

Çok yapraklı lineer hızlandırıcılarda kolimatör tasarımlarının klinik önemi

Multi-leaf collimator designs: the clinical significance of linear accelerators

Aydın ÇAKIR, Hatice BİLGE

İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü, Tıbbi Radyofizik Bilim Dalı, İstanbul

Radyasyon onkolojisinde, yüksek enerjili foton ışınlarına sahip lineer hızlandırıcılar yaygın olarak kullanılmaktadır. Teknolojik gelişmeler doğrultusunda, kullanılmakta olan lineer hızlandırıcıların kolimatör tasarımları da değişmiştir. Lineer hızlandırıcıların kolimatör tasarımlarındaki farklılık, alan kenarındaki ve alan dışındaki dozlarla doğrudan ilgilidir. Ortogonal bitişik alanların kullanıldığı radyoterapi tekniklerinde kolimatör tasarımları daha da önem taşımaktadır. Bu çalışmada, radyasyon onkolojisinde kullanılmakta olan lineer hızlandırıcıların kolimatör tasarımları ve bu tasarımların birbirlerine üstünlükleri mevcut literatür incelenerek araştırılmıştır. Bu çalışmanın sonunda, lineer hızlandırıcıların kolimatör tasarımındaki farklılıkların, alan kenarındaki doz dağılımının önemli olduğu klinik uygulamalarda etkili olduğu görülmüş ve detaylı olarak tartışılmıştır.

Anahtar sözcükler: Çok yapraklı kolimatör; geçirgenlik; yarıgölge.

High-energy linear accelerators with photon radiation are widely used in radiation oncology. In parallel with the technological developments, the design of collimators used in linear accelerators is also changing. The difference in the design of the collimators is directly related to the dose at the edge and outside of the field. Collimator designs become even more important in radiotherapy techniques where adjacent orthogonal fields are used. In this study, the linear accelerators used in radiation oncology and collimator designs were investigated by examining the existing literature on the advantages of these designs. At the conclusion of this study, the differences in the design of collimators of linear accelerators and the dose distribution at the edge of the field were seen to be important and effective in clinical applications and are discussed in detail.

Key words: Multi-leaf collimator; transmission; penumbra.

Medikal Lineer Hızlandırıcılar

Radyoterapinin esasını X-ışınları ile yapılan tedavi teşkil etmektedir. Konvansiyonel enerji seviyesinde elde edilen X-ışınlarının gircilik kabiliyeti düşük olduğundan, derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde, tümörün üst kısmında bulunan sağlam dokular fazla miktarda doz almakta ve bilhassa cilt reaksiyonları fazla olmaktadır. Kemik dokusu ile yumuşak doku arasındaki büyük soğurma farkları konvansiyonel X-ışınları ile yapılan tedavide bir sakınca teşkil etmekteydi. Bu sebepten,

kemik ve diğer dokularda aynı soğurmayı verecek X-ışını cihazları üzerinde yoğun çalışmalar yapıldı. Yüksek enerjili X-ışını demetlerinin konvansiyonel tipte çalışan cihazlar ile elde edilemeyeceği anlaşıldığından, yüklü parçacıklar hızlandırılarak başka sistemler üzerinde araştırmalar yapıldı. Bu amaçlı ilk lineer hızlandırıcı, 1928 yılında İsveçli fizikçi Wideröe tarafından yapıldı. 1930'lu yılların sonunda yüksek frekanslı, çok kısa dalga boyu osilatörler geliştirilerek lineer hızlandırıcılarda, elektron hızlandırılmasında kullanıldı. Böylece de-

ğışık enerjilerde hem X-ışını hem de elektron demetleri veren cihazlar yapıldı. Bu cihazlar, mikrodalga frekansında duran ya da ilerleyen elektromanyetik dalgalarla çalışmaktadır. İlerleyen dalgalarla çalışan cihazlarda hızlandırıcı tüpün ucunda, gelen dalganın yansımısını önleyen soğurucu bir sistem vardır. Duran dalgalarla çalışan cihazlarda ise hızlandırıcı tüpün her iki ucunda en fazla yansımayı sağlayacak, böylece yansıyan dalgaların gelen dalgalarla girişime uğramasıyla duran dalgaların oluşturulduğu sistemler vardır. Günümüzdeki medikal lineer hızlandırıcıların da esasını oluşturan ilk mikrodalgalı hızlandırıcılar, 1948’de İngiltere ve 1955’de Amerika’da kurulmuştur.^[1]

