

T.C.  
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FİZİKSEL VE SANAL KAMALARIN  
DOZİMETRİK ÖZELLİKLERİNİN  
KARŞILAŞTIRILMASI VE SANAL KAMANIN  
KALİTE KONTROLÜ**

**BORA SINDIR**

**MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**İZMİR-2008**

T.C.  
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FİZİKSEL VE SANAL KAMALARIN  
DOZİMETRİK ÖZELLİKLERİNİN  
KARŞILAŞTIRILMASI VE SANAL KAMANIN  
KALİTE KONTROLÜ**

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**BORA SINDIR**

DANIŞMAN

Prof. Dr. Münir KINAY

İKİNCİ DANIŞMAN

Öğr. Gör. Zafer KARAGÜLER

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Medikal Fizik Anabilim Dalı' nda Prof. Dr. Münir KINAY danışmanlığında Bora SINDIR tarafından hazırlanan '**Fiziksel ve Sanal Kamaların Dozimetrik Özelliklerinin Karşılaştırılması ve Sanal Kamanın Kalite Kontrolü**' isimli yüksek lisans tezi 06.11.2008 tarihinde tarafımızdan değerlendirilmiş ve tez başarılı bulunmuştur.

Prof. Dr. Münir KINAY  
Başkan

Prof. Dr. Hatice DURAK  
Üye

Yrd. Doç. Dr. Kadir AKGÜNGÖR  
Üye

Öğr. Gör. Dr. Ayşegül YURT  
Üye

# İÇİNDEKİLER

	<b>Sayfa</b>
İÇİNDEKİLER LİSTESİ.....	I
TABLO LİSTESİ.....	III
ŞEKİL LİSTESİ.....	IV
KISALTMALAR.....	V
TEŞEKKÜR.....	VI
ÖZET.....	VII
SUMMARY.....	VIII
<b>1. GİRİŞ VE AMAÇ.....</b>	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER.....</b>	<b>3</b>
2.1 Lineer Hızlandırıcı.....	3
2.2 Kama Teknikleri.....	8
2.2.1 Fiziksel Kama Tekniği.....	8
2.2.2 Elektronik Kama Tekniği.....	11
2.2.2.1 Varian Sistemi.....	11
2.2.2.2 Siemens Sistemi.....	12
2.2.2.3 Elekta Sistemi.....	14
2.3 Kama Tekniklerinin Karşılaştırılması.....	16
2.4 Kalite Kontrol.....	18
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM.....</b>	<b>19</b>
3.1 Çalışmada Kullanılan Gereçler.....	19
3.1.1 Siemens Primus Lineer Hızlandırıcı Cihazı.....	19
3.1.2 PTW RW3 Katı Su Fantomu.....	21
3.1.3 Kodak EDR2 Film.....	22
3.1.4 Kodak- Lumiscan75 Lazer Tarayıcı.....	22
3.1.5 PTW MP3 Otomatik Su Fantomu.....	22
3.1.6 PTW MP3 Otomatik Su Fantomunda Kullanılan İyon Odaları.....	23
3.1.7 PTW QC6Plus Günlük Kalite Kontrol Dozimetri Sistemi.....	23

3.1.8 PTW Multidos Elektrometre.....	23
3.2 Fiziksel Kamalı Alanda Doz Profilinin Ölçülmesi.....	24
3.3 Sanal Kamalı Alanda Doz Profilinin Ölçülmesi.....	25
3.4 Günlük Verim Ölçümü.....	27
3.5 Hesaplamalar .....	29
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>31</b>
4.1 Kalibrasyon.....	31
4.2 Sanal Kamalı Alanda Oluşan Doz Profillerinin Tekrarlanabilirliği .....	32
4.3 Kalite Kontrol.....	34
4.3.1 Verim Ölçümleri.....	34
4.3.2 Hesaplamalar .....	38
<b>5. TARTIŞMA.....</b>	<b>40</b>
<b>6. SONUÇ.....</b>	<b>43</b>
<b>7. KAYNAKLAR.....</b>	<b>45</b>

## TABLO LİSTESİ

	<b>Sayfa</b>
<b>Tablo 1:</b> KCM:100 cm' de Kama Tekniklerinin Uygulanabildiği En Büyük Alanlar.....	18
<b>Tablo 2:</b> Su Fantomu Işınlama Parametreleri.....	25
<b>Tablo 3:</b> Film Işınlama Parametreleri.....	26
<b>Tablo 4:</b> PTW QC6Plus Günlük Kalite Kontrol Dozimetresini Işınlama Parametreleri...	28
<b>Tablo 5:</b> Lineer Hızlandırıcı İle ilgili Özellikler.....	30
<b>Tablo 6:</b> Sanal ve Fiziksel Kamalı Alanlardaki Doz Profilleri Arasındaki En Fazla Rölatif Doz Farkı.....	32
<b>Tablo 7:</b> Referans Ve Diğer Sanal Kamalı Alanlardaki Doz Profilleri Arasındaki En Fazla Rölatif Doz Farkları.....	34
<b>Tablo 8:</b> 1VW30 İçin Rölatif Ölçüm Değerleri.....	35
<b>Tablo 9:</b> 1VW45 İçin Rölatif Ölçüm Değerleri.....	37
<b>Tablo 10:</b> Hesaplanan MUm <sub>ax</sub> Değerleri .....	38
<b>Tablo 11:</b> Lineer Hızlandırıcı Ekranında Görülen MUm <sub>ax</sub> Değerleri.....	39

## ŞEKİL LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 1: Radyoterapide kullanılan lineer hızlandırıcıların genel yapısı.....	3
Şekil 2: Manyetik alan saptırıcı.....	4
Şekil 3: Kolimatör sistemi (a) X-ışını tedavi modu (b) Elektron tedavi modu.....	6
Şekil 4: Dönme eksenleri ve İzosentr.....	7
Şekil 5: (a) Alana özel ve (b) Konvansiyonel fiziksel kamaların alan ışığına göre Konumu.....	9
Şekil 6: Fiziksel kamalı alandaki izodoz eğrileri.....	10
Şekil 7: Kama açısı.....	10
Şekil 8: Tedavi öncesinde kolimatörlerin pozisyonu.....	13
Şekil 9: İlk pozisyonundaki kolimatörler.....	13
Şekil 10: Tedaviye hazır konumunda kolimatörlerin pozisyonu.....	13
Şekil 11: Tedavi anında kolimatörlerin pozisyonu.....	13
Şekil 12: Tedavinin son kısmındaki kolimatörün pozisyonu.....	14
Şekil 13: Elekta Precise lineer hızlandırıcılarda kolimatör sistemi.....	15
Şekil 14: Elekta motorize kama.....	15
Şekil 15: Siemens Primus lineer hızlandırıcısının yapısı.....	20
Şekil 16: Siemens Primus lineer hızlandırıcı.....	20
Şekil 17: Siemens Primus lineer hızlandırıcısının kolimatör sisteminin yapısı.....	21
Şekil 18: Kodak EDR2 filminin doz cevap eğrisi.....	22
Şekil 19: PTW QC6Plus günlük kalite kontrol dozimetri sistemi.....	23
Şekil 20: PTW MP3 Otomatik su fantomu.....	24
Şekil 21: Alan ve yönleri belirlenmiş film.....	25
Şekil 22: 10 cm derinlikteki film.....	26
Şekil 23: Sanal kamalı alanda oluşan doz profili.....	29
Şekil 24: Lineer hızlandırıcısının kontrol ekranı.....	30
Şekil 25: 3RW30 doz profiline göre kalibre edilmiş 1VW30 doz profili.....	31
Şekil 26: 3RW45 doz profiline göre kalibre edilmiş 1VW45 doz profili.....	32
Şekil 27: 1VW30 sanal kamalı alanlardaki doz profilleri.....	33
Şekil 28: 1VW45 sanal kamalı alanlardaki doz profilleri.....	33
Şekil 29: 1VW30 sanal kama için rölatif ölçüm grafiği.....	36
Şekil 30: 1VW45 sanal kama için rölatif ölçüm grafiği.....	38

## KISALTMALAR

<b>MU</b>	Monitör Unit
<b>MU<sub>max</sub></b>	En Fazla Monitör Unit
<b>GDK</b>	Gelişmiş Dinamik Kama
<b>v</b>	Kolimatör Hızı
<b>DC</b>	Doğru Akım
<b>KV</b>	Kilo Volt
<b>KS</b>	Kolimatör Sistemi
<b>MV</b>	Milyon Volt
MeV	Milyon elektron Volt
<sup>137</sup> Cs	Sezyum Radyoaktif Elementi
<sup>60</sup> Co	Kobalt Radyoaktif Elementi
<b>cGy</b>	Santi Gray (Soğurulan Doz Birimi)
<b>G</b>	Gantry
<b>T</b>	Hedef
<b>c</b>	Kalibrasyon Faktörü
<b>μ</b>	Ortalama Lineer Soğurma Katsayısı
<b>α</b>	Kama Açısı
<b>KCM</b>	Kaynak Cilt Mesafesi
<b>BTT</b>	Bölümlenmiş Tedavi Tablosu
<b>ÇYK</b>	Çok Yapraklı Kolimatör
<b>EDR</b>	Genişletilmiş Doz Aralığı
<b>3RW30</b>	3 yönünde lineer hızlandırıcıya takılan 30°'lik fiziksel kama
<b>3RW45</b>	3 yönünde lineer hızlandırıcıya takılan 45°'lik fiziksel kama
<b>1VW30</b>	1 numaralı kolimatörün hareket ettiği 30°'lik sanal kama
<b>1VW45</b>	1 numaralı kolimatörün hareket ettiği 45°'lik sanal kama
<b>WHO</b>	Dünya Sağlık Örgütü
<b>AAPM</b>	Amerikan Medikal Fizik Derneği
<b>IEC</b>	Uluslararası Elektroteknik Komisyonu
<b>ICRU</b>	Uluslararası Birim ve Ölçüm Komisyonu
<b>TAEK</b>	Türkiye Atom Enerjisi Kurumu



## TEŞEKKÜR

Medikal Fizik Anabilim Dalı' nın açılmasında emeği geçen tım hocalarıma, yüksek lisans eğitimim boyunca benden desteğini ve önerilerini esirgemeyen danıőmanım Prof. Dr. Mınir KINAY' a, yüksek lisans tezimin hazırlanmasının her aşamasında bilgi ve tecrübeleri ile her zaman yanımda olan ikinci danıőmanım Öğr. Gör. Zafer KARAGÜLER' e, tez konusunun oluşmu sırasında fikir ve düşüncelerinden yararlandığım Doç. Dr. Fadime AKMAN, Fiz.Uz. Seray KURT, diğer fizikçi arkadaşlara ve her zaman yanımda olan aileme teşekkür ederim.

## ÖZET

Bu çalışmanın amacı, sanal kama ile oluşturulan doz profillerinin tekrarlanabilirliğinin değerlendirilmesi, sanal ve fiziksel kamalı alanlarda oluşan doz profillerinin karşılaştırılması ve sanal kama için gerekli olan kalite kontrol programının oluşturulmasıdır.

Sanal ve fiziksel kamalı alanlardaki doz profilleri doksan santimetre kaynak cilt mesafesinde ( KCM ) ve 10 cm derinlikte film dozimetresi ve MP3 su fantomu ile ölçülmüştür. MP3 su fantomunda PTW Semifleks iyon odaları kullanılmıştır. Kalite kontrol programı kapsamında, en fazla monitör ünitesi ( MUm<sub>max</sub> ) sönüm denklemi ile hesaplanmıştır ve yüz santim KCM' de 20x20 cm<sup>2</sup> alanda PTW QC6Plus günlük kalite kontrol dozimetri sistemi ile günlük verim ölçümleri alınmıştır.

6 MV-X enerjide 10X10 cm<sup>2</sup>' lik 30° ve 45° sanal kamalı alanlarda oluşturulan doz profillerinin tekrarlanabilir olduğu görülmüştür. 6 MV-X enerjide 10X10 cm<sup>2</sup>' lik 30° ve 45° fiziksel ve sanal kamalı alanlarda oluşturulan aynı kama açılı doz profillerinin uç bölgesinde sırası ile en fazla %-2.6, % 2.3, topuk bölgesinde sırası ile en fazla % -0.5, % -0.7 fark bulunmuştur. Sönüm denklemi ve lineer hızlandırıcı yazılımı ile hesaplanan MUm<sub>max</sub> değerleri arasında bir fark bulunmamıştır. Günlük verim ölçümlerinde, referans değerlerine göre en fazla % -2 fark bulunmuştur.

Sanal kamalara uygun kalite kontrol programları oluşturularak tedavilerde güvenle kullanılabileceği bu çalışmada görülmüştür. Sanal ve fiziksel kamalı alanlarda oluşan doz profilleri arasındaki farklılıklar nedeniyle kamaların birbiri yerine kullanımında bu doz farklılıkları dikkate alınmalıdır. Yine uygun kalite kontrol programı ile sanal kamalı alanlarda oluşan doz profillerinin kararlılığı test edilebilmektedir. Ayrıca sanal kama uygulamalarında önemli rol oynayan tedavi planlama sistemleri ile elde edilen profiller test edildikten sonra rutin uygulamaya geçilmesi önerilmektedir.

Anahtar Kelimeler: Kama teknikleri, kalite kontrol, sönüm denklemi

## SUMMARY

The purpose of this study is to evaluate the reproducibility of dose profiles created with virtual wedge, to compare dose profiles created in fields with virtual and physical wedge and to establish the required quality control program for virtual wedge.

The dose profiles in fields with virtual and physical wedge were measured with film dosimeters and MP3 water phantom at a ninety centimeter source-surface distance ( SSD ) and 10 cm depth. PTW Semiflex ion chambers were used in the MP3 water phantom. Within the scope of the quality control program, maximum monitor units ( MU<sub>max</sub> ) were calculated using the attenuation equations, and daily output measurements were carried out at a hundred centimeter SSD on 20x20 cm<sup>2</sup> field with PTW QC6Plus quality control dosimetric system.

It was observed that dose profiles obtained with 6 MV-X energy on 10X10 cm<sup>2</sup> 30° and 45° virtual wedged fields were reproducible. Dose profiles created on 10X10 cm<sup>2</sup> 30° and 45° physical and virtual wedged fields with the same wedge angle have a maximum difference of -2.6% and 2.3% at the toe area and a maximum difference of -0.5% and -0.7% at the heel area, for the 30° and 45° wedges, respectively. No difference was observed between the MU<sub>max</sub> values calculated with the attenuation equations and linear accelerator software. A difference of maximum -2% from reference values was observed in daily output measurements.

This study has shown that virtual wedges can be safely used in radiotherapy with the establishment of quality control programs. Due to the differences in dose profiles in fields with virtual and physical wedges, these differences must be taken into consideration when using one in place of the other. Again, with a suitable quality control program, the stability of the dose profiles obtained from fields with virtual wedge can be tested. Furthermore, it is recommended that routine application of virtual wedges should be implemented after the dose profiles of virtual wedges obtained by treatment planning systems are tested.

Keywords: Wedge techniques, quality control, attenuation equation

## **1.GİRİŞ VE AMAC**

Radyoterapide kullanılan kamalar, tedavi alanının bir ekseni boyunca radyasyon demetinin yoğunluğunu değiştiren tekniklerdir. Bu kamalar, düzensiz hasta yüzeyleri, radyasyon demetlerinin kesişim bölgeleri gibi genel klinik durumların yanında hedef hacimde doz homojenitesini sağlamak için kullanılmaktadır. (1,2,3,4,5)

Radyoterapinin ilk yıllarından günümüze kadar fiziksel kama, sanal kama gibi birçok kama teknikleri geliştirilmiştir. Radyasyon demetinin yoğunluğunu değiştirmek için kullandıkları yöntemler birbirinden farklıdır. Fiziksel kamalar, farklı kalınlıklarda farklı oranlarda X-ışınlarının soğrulması yöntemine dayanarak radyasyon demetinin yoğunluğunu değiştirir. Ayrıca bu kama ile tedavi alanının bir ekseni boyunca giderek azalan veya artan doz dağılımı oluşturulur. Fiziksel kamalar radyoterapinin ilk yıllarında <sup>60</sup>Co ve Betatron tedavi cihazlarının kolimatör sistemine monte edilmiş şekilde üretilmekte idi. Daha sonra bu kamalar modern tedavi cihazlarında standart aksesuarlar gibi kullanılmaya başlanmıştır. Bilgisayar kontrol sistemlerinin ve tedavi cihazının Kolimatör sistemlerindeki gelişmeler, lineer hızlandırıcı kolimatörünün ışınlama esnasında hareketiyle fiziksel kama ile oluşturulan doz dağılımına benzer doz dağılımı oluşturulmasına olanak sağlamıştır. Bu konu ile ilgili ilk çalışma 1978 yılında Kijewski et al tarafından Siemens Mevatron XII lineer hızlandırıcısında yapılmıştır. 1990 yılında kolimatör hareketi ile fiziksel kamalı alanlardaki doz dağılımına benzer doz dağılımı oluşturabilen dinamik kamanın Varian Clinac 2100C lineer hızlandırıcısındaki ilk uygulama sonuçları Leavitt et al tarafından yayınlanmıştır. Daha sonraki yıllarda, Siemens sanal kamayı, Elekta ise Omni-kamayı kliniklerde kullanıma sunmuşlardır. (1,2,3,6,7)

Fiziksel ve sanal kamalar, meme tedavisinde en uygun doz dağılımını sağlamak için sıklıkla kullanılmaktadır. Meme kanseri kadınlarda görülen en yaygın kanser türüdür. Meme kanserinin tedavisi kemoterapi, cerrahi ve radyoterapiyi içermektedir.<sup>(8)</sup> İdeal meme radyoterapisi tedavi edilen meme hacminde en uygun doz dağılımını ve en az saçılan dozu gerektirmektedir. Fiziksel kamalar saçılan radyasyonu ve karşı meme dozunu sanal kamaya göre önemli oranda artırmaktadır.<sup>(9)</sup> Bunun sonucunda, fiziksel kama kullanılan meme tedavisinde lösemi riski artmaktadır. Fiziksel kamaların meme tedavisinde kullanılmasıyla saçılan radyasyonu ve karşı meme dozunu önemli oranda artırması nedeniyle, fiziksel kamaların yerine sanal kamaların kullanılması daha uygundur.<sup>(8)</sup> Ayrıca ideal tedavi yöntemi

kısa tedavi zamanını gerektirmektedir. Sanal kama kullanılan tedavilerde zaman kazancı, fiziksel kama kullanılan tedavilerden genellikle daha fazladır.<sup>(9, 2)</sup>

Sanal kama uygulamalarında lineer hızlandırıcının donanımı ve yazılımı uyumlu ve doğru çalışmalıdır. Donanım veya yazılım hataları doz dağılımını doğrudan etkileyerek tedavide olumsuzluklara neden olmaktadır. Bu sistemlerin doğru ve güvenilir çalışmasını sağlamak için detaylı kalite kontrol programları hazırlanmalıdır.<sup>(4)</sup> Aksi takdirde sistemik bir hata sonucunda ciddi radyasyon kazaları meydana gelebilir.

