önce filamente yarım saniyelik bir akım gönderilerek onu uygun sıcaklığa getirdikten sonra yüksek voltaj devresine güç uygulanır.

Bazı devre dizaynlarında, filamentten sürekli bir düşük düzey akımı geçirilerek filamentin güvenli düşük ısıda tutulması sağlanır ve filamentin öncü ısıtması işlemi nedeniyle kaybedilen zaman kazanılır (bu tür cihazlar, çalışma saatlerinde açık olarak tutulabilir).

## İmpuls ve saniye

Bazı timerlar, saniye birimi bazıları ise ışınlamadaki impuls sayıları kullanılarak kalibre edilirler. İmpuls sayısının 60'a (güç kaynağının frekansı) bölünmesi ile ışınlama (ekspoz) süresinin saniye cinsinden ifadesi bulunur. İmpuls sayısının 30 olduğu bir düzenekte ışınlama süresi  $30/60 = \frac{1}{2} = 0,5$  (yarım saniye) olarak hesaplanır.

Anotun target bölgesinde oluşan sıcaklık, ısı birimi (heat units, HU) ile belirtilir.

$$HU = kVp \times mA \times \text{saniye}$$

Dental radyolojide kullanılan tüplerde kullanılan anodun ısı depolayabilme kapasitesi yaklaşık 20 kHU olarak hesaplanmıştır. Isı, targetten bakıra, sonrasında ise yağ tabakası ve tüp koruması aracılığı ile atmosfere iletilir.

Tube rating chart ( tüp rating çizelgesi) x ışını cihazında target materyaline aşırı ısınmadan dolayı zarar verilmeden belli bir kVp ve mA aralığında en uzun süreli ışınlama aralığı olasılığını belirtir. ( özellikle ekstraoral amaçlı olarak kullanılan x ışını cihazlarında dikkate almakta yarar vardır)

## Duty cycle (Çalışma döngüsü).

Başarılı ışınlamaların yapılabilmesi için gereken frekansı ifade eder (bu zaman aralığı ısı iletimine olanak vermelidir).Target ve filament arasında değişen voltaj nedeniyle targete çarpan elektronlar değişen oranda kinetik enerjiye sahiptirler.

## X IŞINI OLUŞUMU

Hızlanan elektronlar tungsten çekirdeğinin yakınından değişik uzaklıklardan geçerlerken farklı oranda yön değiştirirler ve farklı frenleme enerjileri oluşur. Filamentten targete doğru hareketlenen yüksek hızlı elektronların çoğu target elektronları ile etkileşime girer ve enerjilerini ısı olarak açığa çıkarırlar. Nadiren, elektronlar kinetik enerjilerini bremsstrahlung ve karakteristik radyasyon oluşumu ile x ışını fotonlarına dönüştürürler

## Bremstrahlung radyasyonu (Frenleme Radyasyonu)

Yüksek hızlı elektronların, targetteki tungsten çekirdeği tarafından ani olarak

durdurulması ya da yavaşlatılması bremsstrahlung fotonlarını üretir .Almanca'da bremsstrahlung, frenleme radyasyonu anlamına gelir. Nadiren, filament elektronları direkt olarak target atomunun çekirdeğine çarparlar (böyle bir durumda elektronun kinetik enerjisi tek x ışını fotonuna dönüşür). Sonuçta ortaya çıkan fotonun enerjisi keV olarak elektronun enerjisine eşittir (bu enerji x ışın tüpüne o esnada uygulanan voltajdır).

Daha sıklıkla, yüksek hızlı elektronlar atom çekirdeğinin yakınından geçerken etkileşime girerler. Elektron, pozitif yüklü çekirdek tarafından çekilir, yönü çekirdeğe doğru değişirken hızının bir kısmını kaybeder. Bu yavaşlama, elektronun kinetik enerji kaybına neden olur ve bu kayıp birçok yeni foton olarak açığa çıkar. Yüksek hızlı elektronlar çekirdeğe yaklaştıkça çekirdek ve elektron arasındaki elektrostatik çekim ile birlikte frenleme etkisi ve fotonların frenleme enerjisi de artar.

Bremstrahlung etkileşimleri, değişen enerji spektrumlarında x ışını oluşumuna sebep olur. X ışın demetlerinin enerjileri , genellikle maksimum enerjileri ile belirtilir. Dental x ışını cihazları 70 kVp pik voltaj ile çalışırlar (voltaj maksimum 70 kVp olacak şekilde, foton enerjileri de maksimum 70 keV olacak şekilde dalgalanmalar gösterirler).

- target ve filament arasında değişen voltaj nedeniyle targete çarpan elektronlar değişen oranda kinetik enerjiye sahiptirler
- Hızlanan elektronlar tungsten çekirdeğinin yakınından değişik uzaklıklardan geçerlerken Farklı oranda yön değiştirirler ve farklı frenleme enerjileri oluşur
- Çoğu elektron, kinetik enerjisini kaybetmeden önce birden fazla etkileşime girer, bunun sonucunda tungsten çekirdeği ile başarılı etkileşimler yaparak çeşitli enerjiler taşırlar

X IŞIN TÜPÜNDE PRİMER RADYASYON KAYNAĞI FRENLEME RADYASYONUDUR

### Karakteristik Radyasyon

X ışın demetindeki fotonların küçük bir kısmı karakteristik radyasyona neden olur. Karakteristik radyasyon. gelen elektronun tungsten targetin iç yörüngesinden bir elektronu verinden fırlatması ile oluşur. Böyle bir durumda, dış yörüngedeki bir elektron iç yörüngedeki boşluğu doldurur. Bu esnada, her iki yörünge arasındaki bağlanma enerjilerinin farkına eşit miktarda enerjiye sahip bir foton salınır. Karakteristik fotonların enerjileri farklıdır çünkü;

- Orbital seviyeleri arasındaki enerji seviye farklarını temsil ederler
- Target atomlarının enerji düzeyleri ile karakterizedirler
- Farklı atomların farklı yörüngelerinde enerji düzeyleri değişkenlik gösterir

Oluşan fotonların enerjileri target atomuna özgüdür bu yüzden *karakteristik radyasyon* adı verilir

### X Işın Demetini Kontrol Eden Faktörler

X ışın demetinin modifikasyonu

- Işınlama süresi (timer)

- mA
- Enerji (kVp ve filtrasyon)
- Demetin şekli (kolimasyon)
- Yoğunluk (target hasta mesafesi)

## Ekspoz süresi

Işınlama (Ekspoz) süresini değiştirmek oluşan fotonların sayısını artırır. Işınlama süresi iki kat arttırıldığında, tüm enerji düzeylerindeki x ışın emisyonunda oluşan fotonların sayısı ikiye katlanır ancak foton enerji aralığı değişmez.

## Tüp Akımı (mA)

Oluşan radyasyonun miktarı (hasta ve reseptöre ulaşan foton sayısı) tüp akımı (mA) ve süre ile doğru orantılıdır. mA artarsa filamente daha çok güç gider ve ısı artışıyla birlikte daha çok elektron salınımına neden olur. Oluşan radyasyon miktarı zaman ve tüp akımı ile ifade edilir.

Bir x ışını cihazının 10 mA ve 1 saniye (10 mA) ile çalışması ile oluşan radyasyon miktarı ile 20 mA ve 0.5 saniye (10 mA) ile çalışması ile oluşan radyasyon miktarı aynıdır. Işın kantitesi (miktarı) veya ışın intensitesi (şiddeti-yoğunluğu) x ışınındaki foton sayısını ifade eder.