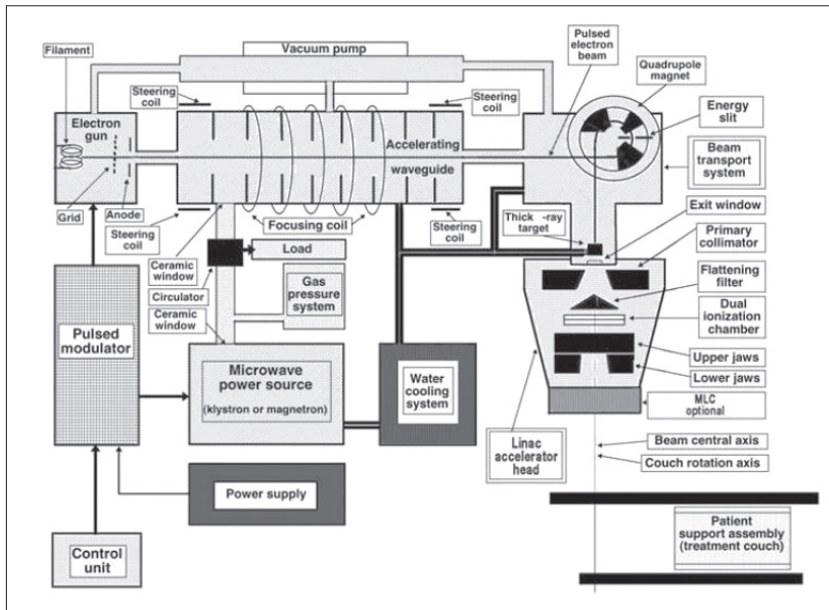
Lineer hızlandırıcılar röntgen tüplerinin çalışma prensipleri ile çalışırlar. Ancak, normal X-ışın tüplerinde elektronlar 400 kV’dan fazla hızlandırılmazlar. Anot ile katot arasındaki mesafe, lineer hızlandırıcılarda daha uzundur. Megavoltaj X-ışınları, katottan fırlatılan elektronların, megavoltaj elektrik potansiyel farkı ve mikrodalgalar sayesinde hızları ışık hızına yaklaştırılarak anoda çarpıtılması sonucu elde edilir.

Lineer hızlandırıcılarda, radyoaktif kobalt ünitelerinden daha yüksek enerjili ışınlar, daha keskin ve daha geniş alanlar elde etmek mümkündür.

Ayrıca cilt koruyucu özellikleri, Cobalt teleterapi cihazlarının yaydığı gama ışınlarından daha fazladır. Lineer hızlandırıcıların bu avantajları olmasına rağmen, maliyetleri yüksek ve bakımları oldukça güçtür. Modern medikal lineer hızlandırıcıya ait blok şema, Şekil 1’de verilmiştir.

Çalışma prensipleri basitçe şöyledir: Güç kaynağı, merkezinde katot, çevresinde anot bulunan silindirik yapı, impuls (atma) oluşturan şebeke ağı ve hidrojen thyatron lambalarını içeren modülatöre doğru akım verir. Elektrik akımı modülatörde depolanır ve bir kontrol sistemi, bu akımla belli aralıklarla titreşim oluşturur (mikrodalga). Modülatörden çıkan yüksek voltajlı atmalar magnetron veya klystron tüplerine ve aynı zamanda elektron tabancasına iletilir. Magnetron, elektromanyetik mikro dalgalar üreten, klystron ise elektromanyetik dalgayı güçlendiren düzeneklerdir. 15 MeV’den daha büyük elektronlar için klystron kullanılır. Hızlandırıcı (dalga klavuzu = *waveguide*), silindirik tüpten oluşmuş yaklaşık 10 cm çapındadır. ¼ dalga boyu aralıklarla metalik disk veya diagramdan oluşan seri bakır odacıklardan ibarettir. Bu tüpe yüksek derecede vakum uygulanır.

Elektron tabancasından elde edilen elektronlar 50 keV’luk enerji ile (ışık hızının beşte ikisi kadar)



Şekil 1. Bir lineer hızlandırıcıya ait blok şema.

hızlandırıcı bakır tüpün içine gönderilir. Magnetron veya klystrondan çıkan elektromanyetik dalgalar hızlandırıcı tüpe gelir. Böylece, yaklaşık 10 cm çaplı odacıklarda 3000 MHz frekansında titreşimler oluşturulur. Odacıkta oluşan bu yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar, odacığın ortasındaki kanala iletilir. Bu arada elektron tabancasından elde edilen elektronlar, 50 keV ile hızlandırıcı bakır tüpe girer, elektromanyetik dalgalara bindirilir ve odacıktan odacığa bu kanal boyunca doğrusal olarak hızlanarak ilerler. Bir elektrodun (odacık) içine girmekte olan bir parçacık, AC geriliminin periyodunun yarısına eşit bir zaman için, alan olmayan bir bölgeye sürüklenir. Bu yolla gerilim kutuplanması, parçacığın sürüklenme tüpü içinde geçirdiği süre içinde tersine çevrilir ve daha sonra parçacık, bir sonraki boşluğu geçerken hızlandırılır. Son odacıktan çıktığında elektronların hızları her odacıkta aldıkları hızların toplamına eşit olur. Bu işleme lineer hızlandırma denir.

