



T.C.
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
RADYASYONONKOLOJİSİ
ANABİLİM DALI



HACİMSEL AYARLI ARK TERAPİDE LİNEER
HIZLANDIRICININ KALİTE KONTROLÜ

ÜMMÜĞÜL HASANOĞLU

(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

BURSA-2016



T.C.
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
RADYASYON ONKOLOJİSİ
ANABİLİM DALI



**HACİMSEL AYARLI ARK TERAPİDE LİNEER HIZLANDIRICININ
KALİTE KONTROLÜ**

Ümmügül HASANOĞLU

(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

DANIŞMAN:

Prof.Dr. Zeki Gökay KAYNAK

BURSA-2016

T.C.
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ETİK BEYANI

Yüksek Lisans tezi olarak sunduğum

“Hacimsel Ayarlı Ark Terapide Lineer Hızlandırıcının Kalite Kontrolü” adlı çalışmanın, proje safhasından sonuçlanmasına kadar geçen bütün süreçlerde bilimsel etik kurallarına uygun bir şekilde hazırlandığımı ve yararlandığım eserlerin kaynaklar bölümünde gösterilenlerden oluştuğunu belirtir ve beyan ederim.

Ümmügül Hasanoğlu

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ'NE

Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Yüksek Lisans öğrencisi Ümmügül HSANOĞLU tarafından hazırlanan Hacimsel Ayarlı Ark Terapide Lineer Hızlandırıcının Kalite Kontrolü konulu Yüksek Lisans tezi ...27.../...09.../...2016.günü, ...11:00...-...12:00 saatleri arasında yapılan tez savunma sınavında jüri tarafından oy birliği/oy çokluğu ile kabul edilmiştir.

Adı-Soyadı

İmza

Tez Danışmanı

Prof. Dr. Z. Gökay
KAYNAK

Üye

Doç. Dr. Sibel Kahraman
ÇETİNTAŞ

Üye

Doç. Dr. Evrim
METCALFE

Üye

Üye

Bu tez Enstitü Yönetim Kurulu'nun tarih ve sayılı toplantısında alınan numaralı kararı ile kabul edilmiştir.

Prof.Dr. Ülgen GÜNAY
Enstitü Müdürü

TEZ KONTROL ve BEYAN FORMU

...../...../.....

Adı Soyadı: Ümmügül HASANOĞLU

Anabilim Dalı: Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı

Tez Konusu: Hacimsel Ayarlı Ark Terapide Lineer Hızlandırıcının Kalite Kontrolü.

<u>ÖZELLİKLER</u>	<u>UYGUNDUR</u>	<u>UYGUN DEĞİLDİR</u>	<u>AÇIKLAMA</u>
Tezin Boyutları	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Dış Kapak Sayfası	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
İç Kapak Sayfası	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Kabul Onay Sayfası	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Sayfa Düzeni	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
İçindekiler Sayfası	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Yazı Karakteri	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Satır Aralıkları	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Başlıklar	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Sayfa Numaraları	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Eklerin Yerleştirilmesi	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Tabloların Yerleştirilmesi	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Kaynaklar	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	

DANIŞMAN ONAYI

Unvanı Adı Soyadı: Prof.Dr. Zeki Gökay KAYNAK

İmza:

İÇİNDEKİLER

İç Kapak	I
ETİK BEYAN	II
KABUL ONAY	III
TEZ KONTROL BEYAN FORMU	IV
İÇİNDEKİLER	V
TÜRKÇE ÖZET	VIII
İNGİLİZCE ÖZET	IX
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. Radyoterapi ve Tarihçe	2
2.2. Linear Hızlandırıcılar	4
2.2.1. Lineer Hızlandırıcıların Temel Yapıları	6
2.2.1.1. Mikrodalga Güç Kaynağı	6
2.2.1.1.1. Klystron	6
2.2.1.1.2. Magnetron.....	7
2.2.1.2. Hızlandırıcı Dalga Klavuzu	7
2.2.1.3. Elektron Tabancası	9
2.3. Linear Hızlandırıcı Kafa Yapısı	9
2.3.1. Kolimasyon.....	10
2.3.1.1. Birincil Sabit Kolimatörler	10
2.3.1.2. İkincil Kolimatörler	11
2.4. Çok Yapraklı Kolimatörler	11
2.5. Tongue and Groove	13
2.6. Penumbra	15
2.7. Sızıntı ve Geçirgenlik	17
2.8. Radyoterapide Dozimetrik Tanımlar	18
2.8.1. Yüzde Derin Doz (%DD)	18
2.8.2. Maksimum Doz (Build-Up) Bölgesi	19
2.8.3. Demet Kalitesi	19
2.8.4. Doz Profilleri.....	19
2.8.4.1. Düzgünlük ve Simetri.....	20
2.8.4.2. Fiziksel Penumbra	21