Bu çalışmada, sanal kama ile oluşturulan doz profillerinin tekrarlanabilirliğinin değerlendirilmesi, sanal ve fiziksel kamalı alanlarda oluşan doz profillerinin karşılaştırılması ve sanal kama için gerekli olan kalite kontrol programının oluşturulması amaçlanmıştır.

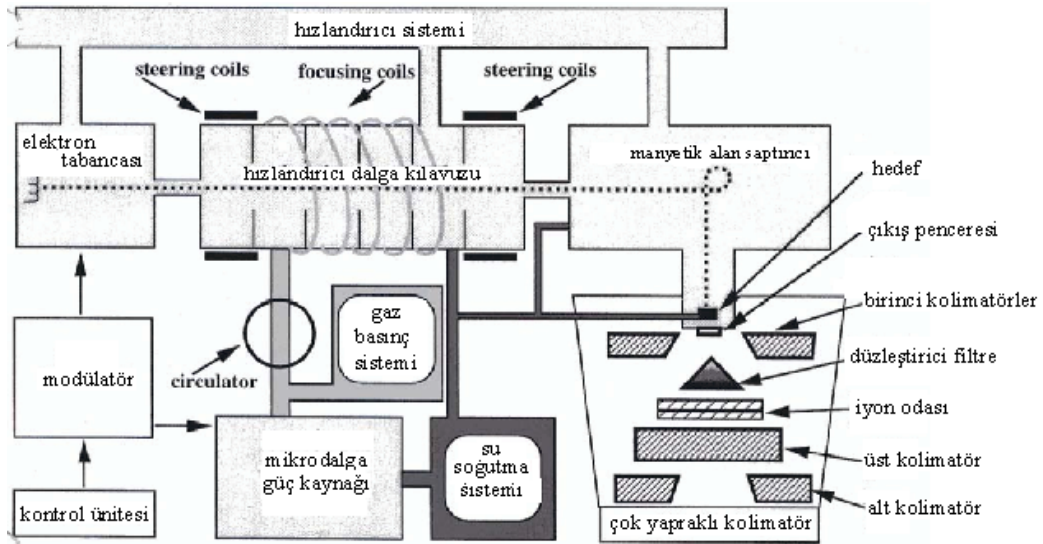
## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1 Lineer Hızlandırıcı

Lineer hızlandırıcı, elektron gibi yüklü parçacıkların hızlandırılması için kullanılan bir cihazdır. Lineer hızlandırıcıların hastanelerde X- ışını üretimi ve parçacık fiziği deneyleri gibi farklı kullanım alanları vardır. Bu cihazlar hızlandırılacak parçacığa ( elektron, proton, iyon ) göre tasarlanmaktadır. Radyoterapide kullanılan lineer hızlandırıcılar elektron parçacıklarını hızlandırmak için tasarlanmıştır. Lineer hızlandırıcıların gelişimi radar geliştirme çalışmalarında ‘magnetron’ ve ‘klaystron’ gibi mikrodalga kaynaklarının geliştirilmesine bağlıdır. ‘Magnetron’ ve ‘klaystron’ mikrodalga kavitelerinde yoğun elektromanyetik alanlar oluşturabilen cihazlardır. ( ‘Magnetron’ mikrodalga kayağı iken ‘Klaystron’ mikrodalga yükseltecidir. ) Bu cihazlar uygun hızlandırıcı yapısı ile birleştirildiği zaman elektronları rölativistlik hızlara kadar hızlandırabilirler.<sup>(10, 11)</sup>

Lineer hızlandırıcıların hızlandırıcı yapısının birçok çeşidi vardır. Ancak radyoterapide hareketli ve duran dalga hızlandırıcıları kullanılmaktadır. Bu hızlandırıcılardaki kaviteelerde mikrodalga bölgesindeki hareketli veya duran elektromanyetik dalgalarla elektronlar hızlandırılır.<sup>(10, 11)</sup>

Şekil 1’ de radyoterapide kullanılan lineer hızlandırıcıların ana bölümleri ve yardımcı sistemleri gösterilmektedir.<sup>(11)</sup>

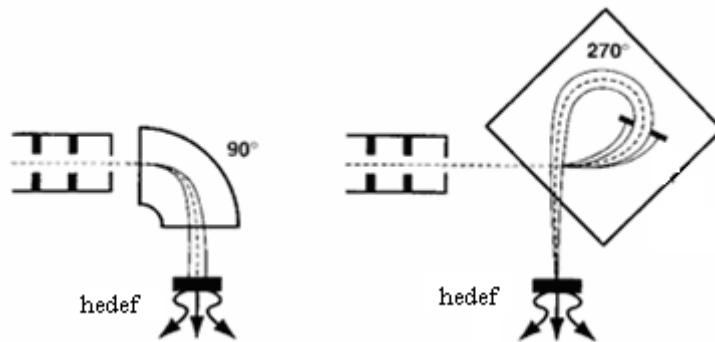


**Şekil 1:** Radyoterapide kullanılan lineer hızlandırıcıların genel yapısı

Güç kaynağı modülatöre DC ( doğru akım ) sağlamaktadır. Modülatör ‘hydrogen thyratron’ ve darbeli akım iletişim sistemini içermektedir. Modülatör bölümünde yüksek voltajlı birkaç mikro saniyelik ‘flat-topped’ DC oluşturulur. Bu bölümden gelen akım aynı anda mikrodalga kaynağı olan ‘Magretron’ veya ‘Klystron’ a ve elektron üretiminde kullanılan elektron tabancasına dağıtılır.<sup>(10,11)</sup>

‘Magretron’ veya ‘Klystron’ da üretilen mikrodalgalar hızlandırıcı tüpü veya yapısına enjekte edilir. Ayrıca elektron tabancasında üretilen elektronlar hızlandırıcı tüpüne demet halinde enjekte edilir. Hızlandırıcı dalga kılavuzu bakır diskler veya değişen açıklık ve aralıklı diyaframlarla bölümlere ayrılmış bakır tüplerden oluşmaktadır. Bu bölüm yüksek vakum altındadır. Elektronlar yaklaşık 50 KV başlangıç enerjisi ile hızlandırıcı yapısına enjekte edildiği zaman, mikrodalgaların elektromanyetik alanı ile etkileşir. Bu etkileşmenin sonucunda elektronlar hızlanma süreci boyunca bir sörfçünün kazandığı enerjiye benzer şekilde sinüzoidal elektrik alandan enerji kazanır.<sup>(10,11)</sup>

Yüksek enerjili elektronlar hızlandırıcı tüpünün çıkış penceresinden çıktığı zaman yaklaşık 3 mm yarıçapında ince demet şeklindedir. Düşük enerjili ( 6 MV’ e kadar ) lineer hızlandırıcıların hızlandırıcı tüpü yüksek enerjili lineer hızlandırıcılara göre daha kısadır. Bu hızlandırıcılarda elektronlar X-ışını üretmek için doğrudan hedefe çarptırılır. Yüksek enerjili ( 6 MV’ den yüksek ) lineer hızlandırıcıların hızlandırıcı tüpü ise düşük enerjili lineer hızlandırıcılarınkinden çok uzundur ve bu yüzden hedef, hızlandırıcı tüpü ile arasında açı olacak şekilde yerleştirilir. Elektronlar hızlandırıcı dalga kılavuzu ve hedef arasında genellikle 90° ve 270° çevrilerek hedefe çarptırılır<sup>(10)</sup>.(Şekil 2)



Şekil 2: Manyetik alan saptırıcı

### X-Işın Demeti

Bremsstrahlung X-ışınları elektronların tungsten gibi yüksek atom numaralı hedefe çarptırıldığı zaman oluşmaktadır. Hedef, çarpan elektronların çoğunu soğurabilecek

kalınlıktadır ve su ile soğutulmaktadır. Bremsstrahlung tipi etkileşmenin sonucunda, üretilen X-ışını demetin ortalama enerjisi yaklaşık demetin maksimum enerjisinin  $1/3$ ' i kadardır.<sup>(10)</sup>

Günümüzde hem elektron hem de X-ışını tedavisi yapabilen lineer hızlandırıcılar üretilmektedir. Örneğin Siemens marka lineer hızlandırıcılarda 6, 9, 12, 15, 18 ve 21 MeV elektron ve 4, 6, 18, 23 MV gibi değişik enerji düzeyinde X-ışını demeti üretmektedir.

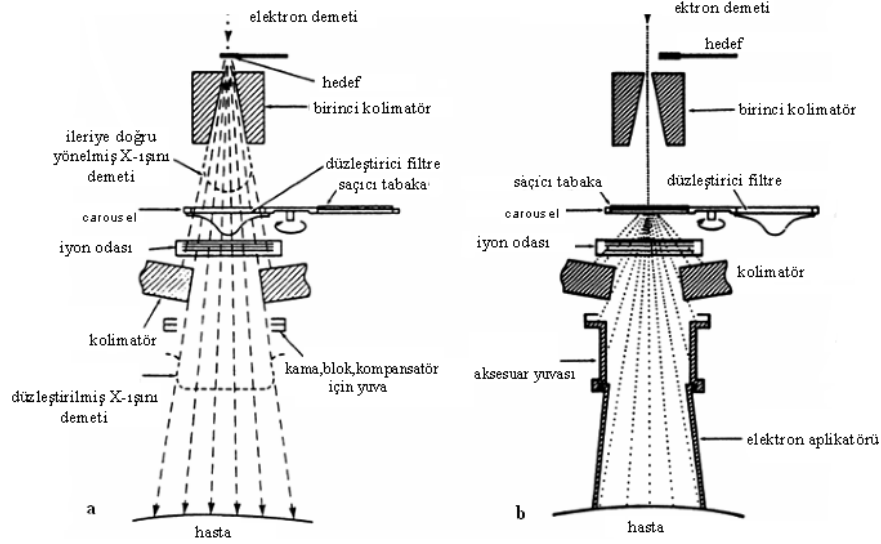
### **Elektron Demeti**

Elektron tedavilerinde elektron demeti, hedef yerine tedavi alanı boyunca homojen elektron dağılımı elde etmek ve demeti dağıtmak için elektron saçıcı tabakaya çarptırılır. Saçıcı tabaka genellikle kurşundan yapılmış ince metalik tabakadır. Tabaka kalınlığı elektronların bremsstrahlung etkileşmesi yapmadan saçılmasını sağlayacak şekilde ayarlanmıştır. Fakat toplam elektron enerjisinin küçük bir kısmı bremsstrahlung X-ışınına çevrilir ve elektron demetinin X-ışını kontaminasyonu olarak bilinir. Ayrıca X-ışını kontaminasyonu kolimatörler veya elektron kolimasyon sistemindeki diğer yüksek atom numaralı materyaller nedeni ile de oluşmaktadır.<sup>(10, 11)</sup>

### **Kolimatör Sistemi**

Kolimatör sistemi ( KS ) demir, tungsten veya kurşun tungsten karışımı gibi yüksek yoğunluklu zırhlayıcı kalın materyallerden yapılmaktadır. KS' de hedef, saçıcı tabaka, düzleştirici filtre, manyetik alan saptırıcı, iyon odası, sabit ve hareketli kolimatör ve ışık lokalizasyon sistemi bulunmaktadır. KS radyasyon koruma kurallarına göre radyasyon kaçağını önlemek için yeterince zırhlanmalıdır. Şekil 3' de KS görülmektedir.<sup>(10)</sup>





**Şekil 3:** Kolimatör sistemi (a) X-ışını tedavi modu (b) Elektron tedavi modu

### Hedef ve Düzleştirici Filtre

Farklı enerjilerdeki elektronların hedefe çarptırılmasıyla açısal X-ışını dağılımı oluşmaktadır. Ancak lineer hızlandırıcıların MeV seviyesinde elektronlar üretmesi nedeniyle, üretilen X-ışını ileriye doğru yönelmektedir. X-ışını demetinin alan boyunca homojen olmasını sağlamak için düzleştirici bir filtre demet önüne yerleştirilir.(Şekil 3a) Bu filtre tungsten çelik veya kurşun çelik karışımından yapılmıştır.<sup>(10)</sup>

X-ışını ve elektron demetlerinin özellikleri kolimatör sistemi tasarımından önemli derecede etkilenmektedir.<sup>(10)</sup>

### Demet Kolimasyonu Ve Dozimetresi

X-ışını modunda, X-ışını demeti ilk olarak X-ışını hedefinin hemen altında bulunan birinci kolimatörle kolime edilir. Kolime edilmiş X-ışını demeti düzleştirici filtreden geçer. Elektron modunda ise filtre elektron demetinin yolu dışına hareket ettirilir.<sup>(10)</sup> (Şekil 3b)

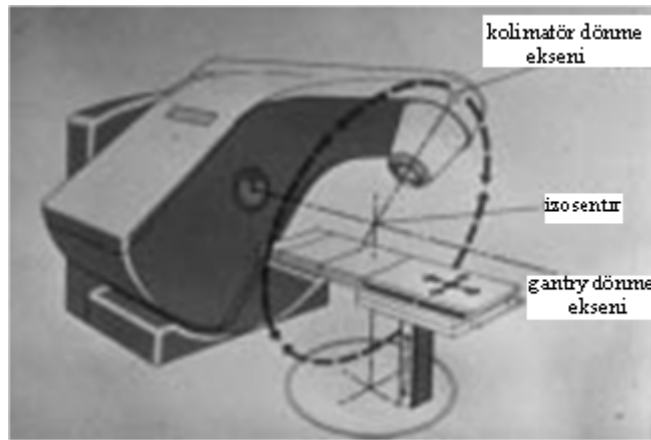
Düzleştirici filtreden geçen X-ışını demeti veya elektron demeti dozimetre sistemi ile etkileşir. Dozimetre sistemi birden çok iyon odası veya çok düzlemlilik tek bir iyon odasından oluşmaktadır. Bu sistemin özelliği doz hızı, toplam doz ve radyasyon alan simetrisini ölçmesidir.<sup>(10)</sup>

Radyasyon demeti iyon odasını geçtikten sonra, demet hareketli X-ışını kolimatörleri ile ikinci defa kolime edilir. Bu kolimatörler iki çift kurşun veya tungsten bloklardan yapılmıştır. Bu kolimatörlerle X-ışını kaynağından yüz santimetre gibi bir uzaklıkta ( KCM=100cm )  $0 \times 0 \text{ cm}^2$  lik alandan maksimum alan boyutuna kadar düzenli alanlar oluşturulabilir. KCM, alan boyutları ve düzensiz alanların oluşturulabilmesi lineer hızlandırıcının özelliklerine bağlıdır.<sup>(10)</sup>

Tedavi alanı veya radyasyon alanı, KS' de bulunan alan ışığı ile belirlenir. Ayna ve ışık kaynağı kombinasyonu iyon odası ve kolimatörler arasındaki boşluğa yerleştirilir ve kolimatörler X-ışını odak noktasından geliyormuş gibi ışık demetini kolime eder. Bu yüzden ışık alanı ile radyasyon alanı uyumludur. Bu alanların uyumluluğu ayna hareketi nedeniyle zamanla değişebileceği için düzenli olarak kalite kontrolleri yapılmalıdır.<sup>(10)</sup>

Birçok lineer hızlandırıcıda X-ışını kolimasyon sistemi benzer olmasına karşın, elektron kolimasyon sistemleri çok fazla farklılık göstermektedir. Elektronların havada kolayca saçılması nedeniyle demet kolimasyonu hasta cildine yakın olmalıdır. Hareketli kolimatörlerde önemli miktarda elektron saçılması vardır. Doz hızı alan boyutundaki değişikliklerden etkilenmektedir. Elektronlar X-ışınları gibi kolimatörle kolime edilirse, tedavide kullanılan alan boyutunun doğruluğu çok önemli olacaktır. Bu nedenlerden dolayı X-ışını kolimatörü açık tutularak, aplikatör ( ek kolimatör ) aksesuar yuvasından cilt yüzeyine kadar takılmıştır.<sup>(10)</sup>

Kolimatör ve gantry dönme eksenlerinin birleştiği nokta izosentr olarak tanımlanmaktadır.<sup>(10)</sup> (Şekil 4)