Yüksek enerjiler ve yüksek akımlar için bir ilerleyen dalga kullanmak daha verimlidir. Bu ilerleyen dalganın tepe noktasında, parçacıkların hızlandırıcının boyunu, sanki bir sörf tahtası ile okyanus dalgasının tepesinde gezirmiş gibi katettiklerini hayal edebiliriz. Dirençsel kayıplar yüksek olduğundan, bu ilerleyen dalgayı sürdürmek için, hızlandırıcı boyunca düzenli aralıklarla güç verilmedir. Bu nedenden ötürü hızlandırıcılar, sürekli bir demet yerine pulslu bir modla çalıştırılırlar. Pulslu moda güç, sadece zamanın küçük bir kesri içinde sağlanmalıdır.

Lineer hızlandırma odalarına iletilen titreşimlerin hepsinin aynı frekansta olmasını sağlamak, frekans düzenleyicisi ve lineer hızlandırıcı tüpünde oluşabilecek iyonları tutarak daha önce oluşturulan vakumu sağlamak için vakum pompası kullanılır. Elektronları bir demet halinde toplamak ve bu halde hedefe göndermek için manyetik odaklayıcılar kullanılır. Yüksek enerjili elektronlar, hızlandırıcının çıkış penceresinden, en yüksek enerjilerini kazanarak, 3 mm çapında *pencil beam* olarak çıkarlar. Enerjileri yaklaşık 5 MV/metre'dir. Daha yüksek enerjili ışınlar elde etmek için, bu huzme, tüp ile hedef arasındaki yönlendirici mknatıs (*bending*) ile 900 veya 2700 saptırılarak elektron demetinin çıkacağı kafa kısmına yönlendirilir. Buradan da hedefe (*target*) veya yapının dışına verilir.

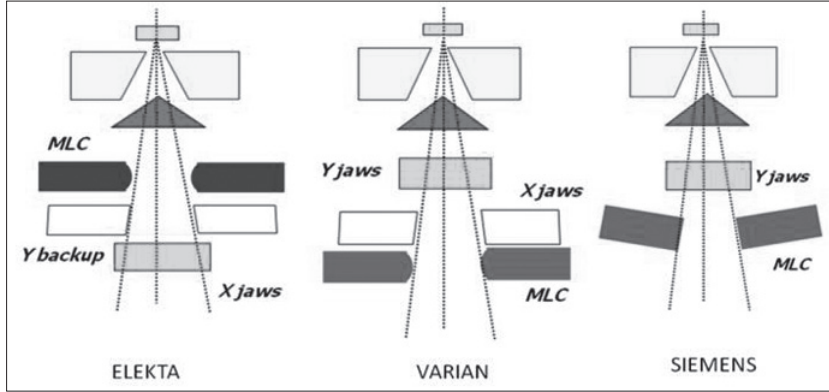
Elektron demetleri enerjilerine göre yüzeysel, orta ve derin tedavide kullanılırken, X-ışını demetleri ise derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde kullanılmaktadır. Lineer hızlandırıcılarda çıkan ışınların odak noktası çok küçüktür (2-3 mm). Bu nedenle radyasyon demetinin sınırları keskindir.

Elektronlar, tungsten gibi yüksek atomik sayılı bir metalden oluşmuş targete çarptırılarak frenleme X-ışını elde edilir. Bu fotonun yayılım yönü gelen elektronun enerjisine bağlıdır. Gelen elektronun kinetik enerjisi 100 keV'den az ise, X-ışının yayılımı tüm doğrultularda az veya çok eşittir. Elektronun enerjisi arttıkça, ileri doğrultuda X-ışını yayılımı artar. MV mertebesindeki X-ışını tüplerinde kullanılan geçirgen tip yüksek atom numaralı hedeflerin bir yüzüne elektronlar gelirken, diğer yüzünde X-ışınları oluşur. Gelen elektronun soğurulması için hedef yeterli kalınlıkta olmalıdır. Lineer hızlandırıcılarda X ışınları demeti heterojen dağılıma sahiptir.