2.9. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART).....	21
2.9.1. Statik YART Tekniği	23
2.9.2. Dinamik YART Tekniği.....	23
2.10. Hacimsel Ayarlı Ark Terapi.....	24
2.11. Tedavi Planlama Sistemi (TPS).....	25
2.12. Dozimetri Sistemleri	26
2.12.1. İyon Odası.....	26
2.12.2. İki Boyutlu İyon Odası Dedektörleri	27
2.12.3. Film Dozimetrisi.....	27
2.12.3.1. Radyokromik Film.....	27
2.12.4. Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı	29
2.13. Gama Analizi.....	29
3. GEREÇ VE YÖNTEM	33
3.1. GEREÇLER	33
3.1.1. Elekta Synergy Radyoterapi Cihazı.....	33
3.1.2. Monaco 5.0 Tedavi Planlama Sistemi	34
3.1.3. Mephysto Navigator Bilgisayar Planlama Sistemi.....	34
3.1.4. PTW 2D Array Seven 29 Dedektörü	35
3.1.5. RW-3 Katı Su Fantomu	36
3.1.6. PTW 4D Octavius Katı Su Fantomu	36
3.1.7. PTW Semiflex İyon Odası.....	37
3.1.8. PTW Farmer İyon Odası.....	37
3.1.9. PTW MP3-M Su Fantomu.....	38
3.1.10. PTW Unidos Elektrometre	39
3.1.11. Radyografik Film.....	39
3.1.12. Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı	40
3.2. YÖNTEM	41
3.2.1. Lineer Hızlandırıcı Kalite Kontrol Testleri	41
3.2.1.1. Lineer Hızlandırıcı Doğrusallık Testi	41
3.2.1.2. Işık Alanı/ Radyasyon Alanı Doğruluğu	41
3.2.1.3. Küçük MU Değerleri İçin Lineer Hızlandırıcının Performansı.....	42
3.2.1.4. ÇYK Pozisyon Doğruluğu.....	42
3.2.1.5. ÇYK Sızıntı Testi	42
3.2.1.6. Yüzde Derin Doz Ölçümleri.....	43

3.2.1.7. Demet Düzgünlüğü ve Simetri Ölçümleri	43
3.2.1.8. ÇYK Kontrol Testleri	44
4. BULGULAR.....	46
4.1. Lineer Hızlandırıcı Doğrusallık Testi Sonucu.....	46
4.2. Işık Alanı /Radyasyon Alanı Doğruluğu Sonucu	47
4.3. Küçük MU Değerleri İçin Lineer Hızlandırıcının Performansı.....	47
4.4. ÇYK Sızıntı Testi Sonucu	48
4.5. ÇYK Pozisyon Doğruluğu Sonucu.....	48
4.6. Yüzde Derin Doz Ölçümleri Sonuçları	49
4.7. Demet Düzgünlüğü ve Simetri Ölçüm Sonuçları.....	50
4.8. ÇYK Kontrol Testleri Sonuçları.....	52
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	63
6. KAYNAKLAR.....	64
7. SİMGELER VE KISALTMALAR.....	70
8. TEŞEKKÜR.....	72
9. ÖZGEÇMİŞ	73

TÜRKÇE ÖZET

Hacimsel Ayarlı Ark Terapi, dinamik çok yapraklı kolimatör tekniklerini ve gantri arkını eş zamanlı olarak birlikte kullanır; bu nedenle kalite kontrolünün yapılması uygun bir tedavi için gereklidir. Bu çalışmada Uludağ Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda bulunan Elekta Synergy lineer hızlandırıcı cihazında 6 MV X-ışını kullanılarak Hacimsel Ayarlı Ark Terapi tedavi tekniğinde lineer hızlandırıcı cihazının kalite kontrolü gerçekleştirildi. Öncelikle lineer hızlandırıcının doz-monitor unit (MU) değerlerinin doğrusallığı, ışık alanı / radyasyon alanı doğruluğu, küçük MU değerleri için lineer hızlandırıcı performansı, Çok Yapraklı Kolimatör (ÇYK) pozisyon doğruluğu testi, ÇYK sızıntısı testleri incelendi. Farklı enerjiler için lineer hızlandırıcıda yüzde derin doz (%DD), demet düzgünlüğü ve simetri ölçümleri yapıldı. Daha sonra çeşitli ÇYK kontrolü testleri yapıldı.