**Şekil 4:** Dönme eksenleri ve İzosentr

Lineer hızlandırıcıların çalışmasını etkileyen yardımcı sistemler vardır. Bu yardımcı sistemler:

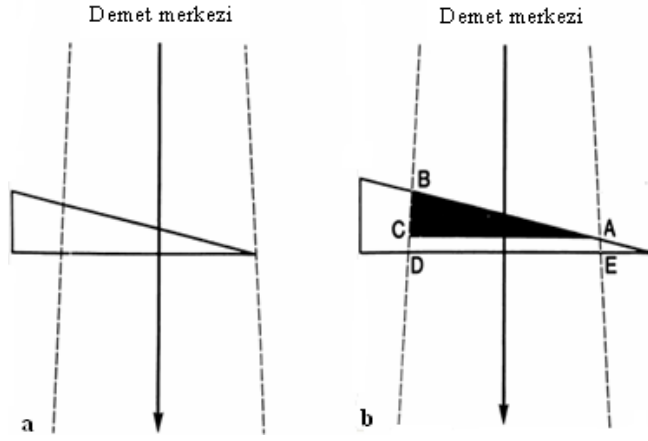
- Manyetik alan saptırıcı, hedef gibi lineer hızlandırıcı bölümlerinin sıcaklığını düzenleyen soğutma sistemi
- Dalga kılavuzundaki vakumu sağlayan vakum iyon pompa sistemi
- Dalga kılavuzunun dielektirik özelliğini artırmayı sağlayan gaz sistemidir.<sup>(11)</sup>

## 2.2 Kama Teknikleri

Kama teknikleri, radyasyon demet yoğunluğunu değiştirmek için kullanılır. Radyasyon demetinin yoğunluğunu değiştirme yöntemleri farklıdır. Bu yöntemler farklı olsada birbirine benzer doz dağılımları oluştururlar. Kama teknikleri ile hedef hacminde doz homojenitesini sağlamak için meme ve baş-boyun tedavilerinde sıklıkla kullanılmaktadır.<sup>(2,3,4)</sup> Radyoterapinin ilk yıllarından günümüze kadar birçok firma farklı kama teknikleri geliştirmiştir. İlk olarak fiziksel kama tekniği kullanılmaya başlanmıştır. Daha sonraki yıllarda bilgisayar kontrol sistemleri ve kolimatör sistemlerinin gelişmesiyle elektronik kama teknikleri ( sanal kama, dinamik kama ) de kullanıma girmiştir.<sup>(1,12)</sup>

### 2.2.1 Fiziksel Kama Tekniği

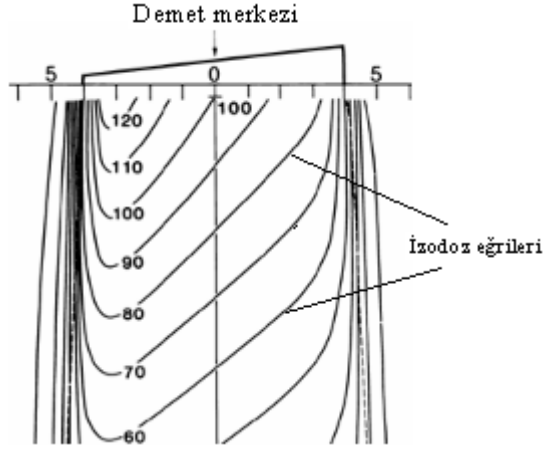
Fiziksel kamalar, genellikle kurşun ve elik gibi maddelerden yapılmış alanın bir ekseni boyunca eğik düzlem gibi kalınlığı değişen ve bu kalınlık değişiminden dolayı X-ışını demetini farklı oranlarda soğuran aksesuarlardır. Bu kamaların alana özel kamalar ve konvansiyonel kamalar olmak üzere iki çeşidi vardır. Alana özel kamalarda her demet genişliği için ayrı kama kullanılır. Bu kama, tedavi cihazına takıldığı zaman alan ışığının sınırı kamanın ince kısmından geçmektedir.(şekil 5a) Konvansiyonel kamalarda ( Petti ve Siddon 1985, Zwicker *et al* 1985 ), her demet genişliği için bir tane kama kullanılır. Konvansiyonel kamalar ‘set-up’, tedavi planlaması ve kullanım kolaylığı nedeniyle alana özel kamalardan daha çok tercih edilmektedir. Bu kamalar demet merkezinde sabitlenecek şekilde kolimatör sistemine takılır. şekil 5b’ de gösterildiği gibi, bu kamaların yalnızca küçük bir bölümü, ABC, istenilen kama açısını oluşturmada kullanılır. Kamanın geri kalan kısmı, ACDE, izodoz eğimine katkıda bulunmaz.<sup>(10,13)</sup>



**Şekil 5:** (a) Alana özel ve (b) Konvansiyonel fiziksel kamaların alan ışığına göre konumu

Alana özel kamalar kullanıldığı tedavi cihazının verimini konvansiyonel kamalara göre daha az azaltmasından dolayı  $^{60}\text{Co}$  tedavi cihazlarında tercih edilirken, konvansiyonel kamaların hızlandırıcılarda kullanılması tercih edilir.<sup>(10)</sup>

Fiziksel kamalar, izodoz eğrilerini ( eşit doz noktalarını birleştiren eğri ) şekillendirmek için tedavi öncesinde demet önüne gelecek şekilde kolimatör sistemine takılır. Fiziksel kamalı alanlardaki izodoz eğrileri, kamanın farklı kalınlıklarında X-ışınlarının soğrulma farklılığı nedeni ile izodoz eğrileri kamanın ince kısmına doğru eğilir.(Şekil 6) Bu izodoz eğrilerinin merkezi eksenle yaptıkları açılar 'kama açısı' ile belirlenmektedir.

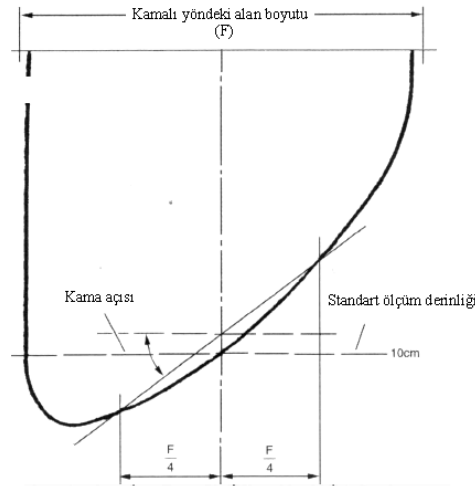


**Şekil 6:** Fiziksel kamalı alandaki izodoz eğrileri

### *Kama Açısı*

Kama açısı ( fiziksel kama ) ICRU ( Uluslararası Birimler ve Ölçümler Komisyonu ) 24. raporuna göre; belirli alan ve derinlikteki izodoz eğrisinin demet merkezi eksenini ile yaptığı açı olarak tanımlanır.

Kama açısı ( dinamik kama, sanal kama ) IEC ( Uluslararası Elektroteknik Komisyonu ) 976 raporuna göre; 10 cm derinlikten geçen izodozun üzerindeki iki noktanın ( merkezi eksenin her iki tarafında, kamalı yöndeki alan boyutunun  $15^\circ$ ,  $30^\circ$  kama açısı için dörte biri  $45^\circ$ ,  $60^\circ$  kama açısı için altıda biri mesafedeki iki nokta ) birleştirilmesi ile çizilen doğrunun merkezi eksenini kestiği noktadan yere paralel çizilen doğru arasında kalan açı ile tanımlanır. IEC 976 raporuna göre, kama açısı Şekil 7'de gösterilmektedir.



**Şekil 7:** Kama açısı

### 2.2.2 Elektronik Kama Tekniği

Elektronik kama teknikleri ile ışınlanma esnasında kolimatörün hareketi ve/veya lineer hızlandırıcının kolimatör sisteminde bulunan fiziksel kamanın ışınlamanın bir bölümünde tedavi alanına girip çıkması ile fiziksel kamalı alanlardaki doz dağılımına ( izodoz dağılımına ) benzer doz dağılımı oluşturulur. Üç büyük firma ( Varian, Siemens, Elekta ) çalışma prensipleri birbirinden farklı olan Sanal Kama ( Virtual Wedge ), Dinamik Kama ( Dynamic Wedge ), Motorize Kama ( Motorize Wedge ) ve Omni-Kama ( Omni-Wedge ) ticari isimli elektronik kama tekniklerini geliştirmişlerdir.<sup>(1,2,14,12,15)</sup>

#### 2.2.2.1 Varian Sistemleri

1990'da Leavitt et al, Varian Clinac 2001C cihazında ilk defa dinamik kamayı uygulamıştır. Dinamik kama, kolimatör ve doz hızının değişiminden faydalanarak tedavi alanı boyunca doz yoğunluğunu değiştiren tekniktir. Bu kamanın kullanıldığı ışınlamalarda, doz ve kolimatör hızlarının değişimi bölümlenmiş tedavi tablolarındaki verilere göre lineer hızlandırıcı yazılımı ile kontrol edilir. Her bir *bölümlenmiş tedavi tablosu ( BTT )* kolimatör pozisyonuna karşılık gelen MU ( Monitör Unit, lineer hızlandırıcıda kullanılan dozla ilgili birim ) verilerini içermektedir.<sup>(3,15,16,17)</sup>

Dinamik kamalı alanlarda doz profilinin oluşum süreci iki bölüme ayrılabilir; ışınlamanın ilk bölümü açık alanda ve sabit doz hızı ile yapılmaktadır. Işınlamanın geri kalan bölümünde doz hızı değişirken kolimatörden biri açık pozisyondan kapalı pozisyona hareket etmektedir. Bunun sonucunda, tedavi alanının farklı bölümlerinin farklı ışınlama zamanı ile ışınlanmasıyla kamalı yönde ( doz yoğunluğunun değiştiği yön ) doz farklılıkları oluşmaktadır. Böylece fiziksel kama ile oluşturulan doz profillerine benzer doz profilleri oluşmaktadır.<sup>(1,14)</sup>

Dinamik kama ile düzenli alanlarda ışınlama yapılabilir. Kenar uzunluğu 4 cm' den 20 cm' ye kadar olan düzenli alanlarda, her kama açısı, her enerji ve her alan boyutu için uygun BTT kullanılarak 15°, 30°, 45° ve 60° kama açıları oluşturulabilir.<sup>(1,7,17,18,19)</sup>

Varian daha sonraki yıllarda dinamik kamanın bir üst modeli olan gelişmiş dinamik kamayı ( Enhanced Dynamic Wedges ) geliştirmiştir.<sup>(7,15,19)</sup> Gelişmiş dinamik kama, dinamik kama gibi doz ve kolimatör hızını kullanarak tedavi alanı boyunca doz yoğunluğunu değiştiren tekniktir. Gelişmiş dinamik kamalı ( GDK ) alanlardaki doz profili oluşum süreci ise dinamik kamaya benzemektedir. GDK' lı alanlardaki doz profillerinin oluşumu, açık ve 60° kamalı alanlarda oluşan doz profillerinin uygun kombinasyonuna dayanmaktadır. Bu

yaklaşım kamanın performansını artırmasının yanı sıra kullanımı için gerekli olan veri miktarını da azaltmaktadır. Tedavi esnasında kolimatör ve doz hızının değişimi 60°'lik kamalar için kullanılan BTT verilerine göre lineer hızlandırıcı yazılımı ile kontrol edilmektedir. Bu tabloya altın BTT denilmektedir ve her enerji için bir tane BTT vardır. GDK ile -10/30 cm alan genişliği ve 0/40 cm alan uzunluğu ile oluşturulabilen düzenli ve düzensiz alanlarda, her enerji için bir tane BTT kullanılarak 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° ve 60° kama açıları oluşturulabilir.<sup>(7,19)</sup>

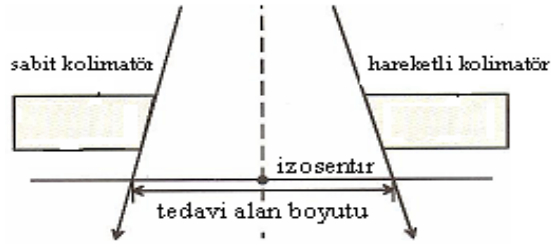
### 2.2.2.2 Siemens Sistemleri

1978'de Kijewski et al Siemens Mevatron XII lineer hızlandırıcıda sanal kama uygulamasını ilk defa denemiştir. 1990'dan sonra klinik uygulamalarda kullanılmaya başlanmıştır. Sanal kama, doz hızı ve kolimatör hızını kullanarak doz yoğunluğunu değiştiren tekniktir. Sanal kamanın uygulama süreci, dinamik ve gelişmiş dinamik kama uygulamalarından farklıdır. Sanal kamalı alanlarda, ışınlama esnasında kolimatörün konumu, hareketli kolimatörün hızı, doz hızını belirlemek için Van Santvoort tarafından tanımlanmış sönüm denklemleri kullanılmaktadır. Doz hızı, tedavi alanı boyunca kolimatörün hareketine göre değişir. Kolimatörün hızı ise tedavi parametrelerine göre belirlenir ve tedavi boyunca sabittir. Bu kama ile 6/20 cm genişliğinde ve 0/40 cm uzunluğundaki düzenli ve düzensiz alanlarda, 1° artma ile 15° den 60°'ye kadar sanal kama açıları oluşturulabilir.<sup>(2)</sup> Bu kama açılarının ve sanal kamalı alanlardaki doz profillerinin oluşum süreci aşağıda anlatılmıştır.

Sanal kamalı ışınlamaların bir bölümünde, kolimatörlerden biri sabit hızla hareket ederken doz hızı değişmektedir. Kolimatörün pozisyonuna karşılık gelen MU verileri sönüm denkleminde göre hesaplanmaktadır.<sup>(2)</sup>

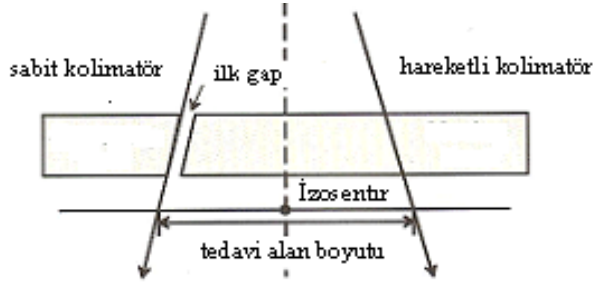
Hareketli kolimatör lineer hızlandırıcının konsolundan belirlenir. Işınlama başlamadan önce hareketli ve sabit kolimatörler arasında genellikle 1 cm' lik 'gap' ( aralık ) vardır.<sup>(20)</sup> 'Gap' kamalı alanda oluşan uç bölgede yer alan dik köşenin oluşmasını sağlamaktadır.<sup>(2)</sup>

Tedavi alan boyutu lineer hızlandırıcının konsolundan girildiği zaman, tedavi esnasında hareketli ve sabit kolimatörler lineer hızlandırıcının konsolundan girilen tedavi alan boyutunu oluşturur.<sup>(20)</sup> (Şekil 8)

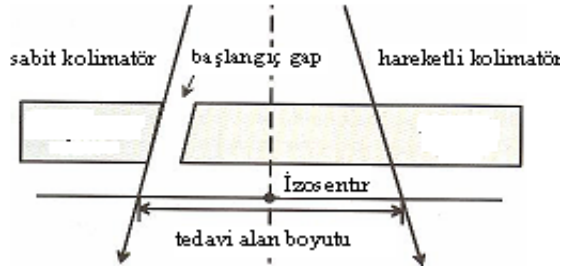


**Şekil 8:** Tedavi öncesinde kolimatörlerin pozisyonu

Lineer hızlandırıcı tedaviden önce hareketli kolimatörün hız testini gerçekleştirir. Bu hız testi için, hareketli kolimatör ilk pozisyondan (Şekil 9) tedaviye hazır pozisyona (Şekil 10) hareket etmektedir. Bu kolimatör hız testini tamamlayıp tedaviye başlangıç konumuna geldiği zaman lineer hızlandırıcı ışınlamaya hazır moduna geçer.<sup>(20)</sup>

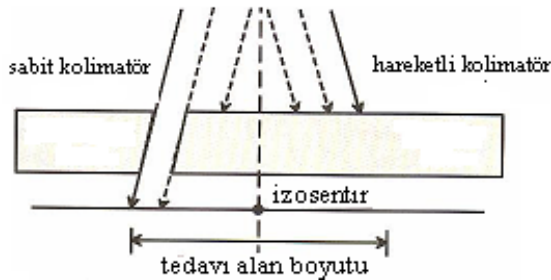


**Şekil 9:** İlk pozisyondaki kolimatörler



**Şekil 10:** Tedaviye hazır konumunda kolimatörlerin pozisyonu

Lineer hızlandırıcı, hareketli kolimatör başlangıç pozisyonunda durduğu zaman ilk tedaviyi gerçekleştirir.<sup>(20)</sup> (Şekil 11)

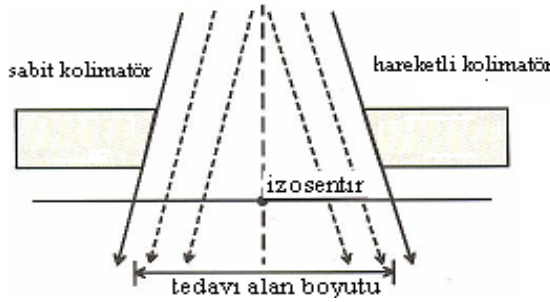




### Şekil 11: Tedavi anında kolimatörlerin pozisyonu

Daha sonra hareketli kolimatör doz hızı değişirken tedavi alanı boyunca sabit hızla hareket eder. Böylece kamalı alanın uç ( toe ) kısmına daha fazla ve kolimatörün hareketi esnasında topuk ( heel ) kısmının daha az ışınlanması sonucunda fiziksel kama ile oluşturulan doz profiline benzer doz profili oluşturulur. Doz profilinin topuk ile uç kısmı arasındaki ışınlanma oranı oluşturulmak istenen kama açısına göre değişir.<sup>(20)</sup>