Bir lineer hızlandırıcının kafa kısmı şu bölümlerden oluşur:

Bir lineer hızlandırıcının kafa kısmı şu bölümlerden oluşur:

- X-ışın üretimi halinde, elektron hüzmesinin çarptırıldığı tungsten target; bütün elektronlar targette durdurularak frenlenme X ışınlarını oluştururlar.
- Işın hüzmesinin çapını tayin eden dairesel ilk kolimatör.
- X-ışınlarını homojen hale getiren koni şeklindeki "egalizatör" denilen filtre.
- Elektron demetini homojen hale getiren (elektron ışınlaması halinde, yani tungsten hedefin kullanılmadığı durumlarda devreye girer) manyetik alan oluşturan difüzör veya "elektron süpürgesi"; bu, elektronların homojen şekilde dağılmasını sağlar.
- Verilen dozun iki ayrı iyon odasında ölçülerek ışın demetinin şiddetini ve simetrik olup olmadığının kontrolünü sağlamak için iki ayrı iyonizasyon odası.
- Tedavi sahalarının tayini için hareketli çenelerden yapılmış olan ikincil kolimatör bulunmaktadır.



Şekil 2. Elekta (Elekta Oncology Systems, Norcross, GA), Varian (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) ve Siemens (Siemens Medical Systems Inc., Concord, PA) hızlandırıcılarına ait kolimatör yapıları.

Kafa Kısmı (Gantry)

Lineer hızlandırıcılar, radyasyon kaynağının yatay eksen üzerinde döndürebilecek şekilde tasarlanırlar. Gantry yatay bir eksen etrafında dönerken kolimatör de alanın merkezinden geçen dik eksen etrafında döner. Gantry'nin dönme eksenini ile kolimatörün dönme eksenlerinin kesiştiği noktaya izomerkez (*isocenter*) denir.

Lineer hızlandırıcıda target malzemesi suyla soğutulur. X-ışınlarının en yüksek enerjisi gelen elektronun enerjisine eşittir. Elektron modunda, kalem genişliğindeki elektron ışını, tedavi alanı boyunca aynı (*uniform*) elektron akısı sağlamak için saçıcı tabaka- (*scattering foil*) düzenleyici filtre ile genişletilir. Saçıcı tabaka ince bir metalden yapılmıştır ve genelde bu metal kurşundur. Bu tabaka kalınlığı önemlidir. Saçılma sırasında frenleme ışınları çıkar. Elektron demetinde bu ışınlardan kaynaklanan X-ışını bulaşıklığı %5'den azdır. Bulaşmayı azaltmak amacıyla tabaka yeterince ince olmalıdır. Yine bu modda elektronların havada saçılmasından dolayı ikinci kez bir kolimasyona gereksinim duyulur. X-ışını modunda yüksek enerjili elektronlar sırası ile önce hedefe, saçıcı tabakaya, düzeltici filtreye (*flattening filter*) iyon odalarına, gerektiğinde *wedge* filtreden (motorize) ve hareketli kolimatör sisteminden geçerler.

Gantry, kurşun tungsten veya kurşun tungsten alaşımı olan yüksek yoğunluklu koruyucu materyel içerir. Radyasyon sızıntısına karşı yeterli dere-

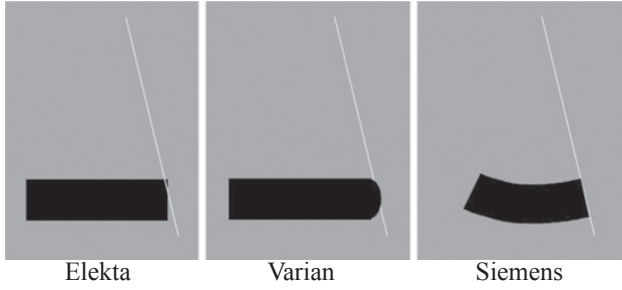
cede kalkan görevi görür. X-ışınları hedefi, saçıcı foil, düzeltirici filtre, iyon odası, sabit ve hareketli kolimatör ve ışık sistemini kapsar. Elektronların hedefe çarpması sonucu bir kısım enerjileri X-ışınına dönüşürken geri kalanı ısı olarak açığa çıkar. Demeti homojen hale getiren düzenleyici filtre; kurşun, tungsten, uranyum, çelik, alüminyum veya bunların birleşiminden oluşur. Hareketli kolimatör kurşun veya tungstenden yapılmış olup kaynaktan 100 cm uzaklıkta 40 x 40cm² kadar (simetrik ve asimetric) açılarak tedavi alanını belirler. Işık lokalize sistemi ışık kaynağı tedavi alanının boyutunu saptamak için kullanılır. Işık alanı ile radyasyonun hedef alanı birbiri üzerine düşürülür. Elektronlar için değişebilir kolimatör veya aplikatörler kullanılır.

Düzeltilici filtre simetrik alanlar için yapılmış olup, asimetric alanlarda kullanıldığında, temel dozimetrik parametrelerde değişiklikler olabilir.