Sonuç olarak lineer hızlandırıcı doğrusallık testine göre lineer hızlandırıcı doz - MU değerleri doğrusaldır. Işık alanı / radyasyon alanı doğruluğu için ışınlanan film < 2 mm bulunmuştur. Küçük MU değerleri için lineer hızlandırıcı testinde 5 MU ve daha büyük değerler için sapma < % 2 ve 5 MU'dan küçük değerler için sapma < % 5 bulundu. ÇYK pozisyon doğruluğu < 1 mm ve ÇYK sızıntısı < % 5 bulundu. 6 MV ve 15 MV için cihazın % DD değerleri The British Journal of Radiology (BJR) Supplement 25 raporu ile uyumlu bulunmuştur. Demet düzgünlüğü ve simetri değerleri American Association of Physicist in Medicine (AAPM) Task Group 40 raporuna göre tolerans sınırları içerisinde bulunmuştur. ÇYK kontrolü testleri için lineer hızlandırıcıda ölçülen ile TPS'de hesaplanan dozlar karşılaştırılmış ve sonuçlar uyumlu bulunmuştur. Uygulanan teknik ve donanımla cihazın kalite kontrolü uluslararası protokollere uygun olarak gerçekleştirilmiş ve test edilen bu cihazın bu tedavi tekniğine uygun olduğu sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Hacimsel Ayarlı Ark Terapi, Kalite Kontrol, Çok Yapraklı Kolimatör

ABSTRACT

QUALITY ASSURANCE OF LINEAR ACCELERATOR IN VOLUMETRIC MODULATED ARC THERAPY

Volumetric modulated arc therapy (VMAT) involves the simultaneous use of dynamic multileaf collimator (DMLC) techniques and gantry arcing; appropriate quality assurance is therefore required. This study examines the quality assurance of a linear accelerator in volumetric modulated arc therapy technique by the Elekta Synergy linear Accelerator set up in Department of Oncology of Uludag University at an energy level of 6 MV. First of all dose-monitor unit (MU) value linearity, accuracy of illuminated area / irradiated area, the linear accelerator performance for small MU delivery, test of Multileaf Collimator position accuracy and interleaf leakage are considered. % DD, flatness and symmetry values in different energies are analysed for linear accelerator. Second, tests of Multileaf Collimators are analysed.

Consequently, it is found that dose - MU value is linear. Accuracy of illuminated area / irradiated area is < 2 mm. Linear accelerator performance for small MU values is < % 5 for < 5 MU and < % 2 for ≥ 5 MU. It is found that position accuracy of MLC < 1 mm and Interleaf leakage value is < % 5. % DD values of the device found in the tolerance zone according to The British Journal of Radiology Supplement 25 Report for 6 MV and 15 MV. The dosimetric value of flatness and symmetry found in the tolerance limits according to American Association of Physicist in Medicine (AAPM) Task Group Report 40. Measured and calculated doses are compared for MLC control tests and the results were consistent. The device quality assurance controls are made by the techniques and hardware conforming to international protocols and it's concluded that this device is suitable for this type of treatment.

Key Words: Volumetric Modulated Arc Therapy, Quality Assurance, Multileaf Collimator

1. GİRİŞ

X-ışınlarının keşfinden bu yana radyasyon onkolojisi hızla gelişmiştir. Radyoterapi, kanser tedavisinde iyonizan radyasyonun kullanıldığı bir tedavi tekniğidir. Radyoterapideki temel amaç belirlenen hedef hacme istenilen dozu verirken etrafında bulunan sağlıklı doku ve organların olabildiğince korunmasını sağlamaktır.

Teknolojideki ilerlemelerle birlikte birçok farklı radyoterapi tekniğide geliştirilmiştir. İki boyutlu konvansiyonel radyoterapi ile başlayan gelişim süreci yerini zamanla daha konformal doz dağılımı sağlayan 3 Boyutlu Konformal Radyoterapiye (3BKRT) devretmiştir. 3BKRT hedef yapının izdüşümüne göre kolimasyonu sağlanmış statik foton demetleri kullanılarak konformal bir doz dağılımı sağlayan radyoterapi tekniğidir. 3BKRT'nin gelişmiş bir üst basamağı da Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART)'dir. YART tekniğinde, radyasyon demeti segment adı verilen homojen olmayan ışın yoğunluğuna sahip küçük alt alanlar oluşturur. Böylece yoğunluğu farklı ışın hüzmeleri kullanılarak, düzensiz biçimdeki tümör dokularında istenilen homojenlikte doz dağılımı elde edilir (Clifford ve Chao, 2004).