Tedavi alan boyutuna ulaşıldır ulaşılmaz, hareketli kolimatör durur ve ışınlanmanın geri kalanı açık alanda maksimum doz hızı ile verilir.<sup>(20)</sup> (Şekil 12)



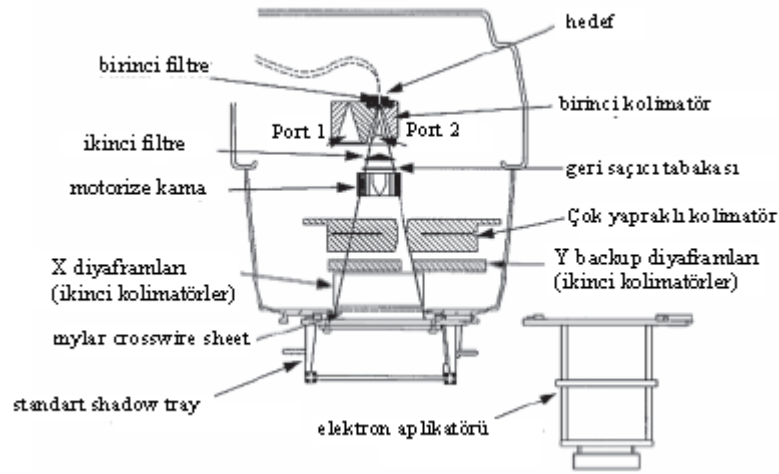
Şekil 12: Tedavinin son kısmındaki kolimatörlerinin pozisyonu

#### 2.2.2.3 Elekta Sistemi

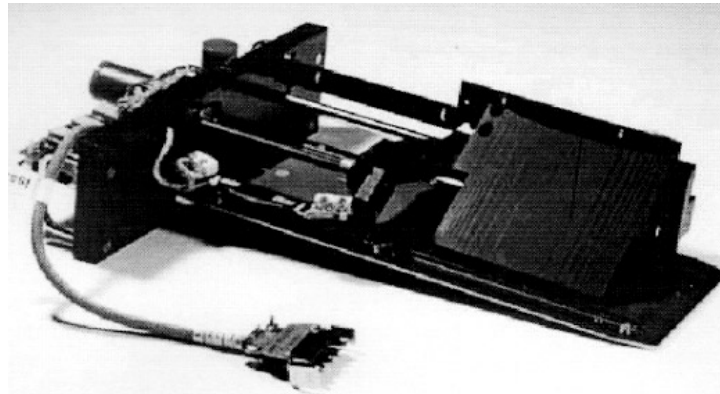
Elekta lineer hızlandırıcılarında, fiziksel kamalı alanda oluşan doz dağılımına benzer doz dağılımı oluşturmak için dinamik kama, motorize kama ve Omni-kama kullanılmaktadır. Elektada kullanılan dinamik kama, Varianın kullandığı dinamik kamaya benzer tekniktir. Dinamik kamalı alanlarda oluşturulan doz profilleri alan boyunca farklı X-ışını soğurulması ile değil tedavi alanının her bölümündeki tedavi zamanını kontrol ederek oluşturulur. Bu tedavi zamanı verilecek MU fonksiyonu olarak önceden belirlenmiş konum verilerine göre hareket eden kolimatörlerden birinin ( Y diyaframı ) hareketi ile kontrol edilir. Y diyaframının hareketi ÇYK' ün hareketine paraleldir. Böylece profilin topuk-uç eksenin ÇYK' lerin hareketine paralel olan doz profili oluşturulur. Doz profilinin oluşum süreci kontrol nokta verileri ile düzenlenmiş tablo ile kontrol edilir.<sup>(12)</sup> Bu tablo Varian' da kullanılan altın BTT' na benzemektedir.<sup>(21)</sup> Her bir kontrol noktası verilecek toplam MU' un yüzdesini ve 1 cm aralıklarında diyafram pozisyonlarını tanımlar. Elekta lineer hızlandırıcılarında, Y diyaframlarının hareketi 12,5 cm ile sınırlandırılmıştır. Böylece, en fazla 25X40 cm<sup>2</sup> lik dinamik kamalı alan oluşturulabilir. Dinamik kama tekniği ÇYK' ler ile oluşturulabilen herhangi bir alan şekline uygulanabilir. Bu kama tekniğinde açık alanda tedaviye başlanır ve

diyaframlardan birinin hareketi ile devam edilir. Diyafram hareketi, hareketli ve sabit diyafram arasında 1 cm aralık kalması ile sonuçlanır. (12)

Elekta lineer hızlandırıcılarında kullanılan diğer bir kama tekniği de motorize kamadır. Motorize kama, kolimatör sisteminde bulunan  $60^\circ$  lik fiziksel kamayı kullanarak doz yoğunluğunu değiştiren tekniktir. Bu kama tekniğinde, açık ve  $60^\circ$  lik fiziksel kamalı alanların uygun oranlarda süperpozisyonu prensibine dayanarak oluşan doz profillerini oluşturmak için kolimatör sistemindeki hedef ve diyaframlar arasında  $60^\circ$  lik fiziksel kama vardır. Şekil 13' de Elekta Precise lineer hızlandırıcısının kolimatör sistemi ve Şekil 14' de motorize kama görülmektedir. (12)



Şekil 13: Elekta Precise lineer hızlandırıcılarda kolimatör sistemi



Şekil 14: Elekta motorize kama

Son zamanlarda, Elekta firması Omni-kamayı çıkarmıştır. Omni-kama, dinamik kama ve motorize kamayı kullanarak doz yoğunluğunu değiştirebilen tekniktir. Omni-kamalı alanlardaki doz profilleri, açık, dinamik ve motorize kamalı alan bölümlerinde ardışık ışınlamayla oluşturulur. Bu kama ile herhangi bir yönde doz profili oluşturulabilirken diğer

kama tekniklerinde kamalı alan yönü kolimatöre göre sabittir. Doz profiline yönü ÇYK sisteminin yaygın olarak kullanılmaya başlanmasıyla önem kazanmıştır.<sup>(12)</sup>

### **2.3 Kama Tekniklerinin Karşılaştırılması**

Kama teknikleri arasında, doz profili oluşturmak için kullanılan yöntemin ve bu tekniklerin kullanıldığı tedavi cihazlarının kolimatör sistemlerinin farklı olması nedeniyle birçok fark vardır. Bu farklardan bazıları aşağıda açıklanmıştır.

#### *Kama faktörü*

Kama faktörü, belirli bir merkezi eksen derinliğinde kamalı ve kamasız alanlarda ölçülen dozların oranı olarak tanımlanır. Bu faktör, kama tekniğinin neden olduğu demet geçirgenliğindeki azalmayı tolere etmek için doz hesabında kullanılır. Kama faktörleri ve özellikleri, gerek kolimatör sisteminin dizaynı gerekse doz profili oluşturmak için kullanılan yöntemlerin farklı olması nedeniyle birbirinden farklılık göstermektedir. Bu farklılıklardan bazıları;

Sanal kama faktörü her enerji, alan ve kama açısında yaklaşık 1' e eşitken fiziksel kama faktörü 1' den farklıdır.<sup>(3,22)</sup>

Sanal kama faktörünün derinlikle değişimi klinik açıdan önemli değildir. Ancak fiziksel kama faktörünün derinlikle değişimi klinik açıdan önemli olabilir.<sup>(3)</sup>

Fiziksel kamaların kama faktörleri alan boyutundan çok etkilenmezken gelişmiş dinamik kamaların kama faktörleri alan genişliğinden çok fazla etkilenmektedir.<sup>(15)</sup> Dinamik kama faktörleri ise alan boyutunun artması ile azalma eğiliminde olmasına rağmen, bazı alanlarda farklı davranışlar göstermektedir.<sup>(23)</sup>

#### *Tedavi başlangıç alanı*

Farklı kama tekniklerinin tedaviye başlama alanları arasında benzerlikler ve farklar vardır. Sanal kama tekniğinde 1 cm' lik 'gap' le tedaviye başlanırken dinamik ve gelişmiş dinamik kama tekniklerinde açık alanla tedaviye başlanmaktadır.<sup>(2,11,21)</sup> Fiziksel kamada ise fiziksel kamalı alan ile tedaviye başlanır.<sup>(10)</sup>

#### *Kama Açıları*

Kama tekniklerini kullanarak birçok kama açısı oluşturulabilmektedir. Ancak kama teknikleri ile oluşturulabilecek kama açılarının sayısı ve kama açısını oluşturmak için kullanılan yöntemler farklıdır. Fiziksel kama farklı kalınlıklarda farklı oranlarda X-ışını soğurmasına dayanarak 15°, 30°, 45°, 60° kama açıları oluşturabilmektedir. Dinamik ve gelişmiş dinamik kamalar bölümlenmiş tedavi tablolarına göre kama açılarını

oluşturmaktadır. Ancak dinamik kama ile 15°, 30°, 45°, 60° kama açıları oluşturulabilirken gelişmiş dinamik kama ile 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45°, 60° kama açıları oluşturulabilmektedir. Sanal kama sönüm denklemini, Omni-kama tablo verilerini kullanarak 15°–60° arasındaki kama açıları meydana getirebilir.<sup>(2,11,12,19,20,24)</sup>

#### *Kama Yönleri*

Kamaların kolimatör sistemine göre kullanım yönleri birbirinden farklılık göstermektedir. Fiziksel kama bazı lineer hızlandırıcılarda 4, bazılarında 2 farklı yönde, dinamik kama, gelişmiş dinamik kama ve sanal kama Y1-iç, Y2-dış yönlerinde, Omni-kama ise herhangi bir yönde kullanılabilir.<sup>(1,2,12,24)</sup>

#### *Alan Sınırları*

Kama tekniklerinin uygulanabildiği alan özellikleri ve boyutları birbirinden farklıdır. Dinamik kama, düzenli alanlarda tedavi yapabilirken diğer kamalar hem düzenli hem de düzensiz alanlarda tedavi yapabilmektedir. Tablo 1' de, kama tekniklerinin uygulanabildiği KCM yüz santimde X-ışınları için en büyük alanlar verilmiştir.<sup>(11,12,21)</sup>

**Tablo 1:** KCM:100 cm' de Kama Tekniklerinin Uygulanabildiği En Büyük Alanlar

	Alan
15°, 30°, 45°' lik Fiziksel Kama	20X40cm <sup>2</sup>
60°' lik Fiziksel kama	15X40cm <sup>2</sup>
Sanal Kama	20X40cm <sup>2</sup>
Dinamik Kama	20X20cm <sup>2</sup>
Gelişmiş Dinamik Kama	30X40cm <sup>2</sup>
Omni-Kama	25X40cm <sup>2</sup>

#### 2.4 Kalite Kontrol

Kalite kontrol gerçek kalite performansının ölçüldüğü, ölçümlerin var olan standartlarla karşılaştırıldığı ve bu ölçümlerin standartlarla uyumluluğunun korunmasını veya tekrar sağlanmasını gerektiren işlemleri içeren düzenli bir süreçtir. Kalite kontrol programları gerektiğinde yeni test ve aktivitelerin eklenmesine izin vermelidir. Yani bu program esnek olmalıdır.<sup>(25)</sup>

Kalite standartları, söz konusu aktivitenin kalitesini değerlendirebilmek için kabul edilmiş kriterler grubudur. Türkiye Atom Enerjisi Kurumu ( TAEK ), Dünya Sağlık Örgütü ( WHO ) ve Amerikan Medikal Fizik Derneği ( AAPM ) gibi farklı ulusal veya uluslararası organizasyonlar radyoterapide standartlar için tavsiyeler yayınlamışlardır. Tavsiye edilen standartların kullanışlı olmadığı bölgelerde, bölgesel standartlar bölgesel gereksinimlere göre düzenlenmelidir.<sup>(25)</sup> Hatta her klinik ulusal ve uluslararası tavsiyeleri dikkate alarak kendi koşul ve şartlarına göre kalite kontrol programı düzenlemelidir.

### **3. GEREÇ VE YÖNTEM**

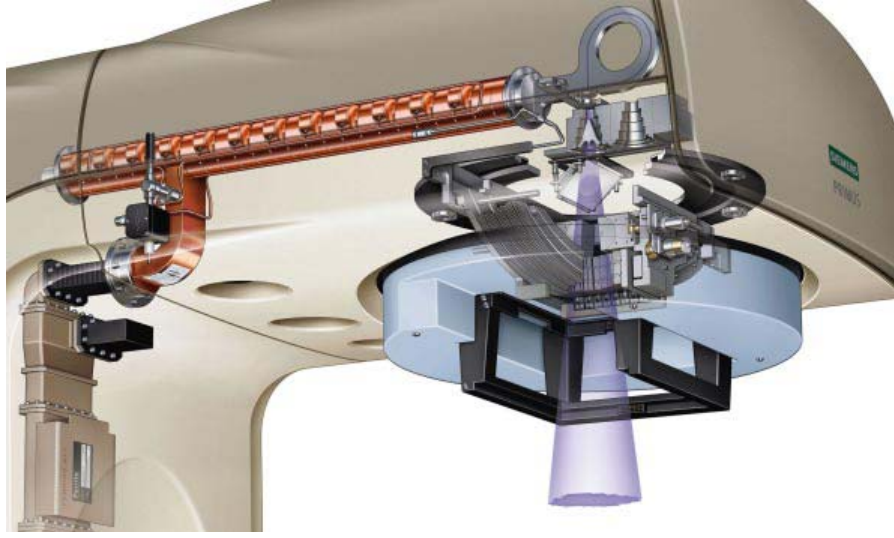
#### **3.1 Çalışmada Kullanılan Gereçler**

Çalışmada Dokuz Eylül Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi AD’da bulunan aşağıdaki gereçler kullanılmıştır.

- Siemens Primus Lineer Hızlandırıcı Cihazı
- PTW RW3 Katı Su Fantomu
- Kodak EDR2 Film
- Kodak Lumiscan75 Lazer Tarayıcı
- PTW MP3 Otomatik Su Fantomu
- PTW TM 31010–0490/0491 Semifleks İyon Odaları
- PTW QC6Plus Günlük Kalite Kontrol Dozimetri Sistemi
- PTW Multidos Elektrometre

##### **3.1.1 Siemens Primus Lineer Hızlandırıcı Cihazı**

Siemens Primus lineer hızlandırıcı farklı tümör boyutu ve lokalizasyonuna göre tedavi edilecek hastalar için birçok enerji seçeneği sunmaktadır. Bu cihazda özel demet şekilleri oluşturabilen bilgisayar kontrollü ÇYK vardır. Bu özelliğinden dolayı kurşun blokların kullanılmasına gerek yoktur ve tedavinin çok hızlı ve verimli bir şekilde gerçekleşmesini sağlar. ÇYK hastaya verilebilecek özel radyasyon demetini şekillendirmek için birçok kolimatör yaprağı kullanmaktadır. Siemens Primus lineer hızlandırıcısı hem derin hem de yüzeysel tümörlerin tedavisi için uygun olan elektron enerjilerini ve yüksek enerjili X-ışını demetini üretebilmektedir. Bu cihaz tedavi masasında yatan hasta etrafında ışınlama yapabilir. Cihazın bu özelliği normal dokulara verilen dozu azaltırken tümöre daha fazla doz verilmesine imkan sağlamaktadır. Şekil 15’ de Siemens Primus lineer hızlandırıcısının yapısı görülmektedir. Bu cihazda elektron tabancasında üretilen elektronlar hareketli dalga kılavuzuna enjekte edilir. Bu elektronlar dalga kılavuzunda hızlandırıcı yapısına uygun bir şekilde monte edilmiş ‘Klystron’ dan gelen 3000 MHz frekanslı mikrodalgalarla megavoltaj seviyesine kadar hızlandırılır. Daha sonra elektron demeti, cihazın kolimatör sisteminde bulunan manyetik alan saptırıcı ile 270° döndürülür ve X-ışını demeti üretilecekse tungsten karışımından yapılmış hedefe, elektron demeti üretilecekse saçıcı tabakaya çarptırılır. Siemens Primus lineer hızlandırıcısının fotoğrafı Şekil 16’ da görülmektedir. Bu cihaz 6 ve 18 MV X-ışını demeti ve 6, 9, 12, 15, 18 ve 21 MeV elektron demetlerini üretebilmektedir.<sup>(10,26)</sup>