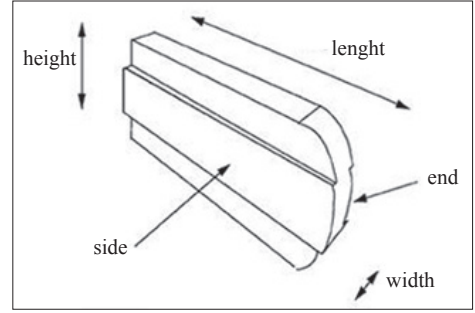
Işın, birincil kolimatör ile şekillendirilip, doz ölçüm birimine (*ion chamber*) gelir. İyon odası ile doz, doz hızı, düzgünlük ve simetri gibi fiziksel parametreler ölçülür. İkincil kolimatörde bulunan hareketli X ve Y çeneleri ile de tedavi alanları oluşturulur. Şekil 2'de farklı hızlandırıcılar için kolimatör yapıları verilmiştir.

Çokyapraklı Kolimatör (Multileaf Kolimator - MLC)

Tedavide düzenli veya düzensiz alan oluşturmak için birçok liften oluşan, birbirinden bağım-



Şekil 3. Elekta, Varian ve Siemens hızlandırıcılarına ait MLC tasarımları.

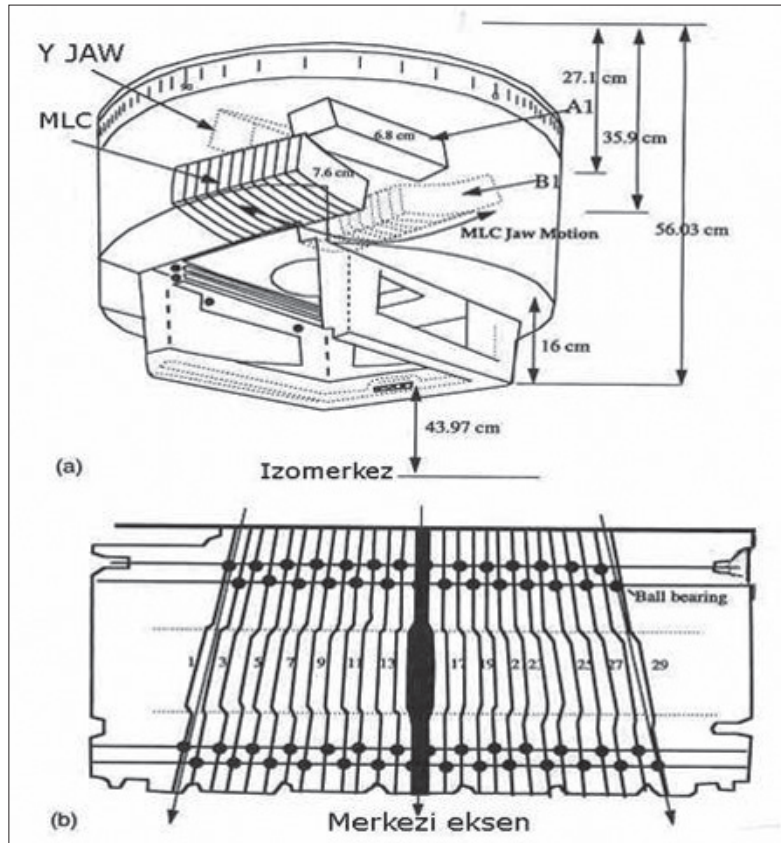


Şekil 4. Varian (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) hızlandırıcılarına ait MLC tasarımı.

sız ve otomatik hareket edebilen sistemlerdir. Üreticiye göre değişen tiplerde MLC'ler vardır. Şekil 3 değişik MLC yapılarını göstermektedir. Her lifin kalınlığı ışın geçirgenliği $<1\%$ olacak şekilde dir. Yaprakların genişliği izosantrda MLC dizaynına göre 0. öv 5-1 cm'dir. Lif dizaynları MLC'nin odaklama özelliklerini önemli ölçüde etkiler. Fo-

kuslama özellikleri paralel, tek odaklı ve çift odaklı olmak üzere gruplanır.^[2-4]

Şekil 4'de tek focus özelliğine sahip Varian cihazlarına ait bir MLC yapısı görülmektedir. MLC dizaynları MLC uçları ile bitişik iki MLC arasında farklı penumbra değerleri oluşturur. Paralel lifler, birbirine paralel kenarlara sahip liflerden oluşur.



Şekil 5. Siemens (Siemens Medical Systems Inc., Concord, PA) Primus lineer hızlandırıcısına ait kolimatör yapısı.

Tek odaklı liflerin uçları genellikle yuvaraktır. Çift odaklı liflerin ise huzme diverjansına uyan uçları vardır. Lifler dairesel bir ark üzerinde hareket ederler. Çift odak özelliği nokta kaynaktan huzme yayılırken huzme diverjansına uygun hareket etme özelliği sağlar. Böylece küçük penumbra elde edilebilir. Şekil 5’de *double focus* özelliğine sahip Siemens lineer hızlandırıcı cihazının kolimatör yapısı verilmiştir.