Günümüzde kullanılan radyoterapi tekniklerinden bir diğeri de Hacimsel Ayarlı Ark Terapidir (VMAT). VMAT, YART tekniğinin yeni bir uzantısı olup gantri hasta etrafında 360° dönebilmektedir ve bu sırada üç parametre eş zamanlı olarak değişir; gantri dönme hızı, ÇYK hızı ve doz hızı. VMAT aynı zamanda statik alan YART ile karşılaştırıldığında daha kısa tedavi süresi ve yüksek konformalite sağlar (Bedford ve Warrington, 2009; Teoh ve ark., 2011).

VMAT hedef hacimde çok iyi uygulanabilen yeni bir tekniktir. Risk altındaki ve sağlıklı dokuları etkin bir şekilde korurken, yüksek tedavi dozlarına çıkma imkanı sağlar. VMAT tekniği tedavi cihazına bağlı pek çok parametreye bağlı olduğundan cihazın kalite kontrolü büyük önem taşımaktadır. Bu tez çalışması VMAT tekniği ile tedaviye başlanmadan önce lineer hızlandırıcı cihazının kalite kontrolünü gerçekleştirmek için yapılmıştır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Radyoterapi ve Tarihçe

Radyoterapi, kanser hastalarının tedavisinde X-ışınları, gama ışınları, elektronlar ve protonlar gibi iyonize radyasyonun kullanıldığı bir tedavi yöntemidir (Perez ve Brady, 1992). Radyoterapinin temel amacı, belirlenmiş bir tümör dokusuna, çevredeki sağlıklı dokuya olabildiğince az zarar vererek belirlenmiş ideal dozu vermek, tedavi şansını arttırırken iyi bir yaşam kalitesi sağlamaktır (Perez ve Brady, 1997).

İyonize radyasyonun tıpta kullanılmaya başlaması, Roentgen'in X-ışınlarını keşfetmesiyle başlamıştır. X-ışınları ilk olarak 1895'de Alman fizikçi Wilhelm Conrad Roentgen tarafından 'yeni bir ışın çeşidi' olarak tanımlandı. Röentgen, X-ışınları ile eşinin elini görüntüleyerek ilk radyolojik görüntüyü elde etmiştir. X-ışınlarının keşfinden sonra Fransız bilim adamı Henry Becquerel 1896 yılında doğal radyoaktiviteyi keşfetmiştir. Amerikalı bilim adamı David Coolidge tarafından, 1913'de ilk modern yüksek vakumlu termoiyonik X-ışını tüpü üretildi. Böylece doğal radyoaktif kaynaklarla yapılan tedavilerin yerini artık modern X-ışını tüpleri almaya başladı. 1920'de kontak terapi (50 kV) ve süperfisyal terapi (100-150 kV) yapan X-ışını cihazları üreilmeye başladı. O yıllarda X-ışınları ile yüzeysel yerleşimli tümörlerin tedavisinde başarı elde edilirken, daha derinde yer alan tümör dokuları için tedaviden söz edilememekteydi (Kurtman ve Çelebioğlu, 2000).

1933 yılında, Hungtinton Memorial Hastanesinde, 2 MV Van de Graaff jeneratörü klinikte ilk kez kullanıldı. Ardından megavolt tedavisinde hızla gelişen Betatron, Ksyalatron, Microtron'un yerini daha yüksek penetrasyona sahip Co-60 teleterapi cihazı almaya başladı. Radyoaktif kobalt (Co-60) tedavi ünitesinin 1951'de Kanada'da geliştirilmesiyle, megavoltaj ışınlarla teleterapi (uzaktan tedavi) dönemi başlamıştır. 1953'te diğer megavoltaj ışın üreten lineer hızlandırıcılar geliştirilmiştir. 1950'lerin başında lineer hızlandırıcıların varlığı ve radyobiyojideki gelişmelerle ilerleyen süreçte iki boyutlu konformal radyoterapi tanımı ortaya çıkmıştır.

İki boyutlu konformal radyoterapi ile, manuel olarak elde edilen hasta kontürü ve derindoza bilgileri birleştirilerek elde edilen izodoz eğrileri ile hastaya özel tedavi şekillenmeye başlamıştır. İlerleyen dönemlerle birlikte daha homojen doz dağılımı, daha çok sağlıklı dokunun korunması ve daha kısa tedavi sürelerine ilişkin arayışlar devam etmiş ve çok yapraklı kolimatörün ve bilgisayarlı tomografi (BT)

cihazının keşfi ile hastanın BT görüntüleri tedavi planlama sistemlerine (TPS) entegre edilerek, hastaya özgü üç boyutlu konformal radyoterapi yapılmasına olanak sağlamıştır.