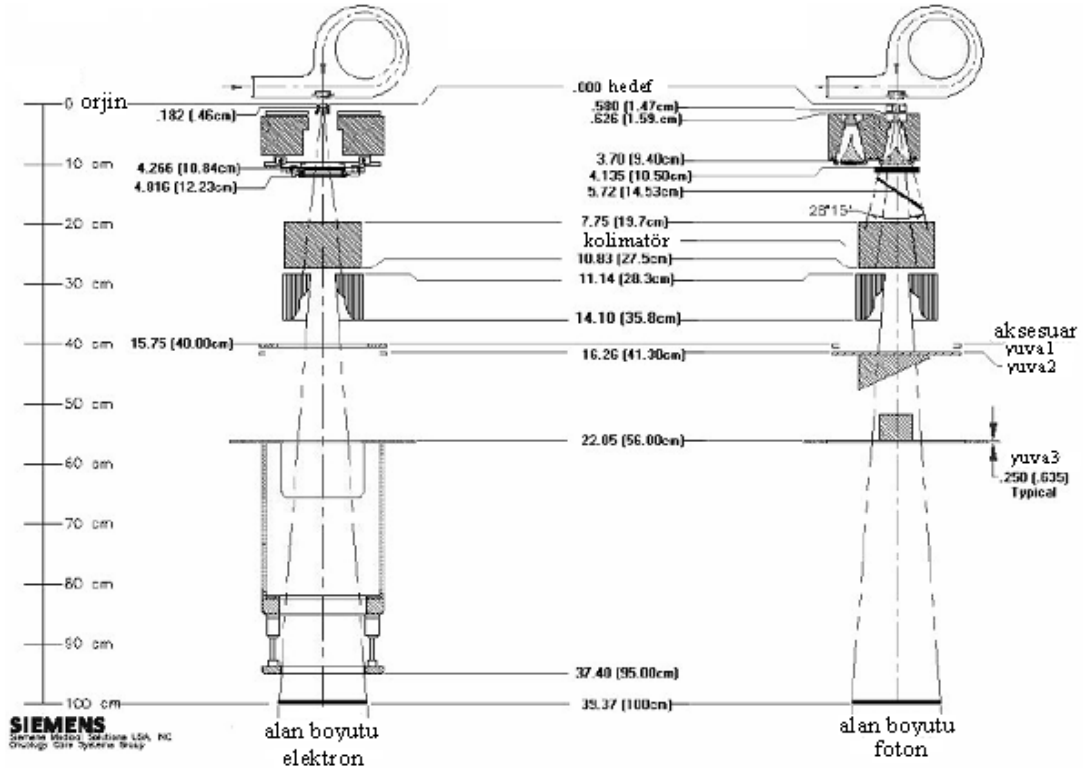
**Şekil 15:** Siemens Primus lineer hızlandırıcısının yapısı



**Şekil 16:** Siemens Primus lineer hızlandırıcı

Siemens Primus lineer hızlandırıcısının kolimatör sisteminde sıra ile yüksek yoğunluklu materyalden yapılmış hedef, saçıcı tabaka, düzleştirici filtre, dozimetre sistemi, ayna, kolimatör, 58 tane ÇYK ve ışık lokalizasyon sistemi bulunmaktadır. Hedeften kolimatörün üstüne kadar olan mesafe geometrik penumbrayı azaltacak kadar uzun, hasta ve tedavi masası

için yeterli boşluğu sağlayacak ve kama, blok ve aksesuarlar gibi demet şekillendiricilerin rahat kullanımına izin verecek kadar kısa olmalıdır. Siemens Primus lineer hızlandırıcılardaki hedef ve kolimatörün üst yüzeyi arasındaki mesafe ve kolimatör yapısındaki diğer mesafeler Şekil 17’ de gösterilmektedir.<sup>(10,26)</sup>



Şekil 17: Siemens Primus lineer hızlandırıcısının kolimatör sisteminin yapısı

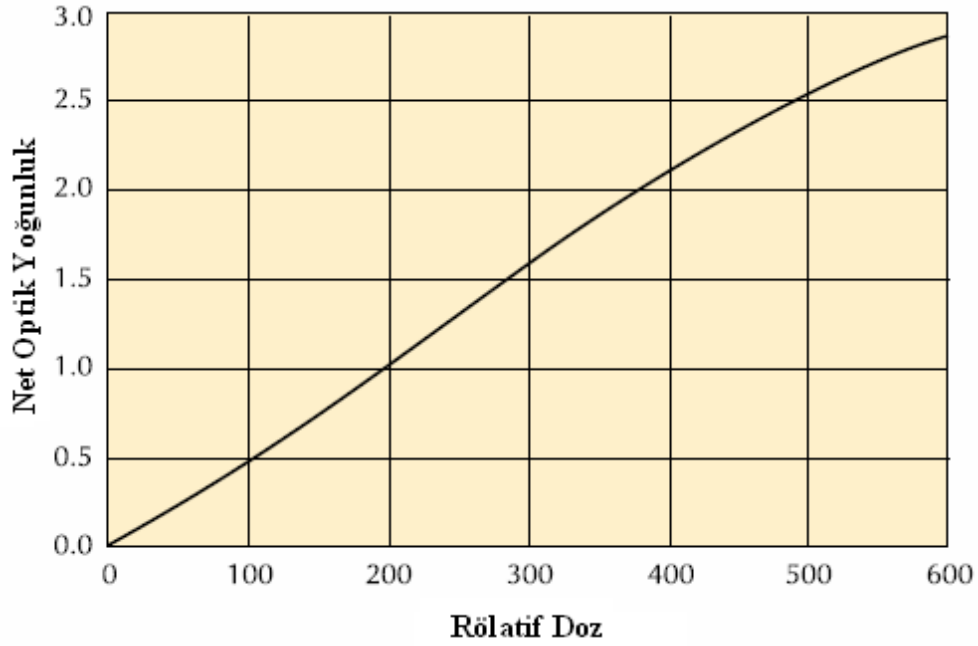
### 3.1.2 PTW RW3 Katı Su Fantomu

Bu çalışmada boyutu 40x40x1 cm<sup>3</sup> ve su eşdeğeri olan RW3 katı su fantomu kullanılmıştır. Bu fantomlar <sup>137</sup>Cs’ den 50 MV X-ışını enerjisi ve 1 MeV den 50 MeV elektron enerji aralığında su-eşdeğeri özelliğini korumaktadır. RW3 katı su fantomu kalibrasyon, kalite kontrol ve derin doz ölçümleri için kullanılabilirler. Bir grupta 1 tane 1 mm, 2 tane 2 mm, 1 tane 5 mm ve 29 tane 10 mm kalınlıkta katı su fantomları vardır. Bu fantomlar kullanılarak farklı derinliklerde ölçümler alınabilir.<sup>(27)</sup>



### 3.1.3 Kodak EDR2 Film

Radyoterapide geniş doz aralığında lineer cevap veren ve yüksek dozlarda satüre olan filmlerin kullanılması tercih edilmektedir. EDR2 ( Extended Dose Range, E.K.C, Rochester, USA ) filmi 25–400 cGy aralığındaki doz cevabı lineer ve yaklaşık 700 cGy’ de satüre olmaktadır.(Şekil 18) Bu filmin çok iyi uzaysal çözünürlüğü ve doz biriktirme özelliği vardır. Ayrıca klinik koşullar altında kullanılması pratiktir. Bu nedenlerden dolayı rölatif, gerçek dozimetre ve kalite kontrol çalışmaları için EDR2 filmi kullanılması önerilmektedir.<sup>(28)</sup>



Şekil 18: Kodak EDR2 filminin doz cevap eğrisi

### 3.1.4 Kodak- Lumiscan75 Lazer Tarayıcı

Çalışmada Kodak-luminesana75 tarayıcı kullanılmıştır. Bu tarayıcı 8 veya 18 bitlik çözünürlükte 35 x 43 cm<sup>2</sup> lik film boyutuna kadar tarama yapabilir.

### 3.1.5 PTW MP3 Otomatik Su Fantomu

PTW MP3 su fantomu geniş alanlarda 3 boyutlu ölçümler için uygundur. Su tankı yirmi milimetre kalınlığındaki arsenik plakadan yapılmıştır. Demet girişi dik, yatay ya da oblik olabilir. Bu çalışmada MP3 su fantomu ile alan ve referans dozimetresi olarak 2 tane Semifleks iyon odaları kullanılmıştır. Alan dozimetresi, hareket motorları paslanmaz çelik tel yardımı ile yatayda 600 mm x 500 mm ve 407,5 mm derinliğine kadar hareket edebilir. Hareket motorları 50 mm/s detektör hızı ve  $\pm 0.1$  mm içerisinde pozisyon doğruluğu sağlamaktadır. Paslanmaz çelik tel hareket mekanizması su dalgalanmasını en aza indirmek ve hareket esnasında pozisyon doğruluğunu artırmak için kullanılmaktadır. Bu tel ölçüm

sonuçlarını etkilememektedir. MP3 su tankı su rezervuarı ile otomatik doldurulup boşaltılmaktadır.<sup>(27)</sup>

### 3.1.6 PTW MP3 Otomatik Su Fantomunda Kullanılan İyon Odaları

PTW MP3 su tankında fiziksel kama ile oluşturulan doz profillerini ölçmek için PTW TM 31010–0490 ve PTW TM 31010–0491 model semifleks iyon odaları kullanılmıştır. Bu iyon odalarından TM 31010–0490 modeli referans ve TM 31010–0491 modeli alan detektörü olarak kullanılmıştır. Bu iyon odaları küçük hacimli olması nedeniyle hassas ölçüm alınmasına olanak sağlar.

### 3.1.7 PTW QC6Plus Günlük Kalite Kontrol Dozimetri Sistemi

Quick Check QC6Plus lineer hızlandırıcıların günlük kalite kontrol test cihazıdır. Bu cihazda bulunan  $0.54 \text{ cm}^3$  hacimli 6 tane paralel düzlemlerle iyon odasının 4 tanesi merkeze eşit uzaklıktaki noktalarda ve diğer iki tanesi merkezinin farklı derinliklerinde fantoma gömülüdür.(Şekil 19) QC6Plus sisteminde, otomatik veri ölçümü, verilerin işlenmesi ve bu verilerin gösterimi için QCW programı veya Multidos elektrometresi kullanılır.<sup>(27)</sup>



Şekil 19: PTW QC6Plus günlük kalite kontrol dozimetri sistemi

QC6Plusla yüksek enerjili X-ışını ve elektron demetlerinde demet düzgünlüğü ve simetrisi, enerji stabilitesi, merkezi eksandeki doz aynı anda kontrol edilebilir.<sup>(27)</sup>

### 3.1.8 PTW Multidos Elektrometre

Multidos' la doz ve doz hızı veya yük ve akım ışınlama ile eş zamanlı ölçülür ve sonuçlar Gy, Gy/min, R, R/min, C ve cinsinden okunur. Bu elektrometre ile farklı polarizasyon voltajlarında (0–400 Volt) ve  $\pm$  polaritelerde ölçüm yapılabilir. Ayrıca bu

elektrometre iyon odası ve yarı iletken detektörlerle kullanılabilir, yüksek ölçüm doğruluğuna ve kararlılığına sahiptir.<sup>(27)</sup>

### 3.2 Fiziksel Kamalı Alanda Doz Profilinin Ölçülmesi

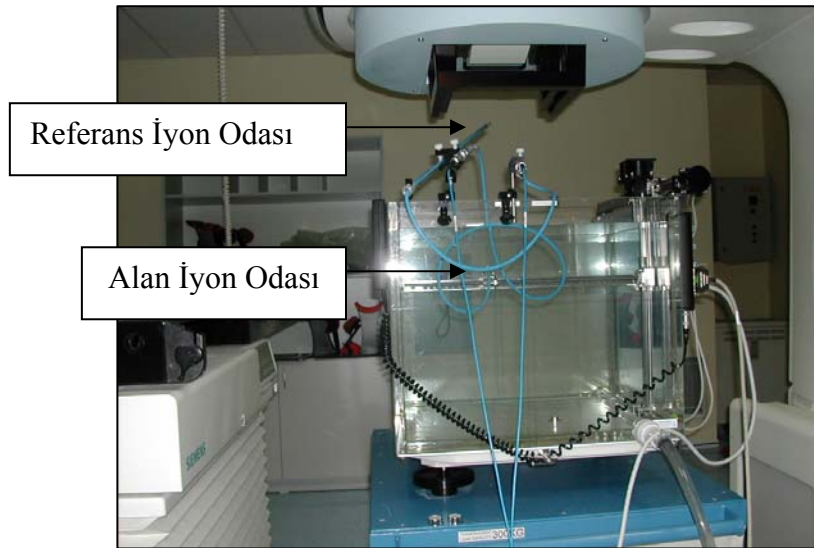
3RW30 (3 yönünde lineer hızlandırıcıya takılan 30° lik fiziksel kama) ve 3RW45 (3 yönünde lineer hızlandırıcıya takılan 45° lik fiziksel kama) fiziksel kamalı alanlardaki doz dağılımları MP3 otomatik su fantomunda ölçüldü ve Mephisto programına doz profilleri çizdirildi. Çizdirilen bu profiller, sanal kama ile oluşturulan doz profillerinin kalibrasyonunda kullanıldı.

#### *Kalibrasyon*

Sanal kamalı alanlarda oluşturulan doz profilleri, fiziksel kamalı alanlarda oluşturulan doz profiline göre kalibre edilmiştir. Sanal ve fiziksel kama ile oluşturulan doz profillerinin merkezi eksenleri Mephisto programında üst üste çakıştırılmış ve bu profiller uyumlu olana kadar Linakta sanal kama açısının belirlenmesinde kullanılan kalibrasyon faktörü (c) değiştirilmiştir.

#### *Otomatik Su Fantomunun Ayarlanması ve Doz Profilinin Ölçülmesi*

Su fantomunda, KCM=90 cm, alan 10x10 cm<sup>2</sup> ve alan iyon odası merkez ekseninde d=10 cm derinliğe gelecek şekilde 'set-up' oluşturuldu.(Şekil 20) Bu koşullarda, alan merkezinde dozun değiştiği yön ( kamalı yön ) alan iyon odası ile tarandı. Bu iyon odası ve referans iyon odasından gelen verilerin oranlanmasına göre doz profili Mephisto programına çizdirilmiştir.



Şekil 20: PTW MP3 Otomatik su fantomu

### *Işınlama*

3RW30 ve 3RW45 fiziksel kamalı alanlardaki doz profillerini ölçmek için 6 MV-X ile su fantomu ışınlanmıştır. Su fantomu ışınlama parametrelerinin tamamı Tablo 2’ de verilmiştir.

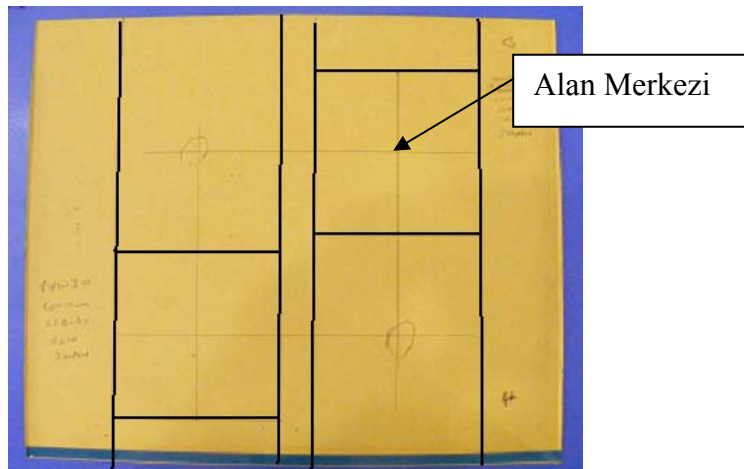
**Tablo 2:** Su Fantomu Işınlama Parametreleri

Kama	Alan (cm <sup>2</sup> )	Derinlik (cm)	MU	Gantry	Kolimatör	Enerji (MV-X)
3RW45	10x10	10	300	0°	0°	6
3RW30	10x10	10	300	0°	0°	6

### **3.3 Sanal Kamalı Alanda Doz Profilinin Ölçülmesi**

Çalışmada sanal kamalı alanlardaki doz profilinin ölçülmesi için film dozimetresi yöntemi kullanılmıştır. 1VW30 ( 1 numaralı kolimatörün hareket ettiği 30° sanal kama ) ve 1VW45 ( 1 numaralı kolimatörün hareket ettiği 45° sanal kama ) sanal kamalarla ışınlanan EDR2 filmleri lazer tarayıcısı ile tarandıktan sonra Mephisto programı kullanılarak doz profilleri çizdirilmiştir.

Işınlamadan önce yönleri ve ışınlanılacak alanları tanımlamak için her filmin üzerine işaretler ve alanlar çizildi. Her filmin uzun kenarının sağ ucuna ‘gantry’ i ifade eden G harfi ve diğer uzun kısmının sağ ucuna hedefi ifade eden H harfi yazılarak yönler standardize edildi. Işınlanılacak alanları da standardize etmek için filmin gantry yönündeki sağ üst köşesine ve hedef yönündeki sol alt köşesine 10x10 cm<sup>2</sup>’ lik alanlar çizildi. Bu alanların merkezleri belirlendi.(Şekil 21)



**Şekil 21:** Alan ve yönleri belirlenmiş film

### *Fantomların Hazırlanması ve Doz Profiline Ölçülmesi*

Işınlamada yirmi beş adet 40x40x1 cm<sup>3</sup> boyutlarında RW3 katı su fantomu kullanılmıştır. Geri saçılma dengesini sağlamak için 1 cm kalınlığındaki on beş tane fantom ışınlamak için hazırlanan filmin altına konulmuştur. Bu film üzerindeki alan ile radyasyon alanını gösteren alan ışığı üst üste çakıştırılmıştır. Daha sonra on santimde ölçüm almak için on tane fantom filmin üzerine konulmuştur ( KCM=90 cm ).(Şekil 22)

On santim derinlikteki film ışlandıktan sonra banyo edilip Kodak lazer tarayıcı ile taranmış ve Mephisto programını kullanarak, alan merkezindeki kamalı yönün doz profili çizdirilmiştir.

Film Şekil 22’ de görüldüğü gibi ayarlanarak 1VW30 ve 1VW45 sanal kamalı alanlarda ışınlanmıştır. Filmin ışlandığı tedavi parametrelerinin tamamı Tablo 3’ de verilmiştir.