MLC’lerin kullanımıyla 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi ile hedef volümde istenen dozu elde etmek ve normal dokuları korumak mümkün olmaktadır. Bununla birlikte MLC genişliklerinin sınırlı olması sebebiyle alan kenarlarında izodoz dağılımları kişiye özel bloklarda olduğu gibi kesin değildir. Bu, alan kenarlarında bulunan kritik organlar için risk teşkil etmektedir. MLC kenarlarındaki doz düşüşünün MLC genişliğinin azaltılmasıyla düştüğünü 5 ve 10 mm MLC’li planları karşılaştırarak göstermişlerdir. 5 mm genişliğindeki MLC’lerin CNS olgularında daha iyi konformite verdiğini bununla birlikte sağlıklı dokuların daha iyi korunduğunu göstermişler. Das ve ark. Siemens lineer hızlandırıcı cihazı için MLC ile cerrobond bloklar arasındaki penumbra farkını 1 mm’den az bulmuşlardır.^[2] MLC’ler, standard bloklara kıyasla az da olsa penumbrayı artırır. Huq ve ark. Philips için MLC’ler tarafından oluşturulan efektive penumbrayı cerrobond bloktan 0.5 cm daha geniş bulmuşlardır.^[3,4]

Tablo 1

Elekta, Siemens ve Varian hızlandırıcıları için MLC özellikleri

	Elekta	Siemens	Varian
MLC kalınlığı	75 mm	75 mm	59 mm
Fokalizasyon	Basit	İki yönlü	Basit
MLC uçları	Yuvarlak	Fokelize	Yuvarlak
Minimum açıklık	6 mm	0 mm	0.2 mm
Overtravel	12.5 cm	10 cm	20 cm
İnterdijitasyon	Yok	Yok	Var
MLC geçirgenliği	<%2	<%1	<%2.5
MLC’ler arası sızıntı	<%5	<%2	<%4

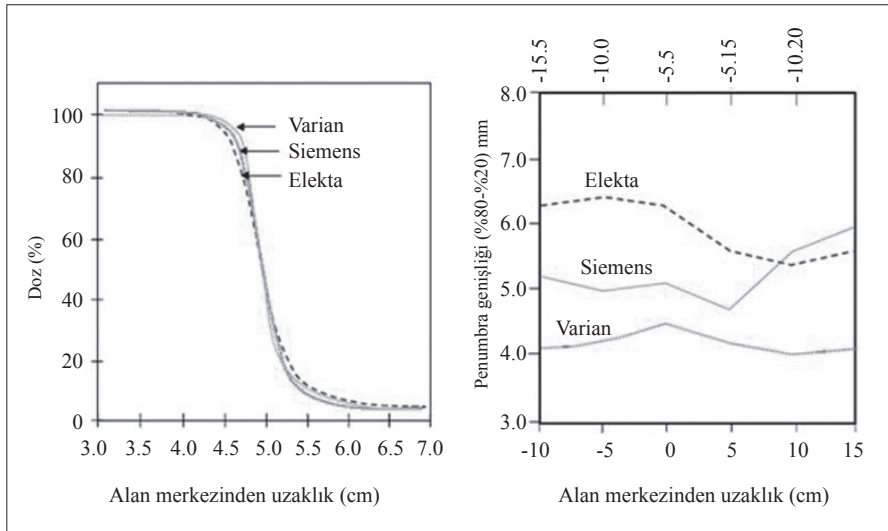
Siemens, Varian ve Elekta cihazlarına ait penumbra Şekil 6’da gösterilmiştir.

Girinti ve Çıkıntı Etkisi (Tongue and Groove Effect)

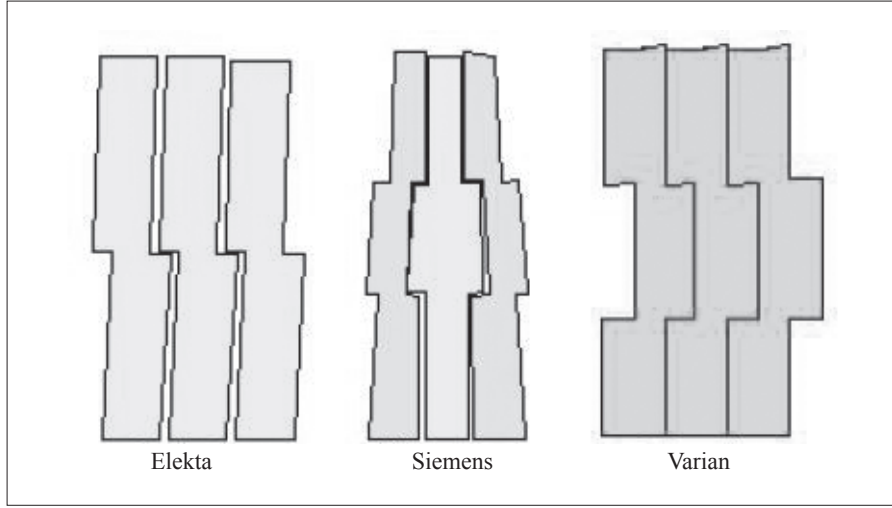
MLC uçlarının tam fokelize olmaması lifler arasında gap kalmasına neden olmaktadır. Bu da önemli problemleri beraberinde getirmektedir.