Gelişen radyolojik görüntüleme yöntemleriyle tümör ve sağlıklı dokulara ait volümler doğrulukla belirlenmeye başlamıştır. Zamanla TPS'lerin kullanımı daha da kolaylaşmış, her bir ışın alanı için wedge kullanımı, gantri ve kolimatör açılarına ait bilgiler planlama sisteminde tanımlanarak, hastaya verilmek istenen doz çok daha hızlı ve doğrulukla hesaplanmaya başlamıştır. ÇYK'ların keşfedilmesiyle tedavi alanı, ışının cihazdan çıkış şekliyle gözlemlenerek, kolaylıkla ve hızlı bir şekilde şekillendirilmiş, böylelikle sağlıklı dokular daha iyi korunabilmiştir.



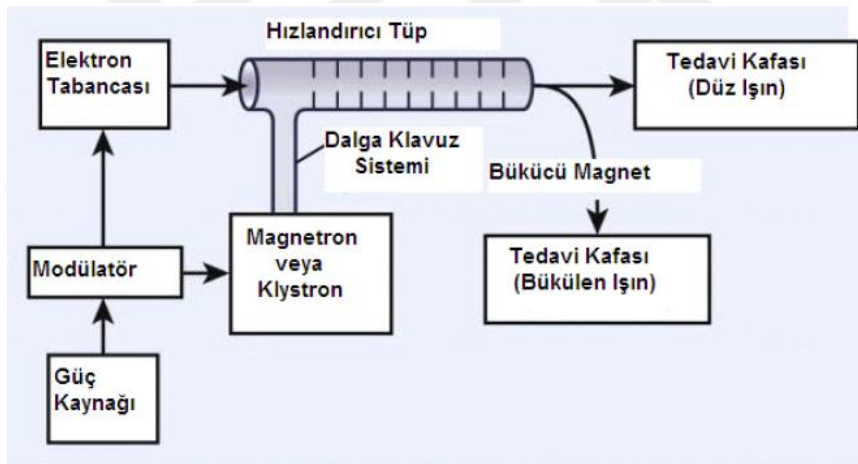
Şekil-1 Uludağ Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi bölümünde bulunan Elekta Synergy Lineer Hızlandırıcısı

Günümüzde ise uygun donanımına sahip Şekil-1'deki gibi lineer hızlandırıcılar ve planlama sistemleri sayesinde daha az yan etki oluşturacak ve daha yüksek tümör kontrolü için, tedavi sırasında ışın yoğunluğu değişebilen, yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) ve hacimsel ayarlı ark terapi (VMAT) yapılabilmektedir. Hacimsel ayarlı ark terapi ile tek ve çoklu arklar şeklinde; değişken ÇYK hızı, gantri hızı ve doz hızı kullanılarak, sağlıklı dokular çok daha iyi korunurken, hedef dokuya daha yüksek dozlar verilebilmektedir. Bu şekilde tedavi süresi 15-20 dakika gibi sürelerden 2-3 dakika gibi sürelerle düşerken hasta hareketinden kaynaklanan olası hatalarda büyük ölçüde engellenir.

2.2. Lineer Hızlandırıcılar

Lineer hızlandırıcı, doğrusal bir tüp boyunca yüksek frekanslı elektromanyetik dalgaları kullanarak, elektronlar gibi yüklü parçacıkların hızlandırılmasıyla X-ışınları ve yüksek enerjili elektronların elde edildiği cihazlardır (Khan, 1994).

Lineer hızlandırıcıların, hareketli dalga ve duran dalga hızlandırıcıları olmak üzere iki farklı tasarımları vardır. Hareketli dalga hızlandırıcılarında, yapının sonunda, artık mikrodalga enerjisini soğuran özellik bulunmaktadır. Dalganın geri yansımaları böylece önlenmiş olur. Duran dalga hızlandırıcılarında ise dalganın maksimum geri dönüşü sağlanmaktadır. Duran dalga ilerleyen ve yansıyan dalgaların girişimi ile oluşturulmaktadır. Duran dalga dizaynı, hareketli dalga dizaynına göre daha çok etkilidir ancak daha pahalıdır. Dizaynında, hızlandırıcı tüpün kaynağına bağlandığı yerde kalan mikrodalga enerjisini soğuran, dalganın geriye yansımalarını engelleyen sirkülatör (veya izolatör) görev alır (Khan, 1994).