**Şekil 22:** 10 cm derinlikteki film

**Tablo 3:** Film Işınlama Parametreleri

Kama	Alan (cm <sup>2</sup> )	Derinlik (cm)	MU	Gantry	Kolimatör	Enerji (MV-X)
1VW45	10x10	10	300	0°	0°	6
1VW30	10x10	10	300	0°	0°	6

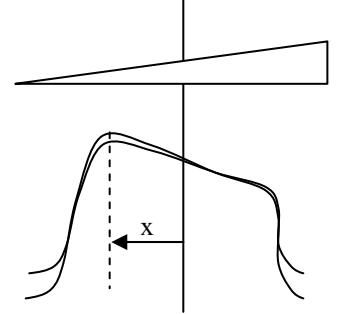
### Değerlendirme

Film dozimetre yöntemi ile elde edilen 30° ve 45° sanal kamalı alanlardaki doz profilleri; sanal kamalı alanlarda oluşan doz profillerinin tekrarlanabilirliğinin değerlendirilmesinde, 30° ve 45° lik fiziksel kamalı alanlarda oluşturulan doz profilleri ile karşılaştırılmasında ve kalite kontrol programı kapsamında kullanılmıştır.

Sanal kamalı alanlardaki doz profillerinin tekrarlanabilirliği; sanal kamalı alanlarda oluşturulan doz profillerinin merkezi eksenleri karşılaştırılmıştır. Daha sonra merkez eksen dozları yüzde yüze normalize edilmiştir. İlk ölçülen doz profili ( *referans doz profili* ) ve diğer doz profilleri için profilin *uç ve topuk bölgelerinde* en fazla rölatif doz farkının görüldüğü noktalar için ölçülen rölatif dozların, denklem (3.1) kullanılarak yüzde farkları hesap edilmiştir. Profilin merkezi eksen dozuna göre, dozun fazla olduğu bölgeye profilin ‘uç bölgesi’, dozun az olduğu bölgeye ise profilin ‘topuk bölgesi’ denir.

30° ve 45° fiziksel kamalı alanda oluşturulan doz profilleri *referans* kabul edilerek 30° ve 45° sanal kamalı alanda oluşturulan doz profilleri ile karşılaştırılmasında; her iki doz profilinin *uç ve topuk bölgesinde*, denklem (3.1) ile hesaplanan *en fazla* rölatif doz farklılığına bakılmıştır.

$$R(x) = \frac{D_{ref}(x) - D_{sk}(x)}{D_{sk}(x)} \cdot 100 \quad (3.1)$$



R = Yüzde fark

x = Sanal kamalı alandaki doz profilinin referans doz profiline göre rölatif doz farkının en fazla olduğu nokta

$D_{ref}(x)$  = Referans doz profilinin x noktasında ölçülen rölatif doz

$D_{sk}(x)$  = Sanal kamalı alandaki doz profilinin x noktasında ölçülen rölatif doz

### 3.4 Günlük Verim Ölçümü

Sanal kamalı alanlardaki günlük verim değişiminin kontrolü için PTW QC6Plus günlük kalite kontrol dozimetre sistemi ile rölatif ölçümler yapılmıştır. Günlük kalite kontrol dozimetresinin kamalı yönünde ( doz yoğunluğunun değiştiği yön ) bulunan 3 tane iyon odası ile elde edilen veriler ( 2 tanesi alan sınırlarına yakın ve diğeri demet merkezinde yüzeye yakın olan dozimetre ) kaydedilmiştir.

### *Günlük Kalite Kontrol Dozimetre Sisteminin Hazırlanması*

Günlük kalite kontrol dozimetresi üzerinde gantry ve hedef yönlerini tanımlayan G ve T harfleri ve ışınlanacak alan ( 20x20 cm<sup>2</sup> ) sınırları belirtilmektedir. Bu cihaz üzerinde belirtilen yönlere göre tedavi masasına konulduktan sonra optik KCM göstergesi ve lazere göre KCM yüz cm' e ayarlandı. Daha sonra 20x20 cm<sup>2</sup>' ye ayarlanmış alan ışığı ile ışınlanacak alan üst üste çakıştırıldı.

### *Işınlama*

Günlük kalite kontrol dozimetrisini 1VW30 ve 1VW45 sanal kama alanlarda 100 MU ve 6 MV-X enerjisi ile ışınlanmıştır ve ışınlama parametrelerinin tamamı Tablo 4' de verilmiştir.

**Tablo 4:** PTW QC6Plus Günlük Kalite Kontrol Dozimetresini Işınlama Parametreleri

Kama	Alan (cm <sup>2</sup> )	MU	Gantry	Kolimatör	Enerji
					(MV-X)
1VW45	20x20	100	0°	0°	6
1VW30	20x20	100	0°	0°	6

### *Değerlendirme*

Bu ölçümler 30° ve 45° sanal kamalı alandaki verim değişimlerini kontrol etmek için günlük kalite kontrol kapsamında değerlendirilmiştir. İlk ölçülen değerler referans kabul edilerek diğer ölçümlerin referans değerlere göre yüzde farkına bakılmıştır. Yüzde farkın hesaplanmasında her bir iyon odası için denklem (3.2) kullanılmıştır.

$$R(n) = \frac{D_{ref}(1) - D_{ölçüm}(n)}{D_{ölçüm}(n)} \cdot 100 \quad (3.2)$$

R(n) = Yüzde fark

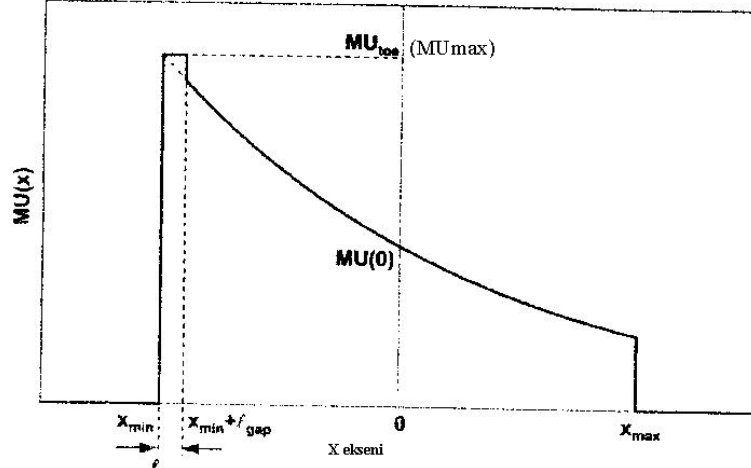
n = Ölçüm no

D<sub>ref</sub>(1) = Sanal kamalı alandaki ilk rölatif ölçüm değeri

D<sub>ölçüm</sub>(n) = Sanal kamalı alandaki x numaralı rölatif ölçüm değeri

### 3.5 Hesaplamalar

Sanal kamalı alandaki doz profilinin ve günlük verim ölçümündeki MUMax ( Maksimum Monitör Unit ) değerleri Van Santvoort tarafından tanımlanmış denklem (3.3) ile hesaplanmıştır.<sup>(2)</sup> Bu denklemin yazımında dikkate alınan doz profili Şekil 23’ de gösterilmektedir.



Şekil 23: Sanal kamalı alanda oluşan doz profili

$$MU_{\max}(x) = MU(0) \exp(-c\mu x_{\min} \tan \alpha) \quad (3.3)$$

MU(x) = Maksimum MU

MU(0) = Lineer hızlandırıcının konsolundan girilen MU değeri

c = Kalibrasyon faktörü ( Her lineer hızlandırıcı ve her enerji için farklı değeri vardır.)

$\mu$  = Kullanılan demet enerjisinde, suyun ortalama lineer soğurma katsayısı

$x_{\min}$  = Sabit kolimatörün merkez eksene olan uzaklığı

$\alpha$  = Kama açısı

Günlük verim ölçümleri ve film ışınlamalarında, 30° ve 45° kama açıları için MUMax değeri hesaplandı. Bu hesaplamalarda Tablo 3 ve Tablo 4’ deki kama açıları ( 1VW45 ), MU değerleri, alan boyutları ile Siemens Primus lineer hızlandırıcısına ait c ve  $\mu$  değerleri kullanılmıştır. ‘ $x_{\min}$ ’ değerini bulmak için alan boyutu kullanılır. Düzenli alanlarda, ‘ $x_{\min}$ ’ ışınlanacak alan uzunluğunun yarısıdır. Tablo 5’ de Siemens Primus lineer hızlandırıcısının c ve  $\mu$  değerleri gösterilmektedir.



**Tablo 5:** Lineer Hızlandırıcı İle İlgili Özellikler

Kama	Enerji (MV)	c	$\mu(\text{mm}^{-1})$
1VW45	6	1,1	0,00507
1VW30	6	1,1	0,00507

*Değerlendirme*

Sönüm denklemi ile hesaplanan MUmax değeri *referans* kabul edildi. Film ve günlük verim ölçümlerinde, 30° ve 45° sanal kamalar için lineer hızlandırıcı yazılımı ve hesaplanan MUmax değerleri arasındaki fark denklem (3.4) göre değerlendirilmiştir.

$$R(n) = \frac{MU_{ref}(n) - MU(n)}{MU(n)} \cdot 100 \quad (3.4)$$

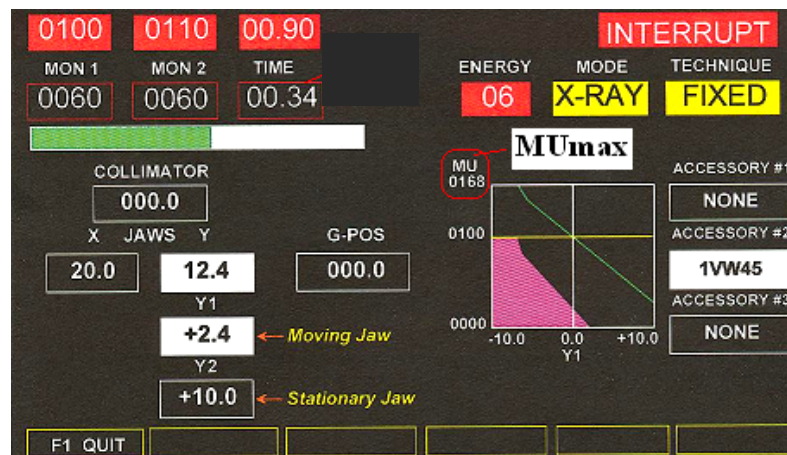
R(n) = Yüzde fark

n = Ölçüm no

MU<sub>ref</sub>(n) = Sönüm denklemi ile hesaplanan MUmax değeri

MU(n) = Lineer hızlandırıcı yazılımı ile hesaplanan MUmax değeri

Lineer hızlandırıcı yazılımı ile hesaplanan MUmax değeri, hızlandırıcının kontrol ekranında görebilmekteyiz.(Şekil 24) Bu karşılaştırma her ışınlama öncesinde kalite kontrol kapsamında yapıldı.

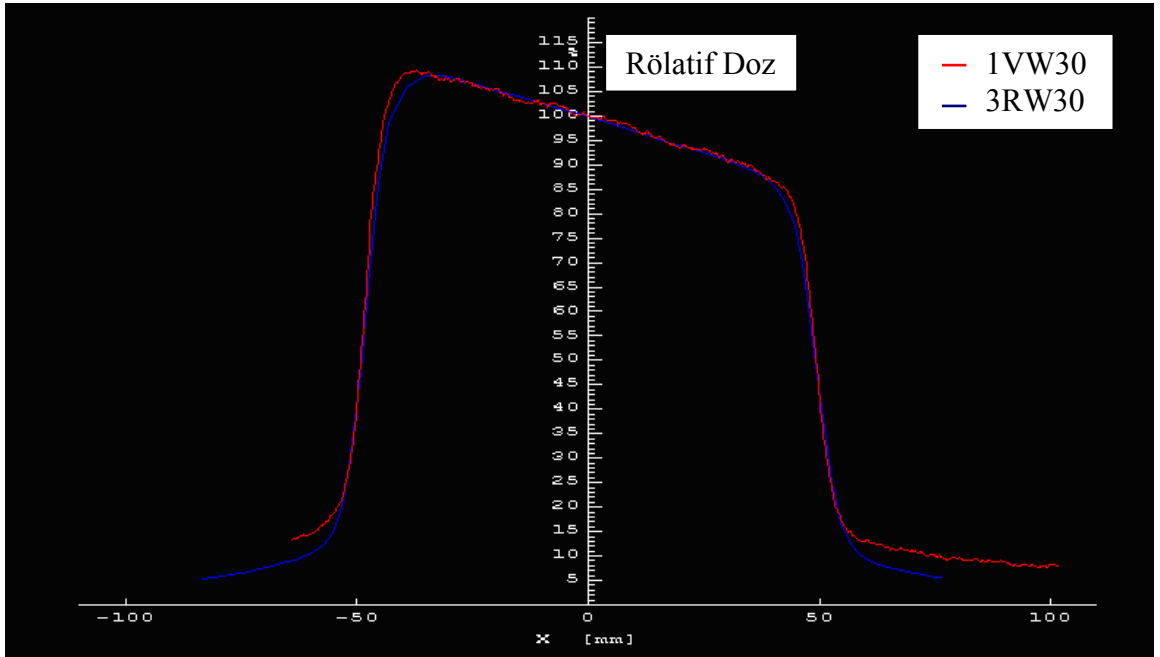


**Şekil 24:** Lineer hızlandırıcının kontrol ekranı

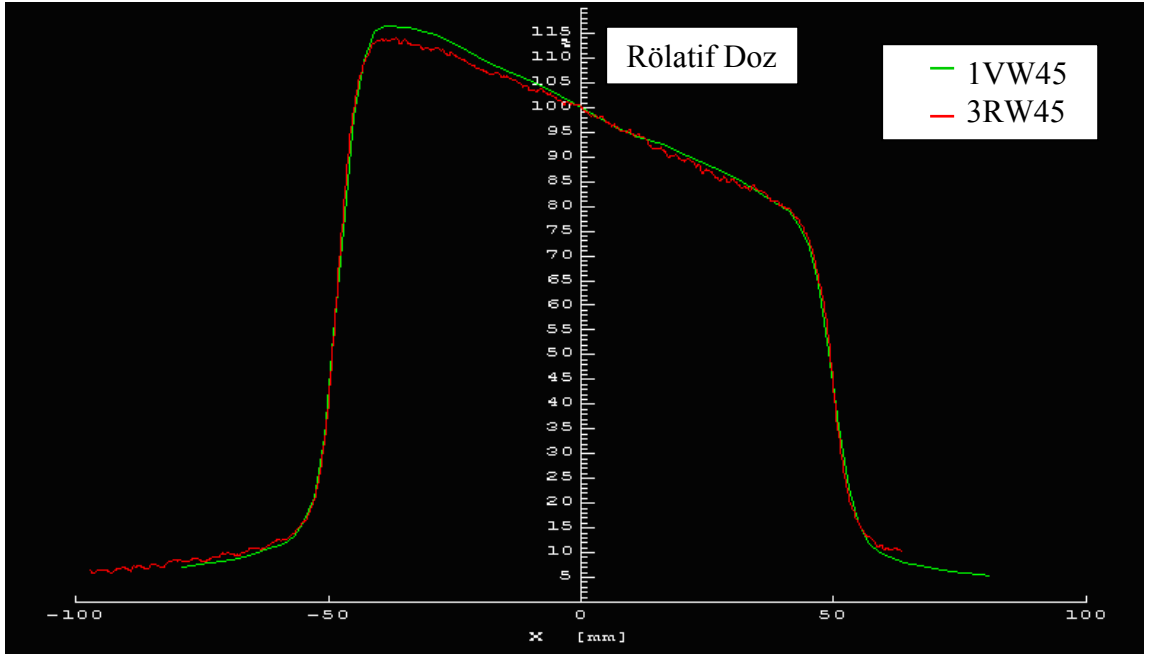
## **4. BULGULAR**

### **4.1 Kalibrasyon**

30° ve 45° sanal kamalı alanlarda oluşturulan doz profilleri, kalibrasyon faktörü (c) ile aynı kama açılı fiziksel kamalı alanlarda oluşturulan doz profillerine göre kalibre edilmiştir. Şekil 25 ve 26’ da 30° ve 45° lik sanal kamalı alanlardaki doz profillerinin aynı kama açılı fiziksel kamalı alanlardaki doz profillerine göre kalibre edilmiş doz profilleri gösterilmektedir.