Birbirine komşu iki MLC arasındaki sızıntıyı minimuma indirmek üretici firmaların öne sürdüğü çözümlerden biri *tongue and groove* tasarımıdır (Şekil 7).

- Bu dizaynda MLC’lerin sol ve sağ köşelerinin transmisyonları birbirinden farklıdır.



Şekil 6. Elekta, Varian ve Siemens cihazlarına ait penumbra.



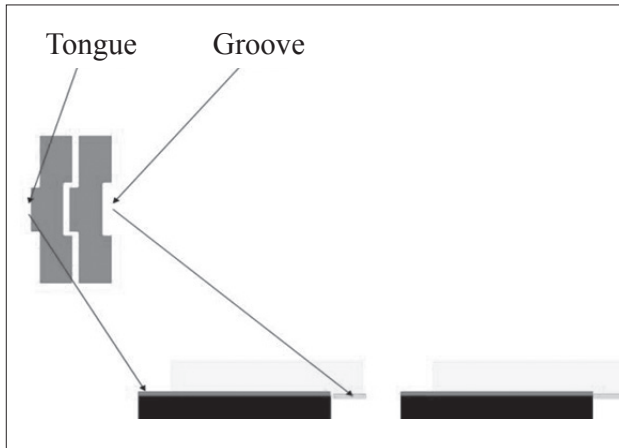
Şekil 7. Elekta, Siemens ve Varian cihazları MLC'lerine arasındaki *tongue & groove* dizaynları.

- Birbirine komşu iki MLC'nin hızları birbirinden farklıdır.^[5-12]

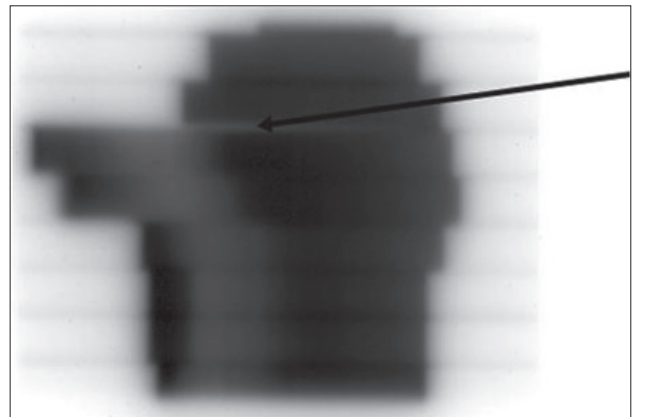
Tek sahada %15'e kadar çok alanlı bir tedavi ise %1.6'ya kadar doz değişimine değişimine sebep olmaktadır.^[4] Şekil 9'da Siemens, Varian ve Elekta Linear Hızlandırıcı cihazlarının kolimatör yapılarından dolayı oluşan *tongue and groove effect* görülmektedir. Şekil 10'da görüldüğü gibi Siemens cihazının kolimatör yapısından dolayı bu etki en azdır. Elekta için bu değer %67 iken Varian için %78, Siemens cihazı için %86 olmaktadır.