Şekil-2 Bir lineer hızlandırıcının temel bileşimlerini ve yardımcı sistemlerini gösteren şema (Khan, 2003)

Lineer hızlandırıcıda temel ve yardımcı sistemler Şekil-2’te gösterilmektedir. Çalışma prensibi şöyledir; güç kaynağı modülasyon doğru akım (DC), modülasyon ise şebekeye pulslu akım sağlamaktadır. Pulslu akım modülasyon içinde bulunan thyatron lambaları tarafından elde edilmektedir. Modülasyon çıkan yüksek pulslu akım, magnetron yada klystrona ve eş zamanlı olarak elektron tabancasına gönderilmektedir. Magnetron mikrodalga üreten bir cihaz olup, yüksek güçlü bir osilatör gibi çalışmaktadır. Klystron ise mikrodalga yükselticidir ve var olan dalganın genliğini yükseltmektedir. 15 MeV’den

daha büyük elektronlar için klystron kullanılır (Dirican, 2008a; Dirican, 2008b ve Khan, 1994).

Hızlandırıcı tüp, bakır diskler ve diyaframlarla odacıklara ayrılmış bakır tüplerden oluşmaktadır. Bu tüpe yüksek miktarda vakum uygulanır. Magnetron yada klystrondan çıkan ve frekansı yaklaşık 3000 MHz olan mikrodalgalar, dalga kılavuzu sistemi ile hızlandırıcı tüpe gelmektedir. Bu arada elektron tabancasında tungsten flamanın ısıtılmasıyla elde edilen elektronlar potansiyel farkı altında enerji kazandırılarak hızlandırıcı tüpün içerisine gönderilmektedir. Elektronlar hızlandırıcı tüpe girdiklerinde başlangıç enerjileri 50 keV civarındadır. Tüp içerisinde mikrodalganın elektromanyetik alanı ile etkileşen elektronlar, dalga üzerindeki bir sörfçü gibi sinüsel elektrik alandan enerji kazanırlar. Böylece, elektron elektromanyetik dalganın tepesine bindirilerek yüksek hızlara ulaştırılmaktadır (Dirican, 2008a; Dirican, 2008b ve Khan, 1994).

Hızlandırma esnasında elektronları bir demet halinde toplamak ve hedef üzerine ince bir demet şeklinde gönderebilmek için, tüp boyunca odaklayıcı alanlar elde edilmektedir. Yüksek enerji elektronları, hızlandırıcı yapının çıkış penceresinden çıktıklarında yaklaşık 3 mm çaplı ince bir hüzmeye şeklini alırlar. Düşük enerjili lineer hızlandırıcılarda (6 MV'ye kadar) nispeten daha kısa hızlandırma tüpü vardır. Yüksek enerjili lineer hızlandırıcılarda yatay olarak yerleşmiş uzun hızlandırıcı tüp bulunmaktadır. Hızlandırılmış elektronlar, hızlandırıcı tüp ile hedef arasındaki yönlendirici mıknatıs saptırıcılar ile 90° veya 270° saptırılarak hedef üzerine yada doğrudan hızlandırıcı tüpün dışına gönderilmektedir. Elektron demetinin tam eğimi, saptırıcı mıknatıslar, odaklama bobinleri ve diğer bileşenlerin bir araya gelmesi ile ışın taşıma sistemi tarafından gerçekleştirilir. İstenilen ışının oluşturulması ve dışarıya ulaştırılması aşamasında önemli olan bölümler magnetron veya klystron, tedavi başlığı, hedef düzleştirici filtre, ışın kolimasyonu ve denetimini sağlayan bölümlerdir. Işın en son olarak dışarıya 'gantri' kısmından çıkar ve lineer hızlandırıcıların bu kısmı radyasyon kaynağını yatay bir ekseninde döndürme avantajını sağlayan parçasıdır. Gantri dönerken kolimatör eksenine uyacak şekilde düşey bir ekseninde hareket eder. Kolimatör eksenine gantri eksenin keşisen noktası eşmerkez olarak adlandırılır ve tedavi için çok önemli bir anlam ifade eder (Dirican, 2008a; Dirican, 2008b ve Khan, 1994).

Bu şekilde elde edilen yüksek enerjili elektronlar yüzeysel tümörlerin tedavisinde direkt olarak kullanılabilmesi gibi yüksek atom numaralı metal hedefe (tungsten veya bakır

karışımı) çarpıtılmasıyla oluşan 'bremsstrahlung-frenleme' ışınlarından yüksek enerjili X-ışınları da oluşturulabilir.