**Şekil 25:** 3RW30 doz profiline göre kalibre edilmiş 1VW30 doz profili



**Şekil 26:** 3RW45 doz profiline göre kalibre edilmiş 1VW45 doz profili

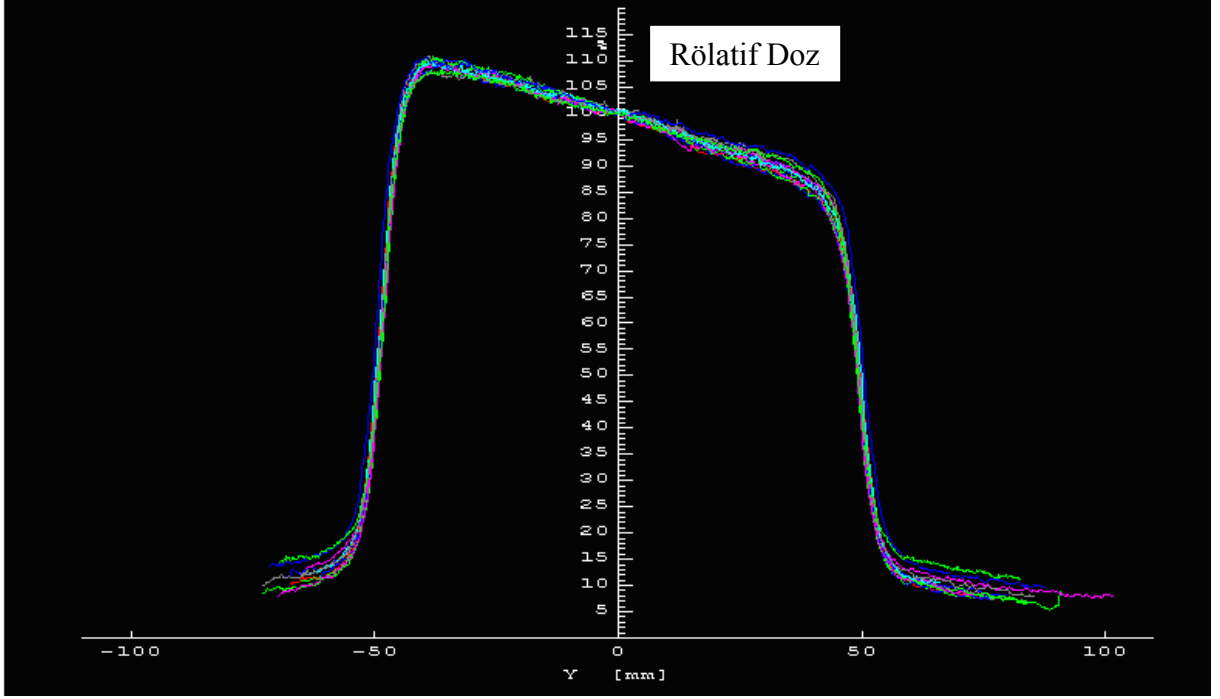
Sanal kamalı alanlardaki doz profillerini kalibre etmek için kullanılan kalibrasyon faktörünün değeri 1,1 olarak bulunmuştur. Kalibre edilen sanal kamalı alandaki doz profilleri ile fizisel kamalı alandaki doz profillerinin merkezi eksenleri Mephisto programında karşılaştırılıp %100'e normalize edildiğinde, özellikle profillerin uç bölgesinde farklılıklar görülmüştür. Bu profillerin uç ve topuk bölgeleri arasındaki farklar denklem (3.1) ile hesaplanmıştır ve bu farklar Tablo 6'da gösterilmiştir.

**Tablo 6:** Sanal ve Fiziksel Kamalı Alanlardaki Doz Profilleri Arasındaki En Fazla Rölatif Doz Farkı

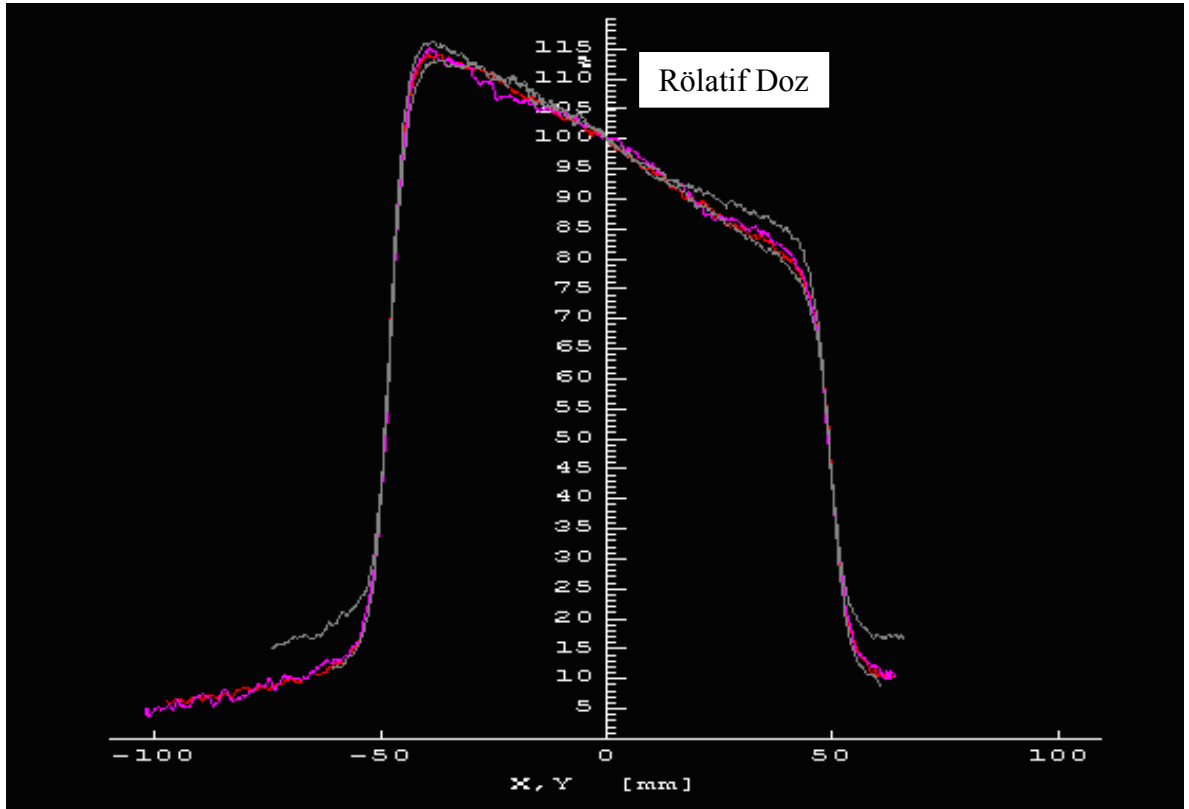
Profilin Uç Bölgesindeki En Fazla Rölatif Doz farkı(%)		Profilin Topuk Bölgesindeki En Fazla Rölatif Doz farkı(%)	
1VW45	1VW30	1VW45	1VW30
%2.3	%-2.6	%-0.7	%-0.5

#### 4.2 Sanal Kamalı Alanda Oluşan Doz Profillerinin Tekrarlanabilirliği

1VW30 ve 1VW45 sanal kamalı alanlardaki doz profilleri kendi içerisinde Mephisto programında merkezi eksenleri çakışacak şekilde üst üste getirildi ve merkezde %100'e normalize edildi (Şekil 27, Şekil 28)



Şekil 27: 1VW30 sanal kamalı alanlardaki doz profilleri



Şekil 28: 1VW45 sanal kamalı alanlardaki doz profilleri

Daha sonra 1VW30 ve 1VW45 sanal kamalı alanlarda oluşturulan profillerinin uç ve topuk bölgesindeki rölatif dozlar referans doz profili ( ilk ölçülen doz profili ) ile

karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırmada, referans doz profili ile diğer sanal kamalı alanlarda oluşturulan doz profillerinin uç ve topuk bölgelerindeki en fazla rölatif doz farkları denklem (3.1) ile hesaplanmıştır. Bu farklar Tablo 7’ de gösterilmektedir.

**Tablo 7:** Referans Ve Diğer Sanal Kamalı Alanlardaki Doz Profilleri Arasındaki En Fazla Rölatif Doz Farkları

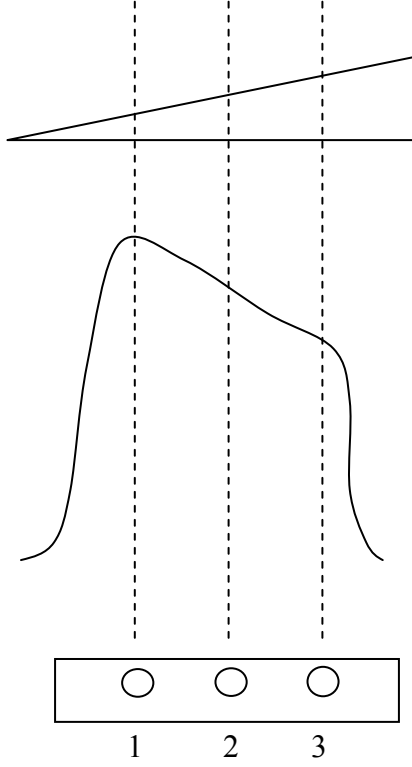
Ölçüm No	Profilin Uç Bölgesindeki En Fazla Rölatif Doz Farkı(%)		Profilin Topuk Bölgesindeki En Fazla Rölatif Doz Farkı(%)	
	1VW45	1VW30	1VW45	1VW30
1	%1.4	%-0.5	%-4.1	%1.9
2	%1.5	%-1.6	%-1.2	%0.5
3	%0.1	%0.8	%1.3	%0.3
4	%-2.5	%-0.4	%0.7	%0.6
5	%1.4	%0.1	%-1.5	%2.2
6	%1.4	%-1.1	%2.0	%2.2
7	%0.5	%-0.2	%1.5	%2
8	%-1.2	%-1.6	%-1.6	%-2.8
9	%-0.3	%-0.5	%0.5	%0.2
10	%1.3	%1.4	%1.2	%-1.6

### 4.3 Kalite Kontrol

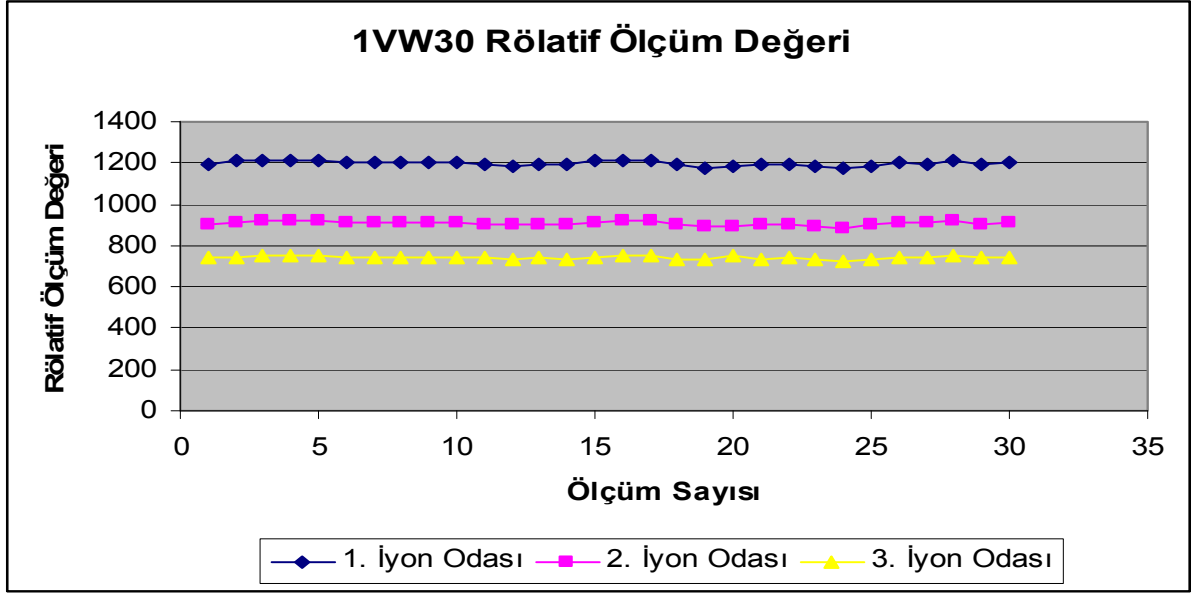
Kalite kontrol programı günlük verim ölçümleri, tedavi öncesi hesaplamalar ve sanal kamalı alanda haftalık doz profili ölçümünü içermektedir. Sanal kamalı alanda haftalık doz profili ölçümü, sanal kama tekrarlanabilirliği kapsamında değerlendirildi.

#### 4.3.1 Verim Ölçümleri

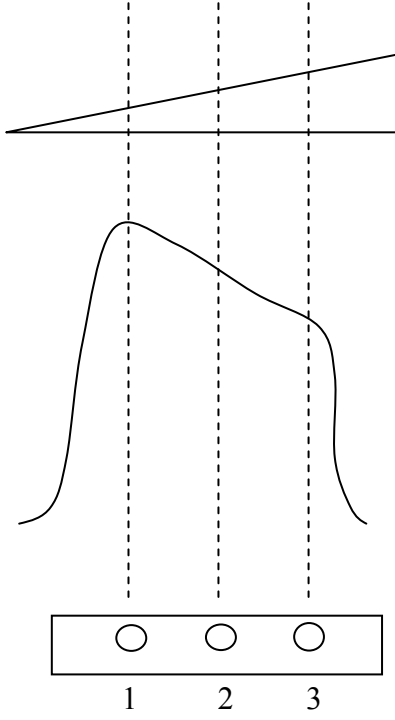
Günlük verim ölçümleri için QC6Plus günlük kalite kontrol dozimetrisi Tablo 4’ deki parametrelere göre ışınlanmıştır. Ölçüm cihazının kamalı yönündeki 3 iyon odası ile alınan rölatif ölçümler hem tablo hem de grafik olarak gösterilmiştir. 1VW30 ve 1VW45 için ölçüm sonuçları; tablo olarak Tablo 8 ve Tablo 9, grafik olarak Şekil 29 ve Şekil 30’ da verilmiştir.

**Tablo 8:** 1VW30 İçin Rölatif Ölçüm Değerleri

Ölçüm No	Rölatif Ölçüm Değerleri (1VW30)		
	İyon odaları		
	1	2	3
1	1191,7	904,3	738,3
2	1209,6	915,4	745,7
3	1214,8	920,9	751
4	1213,9	919,7	750,2
5	1212,3	919,6	749,9
6	1206,3	914	745,2
7	1203,2	912,3	743,6
8	1202,8	911,5	742,6
9	1201,7	909,9	741,4
10	1201,8	910,7	742,1
11	1195,8	905,8	738,5
12	1188,5	900,5	734,2
13	1191,2	903,4	738
14	1189,1	901,6	735,6
15	1208,2	914	744,4
16	1214,8	920,9	751
17	1215,4	921,6	751,7
18	1188,8	901,5	735,5
19	1177,4	893	729,3
20	1182,4	896,7	752
21	1189,2	901,6	736,3
22	1189,2	903,2	738
23	1179,8	893,8	730,1
24	1170,5	887,1	724,4
25	1182,5	897,4	733,7
26	1199,5	910,4	743,9
27	1197,2	907,7	741,4
28	1208,6	917,6	750,6
29	1195,2	905,7	740,3
30	1200,5	910,6	744,4

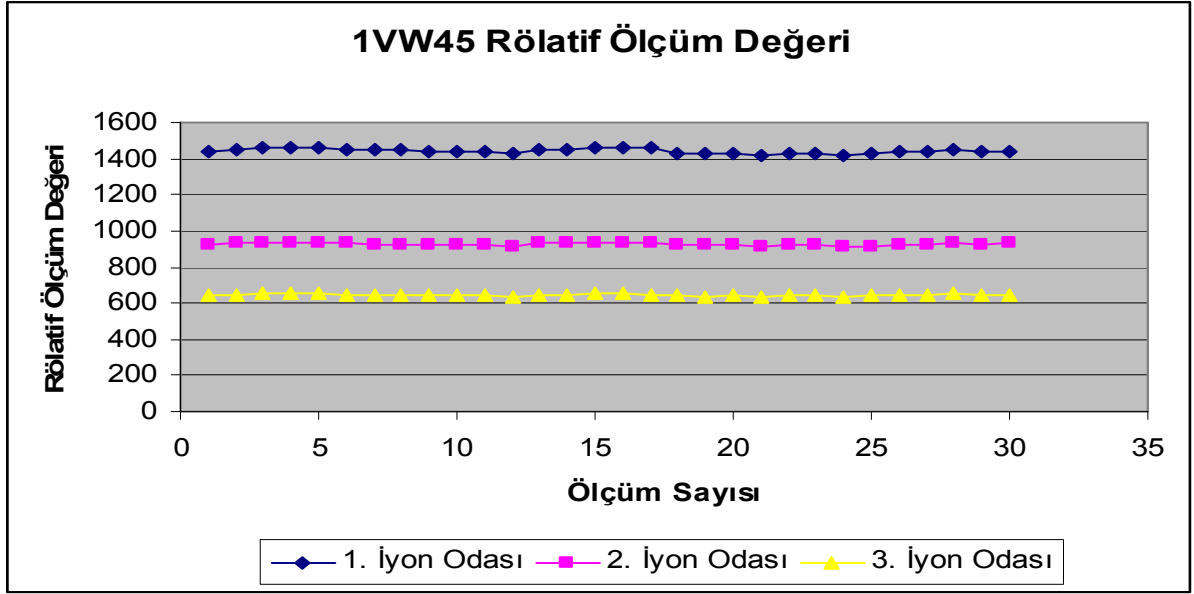


Şekil 29: 1VW30 sanal kama için rölatif ölçüm grafiği

**Tablo 9:** 1VW45 İçin Rölatif Ölçüm Değerleri

Ölçüm No	Rölatif Ölçüm Değerleri (1VW45)		
	İyon Odaları		
	1	2	3
1	1434,4	921,9	642,8
2	1453,9	931,2	645,2
3	1460,1	936,8	650,7
4	1460,7	936,9	650,4
5	1458,8	935,7	650
6	1450,2	929,3	644,6
7	1444,8	927,3	643,9
8	1444,9	927,1	643,3
9	1442,2	924,5	641,3
10	1443,1	925,8	642,6
11	1437,1	921,6	640,3
12	1428,3	916,8	637,4
13	1453,5	930,1	644,6
14	1453,4	930,1	644,4
15	1460,1	936,8	650,7
16	1460,7	936,9	650,4
17	1456,1	934,6	648,8
18	1431,6	920,5	641,2
19	1428,9	918,3	638,9
20	1428	918,7	640,1
21	1422,3	914,9	638,5
22	1429,7	918,9	640,7
23	1430,3	920,8	642,6
24	1421,6	913,9	638,4
25	1423,1	916,5	640,8
26	1442,6	928,6	648,3
27	1439,5	925,4	645,4
28	1454	937,4	656,1
29	1435,6	923,8	645,9
30	1443,3	929	649,5





**Şekil 30:** 1VW45 sanal kama için rölatif ölçüm grafiği

Tablo 8 ve 9’ da ilk ölçümler referans alınarak diğer ölçümler arasındaki fark denklem (3.2) kullanılarak hesaplanmıştır. 30° sanal kamalı alandaki ölçümlerin referans değerlerden en fazla sapması 1., 2. ve 3. iyon odası için sırasıyla % -1.9, % 1.9, % 1.9 bulunmuştur. 45° sanal kamalı alandaki ölçümlerin referans değerlerden en fazla sapması ise 1., 2. ve 3. iyon odası için sırasıyla % -1.8, % -1.6, % -2 bulunmuştur.