Tartışma

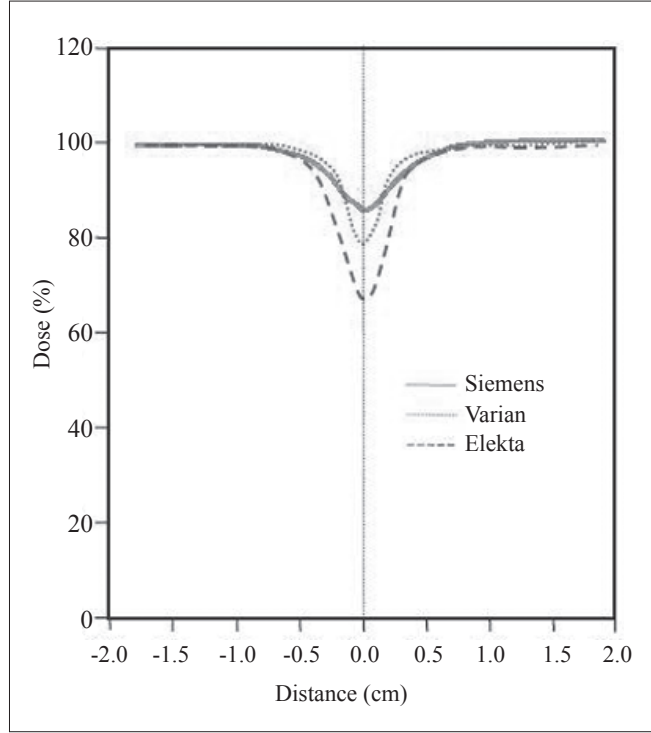
IMRT, 3-D konformal tedavinin gelişmiş bir şeklidir. Bu tedavi tekniği ile sağlıklı dokuları daha iyi koruma olanağı sağlaması nedeniyle, tümörde daha yüksek dozlara ulaşılmasına imkan vermekte ve dolayısıyla yüksek tümör kontrolü sağlamaktadır. IMRT'nin kullanımı kompleks şekilli hedef volüm için doz artırımı, riskli organ dozunun düşürülmesi, doz homojenitesinin sağlanması, vs. açısından çok yararlı olmuştur. IMRT'de konformal doz dağılımı linear hızlandırıcının kolimatöründe bulunan MLC yardımıyla elde edilir.



Şekil 8. Varian cihazlarına ait *tongue & groove* dizaynı.



Şekil 9. Klinikte *tongue & groove effect*.



Şekil 10. Elekta, Siemens ve Varian cihazlarına ait *tongue & groove effect*.

Lineer hızlandırıcıların kolimatör tasarımları radyasyon alan kenarında oluşan yarı gölge ile doğrudan ilgilidir. Kolimasyon sistemi, radyasyon alan kenarında %20-%80 arasındaki doz düşüş bölgelerinin (penumbra) miktarını belirler. Bu genişlik her lineer hızlandırıcıda aynı değildir. Bazı lineer hızlandırıcılarda alan kenarlarını oluşturan X ve Y kolimatörleri için aynı olurken bazı lineer hızlandırıcılarda farklıdır. Radyasyon onkolojisinde kullanılmakta olan lineer hızlandırıcıların yarı gölge genişlikleri değerlendirildiğinde Şekil 10'da görüldüğü gibi en az olan çift focus özelliğine sahip olan Siemens lineer hızlandırıcısına ait MLC dizaynı olduğu en geniş yarı gölgeye sahip diğer lineer hızlandırıcılarla kıyaslandığında daha dar yarıgölgeye sahip olması nedeniyle ileri teknoloji kabul edilen IMRT uygulamalarındaki *tongue&groove* etkisinin az olduğu görülmektedir.

Kaynaklar

1. Khan FM. The physics of radiation therapy. USA, Lippincott Williams&Wilkins Company; 2003.

2. Das IJ, Desobry GE, McNeeley SW, Cheng EC, Schultheiss TE. Beam characteristics of a retrofitted double-focused multileaf collimator. Med Phys 1998;25(9):1676-84.
3. Huq MS, Yu Y, Chen ZP, Suntharalingam N. Dosimetric characteristics of a commercial multileaf collimator. Med Phys 1995;22(2):241-7.
4. Huq MS, Das IJ, Steinberg T, Galvin JM. A dosimetric comparison of various multileaf collimators. Phys Med Biol 2002;47(12):N159-70.
5. Ezzell GA, Galvin JM, Low D, Palta JR, Rosen I, Sharpe MB, Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: report of the IMRT Subcommittee of the AAPM Radiation Therapy Committee. Med Phys 2003;30(8):2089-115.
6. Webb S. Intensity modulated radiation therapy. Bristol and Philadelphia: Institute of Physics Publishing; 2001.
7. Nutting C, Dearnaley DP, Webb S. Intensity modulated radiation therapy: a clinical review. Br J Radiol 2000;73(869):459-69.
8. Schlegel W, Bortfeld T, Grosu AL. New technologies in radiation oncology. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag; 2006. p. 187-207.
9. Bayouth JE, Wendt D, Morrill SM. MLC quality assurance techniques for IMRT applications. Med Phys

- 2003;30(5):743-50.
10. Kung JH, Chen GT. Intensity modulated radiotherapy dose delivery error from radiation field offset inaccuracy. *Med Phys* 2000;27(7):1617-22.
11. Klein EE, Hanley J, Bayouth J, Yin FF, Simon W, Dresser S, et al. *Med Phys* 2009;36(9):4197-212.
12. Ling CC, Zhang P, Archambault Y, Bocanek J, Tang G, Losasso T. Commissioning and quality assurance of RapidArc radiotherapy delivery system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008;72(2):575-81.