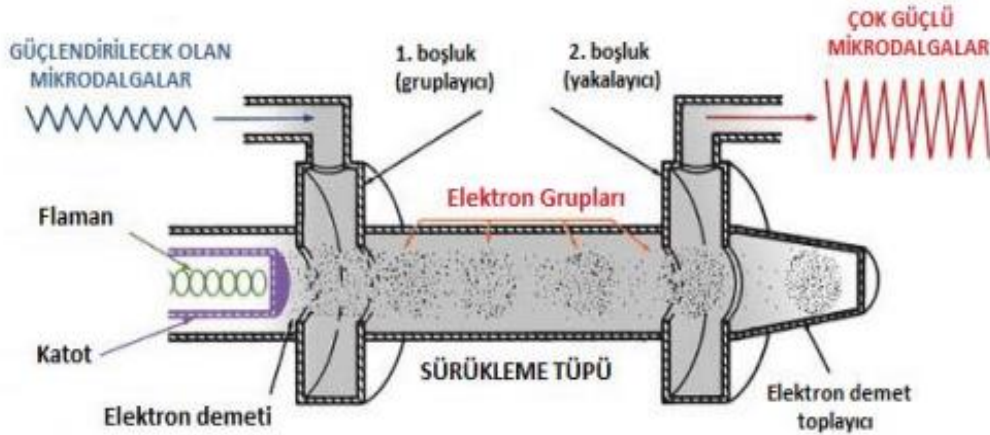
2.2.1. Lineer Hızlandırıcının Temel Yapıları

2.2.1.1. Mikro dalga güç kaynağı

Lineer hızlandırıcılarda gerekli olan elektromanyetik dalga gücü 2 MW ile 10 MW arasında değişmektedir. Klystron ve magnetron olmak üzere lineer hızlandırıcılarda iki çeşit mikrodalga güç kaynağı üretici mevcuttur.

2.2.1.1.1. Klystron

Klystron bir mikrodalga üreticisi değil bir mikrodalga yükselticisidir ve düşük mikrodalga osilatörü ile çalıştırılması gerekmektedir. Klystron, birbirinden sürükleyici tüp ile ayrılmış iki elektron oyuğundan ve bir demet toplayıcısından oluşmaktadır. Şekil-3'te iki oyuklu klystronun iç yapısı gösterilmektedir.

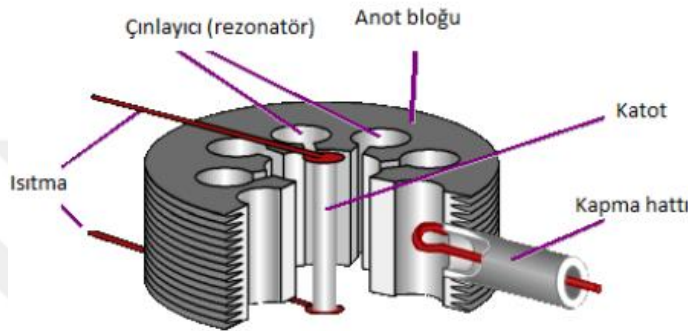


Şekil-3 Klystronun iç yapısı (Khan, 2010)

Katottan koparılan elektronlar gruplayıcı oyuk olarak adlandırılan ve düşük düzeydeki mikrodalgalar ile beslenen birinci oyuğa doğru negatif pulslu voltaj ile hızlandırılır. Mikrodalgalar boşluklar arasında bir elektrik alan oluştururlar. Elektronların hızı bu elektrik alanın etkisi ile ilişkilidir. Bazı elektronlar hızlanırken bazıları yavaşlar, bazılarının hızı ise değişmez. Yavaşlayan elektronlara hızlanan elektronlar yetişir. Bu durumda sürüklenme tüpü içerisinde geçen hızları değiştirilmiş elektron demeti meydana gelir (Khan, 2010). Toplayıcı oyuktaki elektron demetlerinin hızlarındaki azalış çok güçlü radyofrekanslı sinyaller yayınlamalarına sebebiyet verir (Smith, 2000).

2.2.1.1.2. Magnetron

Magnetron mikrodalga üreten bir yapıdır. Birkaç mikrosaniyede mikrodalga sinyali üreten ve saniyede birkaç yüz sinyali tekrarlama hızına sahip olan yüksek güçlü osilatör olarak çalışır. Magnetronda üretilen mikrodalgaların frekansı yaklaşık 3000 MHz'dir. Silindirik bir yapıya sahip olan magnetron bakır anot bloğundan meydana gelir. Anot bloğunun orta deliğinde silindirik bir yapıya sahip olan katot bulunur. Katot ve anot arasındaki hava boşaltılmıştır. Şekil-4'te bir magnetronun iç yapısı gösterilmektedir (Gülmen, 2011).