#### 4.3.2 Hesaplamalar

Günlük verim ölçümleri ve film ışınlamalarında 30° ve 45° sanal kamalar için bölüm 3.5’ de anlatılanlara göre hesaplanan MUm<sub>max</sub> değerleri Tablo 10’ da gösterilmektedir.

**Tablo 10:** Hesaplanan MUm<sub>max</sub> Değerleri

	Günlük Verim Ölçümü		Film Işınlaması	
	1VW45	1VW30	1VW45	1VW30
Hesaplanan MUm <sub>max</sub>	175	138	396	352

Günlük verim ölçümleri ve film ışınlamaları esnasında lineer hızlandırıcı kontrol ekranında görülen MUm<sub>max</sub> değerleri Tablo 11’ de gösterilmektedir.

**Tablo 11:** Lineer Hızlandırıcı Ekranında Görülen MUm<sub>ax</sub> Değerleri

Ölçüm No	Günlük Verim Ölçümü MUm <sub>ax</sub>		Film Işınlaması MUm <sub>ax</sub>	
	1VW45	1VW30	1VW45	1VW30
1	175	138	396	352
2	175	138	396	352
3	175	138	396	352
4	175	138	396	352
5	175	138	396	352
6	175	138	396	352
7	175	138	396	352
8	175	138	396	352
9	175	138	396	352
10	175	138	396	352
11	175	138		
12	175	138		
13	175	138		
14	175	138		
15	175	138		
16	175	138		
17	175	138		
18	175	138		
19	175	138		
20	175	138		
21	175	138		
22	175	138		
23	175	138		
24	175	138		
25	175	138		
26	175	138		
27	175	138		
28	175	138		
29	175	138		
30	175	138		

## **5.TARTIŞMA**

Sanal kamanın klinik kullanımı için kapsamlı kalite kontrol programı hazırlanmalıdır.<sup>(4)</sup> Kalite kontrol programının amacı; sanal kamalı alanlardaki her ışınlamada lineer hızlandırıcının donanım ve yazılım bölümlerinin doğru bir şekilde çalışmasını sağlamaktır. Bu nedenle bu çalışmada üç aşamalı kalite kontrol programı düzenlenmiştir. Kalite kontrolün ilk aşamasında, her gün 20X20 cm<sup>2</sup> lik alanda 45° ve 30° lik sanal kamanın nokta verim ölçümü yapılmıştır. Bu ölçümlerde referans değerlerden en fazla % -2 sapma görülmüştür. Bu sonuçlar S. Rathee ve arkadaşlarının<sup>(4)</sup> yayınladıkları çalışmanın sonucu ile uyumludur. İkinci aşama olarak, sanal kamalı alanlardaki ışınlamalardan önce lineer hızlandırıcının yazılımının doğru çalışıp çalışmadığını kontrol etmek için denklem (3.3) ile hesaplanan MUm<sub>max</sub> ve lineer hızlandırıcının hesapladığı MUm<sub>max</sub> değerleri karşılaştırılmıştır. S. Rathee ve arkadaşları<sup>(4)</sup> MUm<sub>max</sub> değerleri arasında 1 MU fark görmüşlerdir. Yaptığımız çalışmada denklem (3.3) ve lineer hızlandırıcının yazılımıyla hesaplanan MUm<sub>max</sub> arasında fark görülmemiştir.(bkz. Tablo 10–11) Sanal kamalı alandaki doz profillerinin tekrarlanabilirliği haftalık kalite kontrol programının 3. aşamasında da değerlendirilmiştir.

Bu çalışmada sanal kama ile oluşturulan doz profilleri film dozimetre yöntemi ile ölçülmüştür. Bu yöntemin ölçümlerde kullanılmasının pratik ve güvenli olduğu görülmüştür. Ancak film dozimetre yönteminin banyo koşullarından etkilenmesi nedeni ile banyo koşullarına dikkat edilmelidir. Bu değerlendirmelerin Panagiot's Sandilos ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmadaki<sup>(4)</sup> değerlendirmeler ile uyumlu olduğu görülmektedir.

Jan van Sanvoort sanal kamalı alanlarda doz profili oluşum sürecini, MUm<sub>max</sub> ve ışınlama zamanı ile ilgili teorik yaklaşımı geliştirmiştir. Bu teorik yaklaşımda ortalama lineer soğurma katsayısı (  $\mu$  ) kullanılmaktadır. Farklı enerjiler için,  $\mu$  değerleri fiziksel kamalı açılara çok yakın sanal kama açıları elde etmek için belirlenir. Her cihaza ait özel ortalama lineer soğurma katsayısı vardır ve yaklaşık değerleri Siemens tarafından önerilmiştir. Bu değerler 6, 10 ve 23 MV X enerjiler için, 0,0507, 0,040 ve 0,027 cm<sup>-1</sup> dir.<sup>(2)</sup> Yapılan çalışmada, Siemens Primus tedavi cihazı kullanılmış ve bu cihaza ait  $\mu$  değerlerinin önerilen değerlerle uyumlu olduğu görülmüştür.

Jan van Sanvoort'un geliştirdiği teorik yaklaşımdaki kalibrasyon faktörü sanal kama açılarının ayarlanması için kullanılmaktadır. Bu faktör ve  $\mu$  değerinin çarpımı lineer hızlandırıcı yazılımında kullanılmaktadır. Kullanım kolaylığı açısından sanal kama açıları

fiziksel kama açılara göre ayarlanmaktadır.<sup>(2,30)</sup> Yürütülen çalışmada, kalibrasyon faktörü kullanarak 30° ve 45° lik sanal kamalı alanlarda oluşturulan doz profilleri, aynı açılı fiziksel kamalı alanlarda oluşturulan doz profilleri ile uyumlu hale getirilmiştir. Çalışmada kullanılan kalibrasyon faktörü ile Siemens firmasının Primus lineer hızlandırıcısı için önerdiği kalibrasyon faktör değeri 1,1' dir.

Aynı kama açılı fiziksel ve sanal kamalar birbiri yerine kullanılabilir. <sup>(30,31)</sup> Ancak yapılan çalışmada fiziksel ve sanal kamalı alanlarda oluşan doz profillerinin uç ve topuk bölgesinde farklılıklar görülmüştür.(bkz. Şekil 26-27, Tablo 6) Bu yüzden fiziksel ve sanal kama birbiri yerine kullanılırken dozimetrik farklılıklar göz önünde bulundurulmalıdır.

Sanal kama 1° artma ile 15°' den 60°' e kadar kama açıları oluşturulabilirken fiziksel kama ile 15°, 30°, 45° ve 60° kama açıları oluşturulabilmektedir. Fiziksel kamalar elle değiştirilmesine karşın sanal kamalar otomatik olarak lineer hızlandırıcı konsolundan değiştirilmektedir. Bu durum teknikerin iş yükünü azaltmaktadır. Ayrıca her iki kama açılarının tanımlandığı protokoller farklıdır. Bu çalışmada, sanal kama açıları IEC 976 protokolü ve fiziksel kama açıları ICRU Rapor 24 protokolüne göre tanımlanmıştır.<sup>(20,30)</sup>

Fiziksel kama ile ilgili çok fazla klinik dozimetre deneyimlerinin olması, fiziksel ve sanal kama ile oluşturulan doz profillerinin karşılaştırılmasına neden olmuştur.<sup>(3,31)</sup> Bu çalışmada profillerin karşılaştırılması için, aynı kama açılı fiziksel ve sanal kamalı alanlarda oluşturulan doz profillerinin merkezi eksenleri üst üste çakıştırılmıştır. Daha sonra her profil merkezde %100 normalize edilmiştir. Buna göre sanal kamalı alanların kamalı yönünde oluşturulan doz profillerinin, fiziksel kamalı alanların kamalı yönünde oluşturulan doz profili ile uyumlu olduğu görülmüştür. Ancak kamalı yönün uç kısmındaki farklılıklar 30° ile oluşturulan doz profillerinin 45° ile oluşturulan doz profillerinden daha fazla olduğu görülmüştür.(Tablo 6)

Aynı kama açılı sanal kama alanlarında oluşturulan doz profilleri tekrarlanabilir olmalıdır. Profillerin tekrarlanabilirliğini değerlendirmek için referans doz profili ile, sanal kamalı alanlarda oluşturulan diğer doz profillerinin merkezi eksenleri üst üste çakıştırılmış ve her doz profili de merkezi eksende %100' e normalize edilmiştir. Daha sonra referans doz profilinin rölatif dozları ile sanal kamalı alanlarda oluşturulan doz profillerinin rölatif dozları karşılaştırılmıştır. Buna göre, 30° ve 45° lik sanal kamalı alanlarında oluşturulan doz profillerinin referans doz profilden en fazla sapma sırası ile % -2,8 ile % -4,1 dir.(bkz. Tablo7)

## 6. SONUC

Fiziksel kama radyoterapinin ilk yıllarından beri kullanılırken sanal kama bilgisayar kontrol sistemleri ve tedavi cihazının kolimatör sisteminin gelişmesiyle kullanılmaya başlanmıştır. Bu kamalar ile oluşturulan izodozlar düzensiz hedef hacimde doz homojenitesini sağlamak için kullanılmaktadır. Sanal kamalı alanlarda oluşturulan doz profilleri, kullanım kolaylığı için fiziksel kama ile oluşturulan doz profillerine göre kalibre edilmiştir. Sanal kama, tedavi süresi ve kama açısı bakımından fiziksel kamadan üstündür. Ancak sanal kama tedavi sürecinin bilgisayar yazılımı ile kontrol edilmesinden dolayı sanal kama ile ilgili kapsamlı kalite kontrol programı oluşturulmuştur. Bu çalışmada yapılan ölçüm ve karşılaştırmalara göre;

- 30° ve 45° kama açılı sanal ve fiziksel kamalı alanlarda oluşturulan doz profillerinin genel olarak uyumlu olduğu ancak profilin uç ve topuk bölgesinde farklılıkların olduğu görülmektedir.
- Sanal ve fiziksel kamalı alanlarda oluşturulan doz profillerinin uç bölümündeki doz farklılığı nedeniyle bu kamalar birbiri yerine zorunlu olmadıkça kullanılmamalıdır.
- Her gün sanal kamalı alanlardaki verim ölçülmeli ve ölçümlerde referans değerden %3' den fazla fark varsa bu değerler referans değere kalibre edilmelidir.
- PTW QC6Plus günlük kalite kontrol dozimetresi ile ölçülen günlük nokta doz ölçümleri yardımıyla profil kararlılığının test edilebileceğini görmekteyiz.
- 30° ve 45° li sanal kama alanlarında oluşturulan doz profillerinin tekrarlanabilir olduğu görülmüştür.
- Sanal kamalı uygulamalarda lineer hızlandırıcı yazılımının doğru çalışıp çalışmadığını kontrol etmek için her ışınlamadan önce denklem (3.3) ile hesaplanan ve lineer hızlandırıcının yazılımı ile hesaplanan  $MU_{max}$ 'ler karşılaştırılmış ve fark görülmemiştir.
- Film dozimetre yönteminin rutin çalışma koşullarında kalite kontrol programında kullanılması hızlı ve pratik bir yöntem olduğunu söyleyebiliriz.

- Sanal kama uygulamalarında önemli rol oynayan tedavi planlama sistemleri ile elde edilen profiller test edildikten sonra rutin uygulamaya geçilmesi önerilmektedir.

## **7. KAYNAKLAR**

1. Klein EE, Daniel A. Low, Ali S. Meigooni and James A. Purdy. Dosimetry and clinical implementation of dynamic wedge. *Int. Radiation oncology Biol. Phys.* 1995; 31(3): 583–592
2. Santvoort J. V. Dosimetric evaluation of the siemens virtual wedge. *Phys. Med. Biol.* 1998; 43: 2651–2663
3. Zhu X. R., Gillin M. T., Jursinic P.A, Lopez F. ve arkadaşları Comparison of dosimetric characteristic of siemens virtual and physical wedge. *Med. Phys.* October 2000; 27(10): 2267–2277
4. Rathee S., Kwok C. B., MacGillivray C. and Mirzaei M., Commissioning, clinical implementation and quality assurance of siemen’s virtual wedge. *Medical Dosimetry* 1999; 24(2): 145–153
5. Richmond N. D. and Walker C. P. Behavior of the siemens virtual wedge following an interruption to beam delivery. *Journal of applied clinical Medical physics* 2003; 4(2):120–123
6. Chang S. X., Gibbons J. P. ‘Clinical implementation of non-physical wedge’ 1999 AAPM refresher course.
7. Chelminski K., Bulski W., Rostkowska J. and Kania M. Dynamic wedges-dosimetry and quality control. *Rep Pract Oncol Radiother*, 2006; 11(2): 67–75
8. Woo T. C. S., Pignol J. P., Rakovitch. E., Vu T. ve arkadaşları Body radiation exposure in breast cancer radiotherapy: Impact of breast imrt and virtual wedge compensation techniques. *Int. J. Radiation oncology Biol. Phys.* 2006; 65(1): 52–58
9. Kim Y. S., Kim S.W., Yoon S.C., Lee J.S. ve arkadaşları Comparison of virtual wedge versus physical wedge affecting on dose distribution of treated breast and adjacent normal tissue for tangetial breast irradiation. *J Korean Soc Ther Radiol Oncol* 2004; 22(3):225–223
10. Khan F.M. *The physics of radiation therapy*, Third Edition, USA, Lippincott Williams & Wilkins, 2003; 4–556
11. Jhala E. ‘Investigation of dosimetric characteristics and exploration of potential applications of amorphous silicon detector’ Department of Physics and Astronomy, MSc thesis, University Of Canterbury, New Zealand 2004–2006
12. Phillips M. H., Parsaei H., Cho P. S. Dynamic and omni wedge implementation on an Elekta SL linac. *Med. Phys.* July 2000; 27(7): 1623–1634

13. Aron B. S. , Scapicchio M., Design of a universal wedge filter system for a cobalt 60 unit. State University Of New York Downstate Medical Center in USA, January 1966; 70–74
14. Kijewski P. K., Chin L. M., Bjarngard B. E. Wedge-shaped dose distributions by computer-controlled collimator motion. *Med. Phys.* Sep./ Oct. 1978; 5(5): 426–429
15. Papatheodorou S., Zefkili S., Rosenwald J. C. The ‘equivalent wedge’ implementation of the Varian enhanced dynamic wedge (EDW) into treatment planning system. *Phys. Med. Biol.* 1999; 44: 509–524
16. Alaei P., Higgins P. D. Performance evaluation and quality assurance of Varian enhanced dynamic wedges. *Journal of applied clinical medical physics* 2006; 7(1): 14–20
17. Storchi P., Woudstra E., Verlinde P., Johansson K. A. ve arkadaşları Calculation of absorbed dose distributions from dynamic wedges. *Phys. Med. Biol.* 1998; 43: 1497–1506
18. Vermeren X., Morgan A., Eveling J., Pitchford G. ‘Commissioning of the Varian enhance dynamic wedge facility on helax-tms’ Medical physics dep., Cookridge Hospital, Leeds LS16 6QB
19. Liu C., Li Z., Patla J. R Characterizing output for the Varian enhanced dynamic wedge field. *Med. Phys.* January 1998; 25(1): 64–70
20. Siemens. Linear accelerator Physics Primer. USA, 2005;1–27
21. Gibbons J. P., ‘Field compensation; dosimetric aspects of dynamic delivery with independent collimators and mlc’ Palmetto Richland Memorial Hospital Columbia, South Carolina
22. Desobry G. E, Waldron T. J., Das I. J. Validation of a new virtual wedge model. *Med. Phys.* January 1998; 25(1):71- 72
23. Bidmead A. M., Garton A. J., Childs P. J. Beam data measurements for dynamic wedges on Varian 600C (6 MV) and 2100C (6 and 10 MV) linear accelerators. *Phys. Med. Biol.* 1995; 40: 393–411
24. Milliken B. D., Hamilton R. J., Rubin S. J. The omni wedge: A method to produce wedged fields. *Med. Phys.* March 1996; 23(3): 337–342
25. E.B. Podgorsak Radiation Oncology Physics: A Handbook For Teachers And Students, Austria, IAEA, July 2005
26. Siemens. Linear accelerator. USA, 2005;1–27



27. [www.ptw.de](http://www.ptw.de) (Ağustos 2008)
28. [www.kodak.com/go/oncology](http://www.kodak.com/go/oncology)
29. Sandilos P., Paschalis T., Karaiskos P, Dardoufas K. ve arkadaşları Quality assurance of siemens's virtual wedge by using film dosimetry. *Physica Medica*, 2005; 21(2): 65–67
30. Walker C. P., Richmond N. D., Lambert G. D. Optimal clinical implementation of the siemens virtual wedge. *Medical Dosimetry*, 2003;28(3): 149–154
31. McGhee P., Chu T., Leszczynski K., Dunscombe P. The Siemens virtual wedge. *Medical Dosimetry* 1997; 22(1):39–41