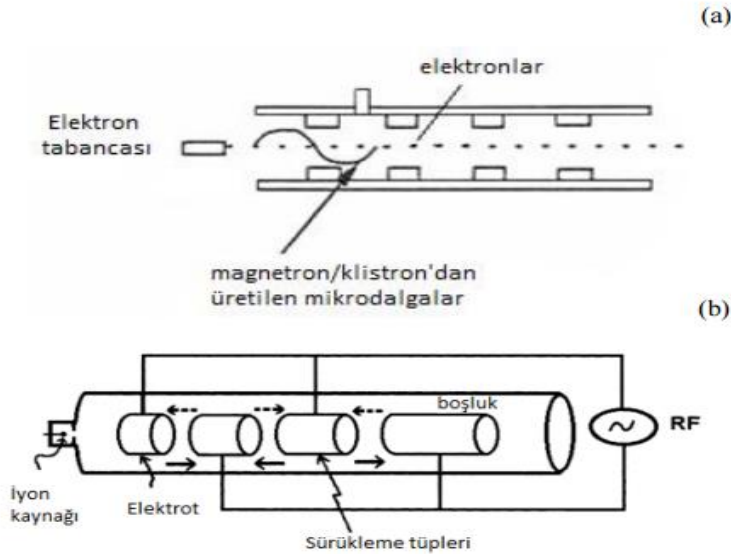
Şekil-4 Magnetronun iç yapısı (Gülmen, 2011)

Anot bloğunun çevresinde anot ile katot arasındaki bağlantıyı sağlayan frekans tayin edici çınlayıcılar yer alır. Katot bir iç flaman ile ısıtılır ve elektronlar termoiyonik emisyonla üretilir. Statik manyetik alan kavitenin yan kesitine dik uygulanır ve anot-katot arasına DC elektrik alan uygulanır. Katottan yayılan elektronlar puls şeklindeki DC elektrik alanın etkisiyle anoda doğru hareket ederler. Bu elektronlar anoda ulaşmadan önce çok fazla frenlenir böylece bu frenleme elektronların enerjilerini yüksek frekanslı salınımına çevirerek, DC alandan enerji alıp bunu AC alana aktararak salınımın sürmesini sağlar. Üretilen bu yüksek frekanslı mikrodalga pulsları dalga klavuzu eşliğinde hızlandırıcı yapıya gönderilmiş olur (Gülmen, 2011).

2.2.1.2. Hızlandırıcı Dalga Klavuzu

Lineer hızlandırıcı dalga klavuzları mikrodalgaların oyuk duvarlarından yansımaları sırasında güç kaybını azaltmak için elektriksel iletkenliği yüksek olan bakırdan yapılmaktadır. Elektron kayıplarını önlemek için yüksek vakum altında tutulmaktadır. Ard arda dizilmiş mikrodalga oyuklarından oluşur. Bu oyuklardaki elektrik alan elektronun hızlanmasını sağlar. Elektronlar ilerleyen elektrik alan üzerinde yakalanarak hız kazanır ve ışık hızına yakın bir hıza ulaşırlar. Elektronların klavuz içerisinde odaklanmalarını

engellemek için kılavuzun etrafına yönlendirici bobin yerleştirmiştir (Metcalf ve ark., 2002). Magnetron ya da klystron aracılığı ile elde edilen elektromanyetik dalgalar, silindirik yapıya sahip vakumlu tüpün içerisine yerleştirilmiş olan tüp şeklindeki elektrotlar arasında bir elektrik potansiyeli oluşmasına yol açar. Radyofrekans (RF) potansiyeli zaman içerisinde sinüsel olarak değişirken benzer bir durumda elektronlar arasındaki boşluklarda bulunan elektrik alanın yönü de değişir. Bir parçacık boşluğa geçerken her seferinde, enerji kazanabilmesi için hızlanan bir alanda bulunması gerekir. Bu da elektronlar arasındaki boşluğun parçacığı yarım döngü boyunca aldığı yola eşit olacak şekilde ayarlanması ile mümkün olmaktadır. Parçacık tüp içerisinde ilerledikçe daha fazla hız yani enerji kazanacağı için elektrotlar, aralarındaki boşluklar arasındaki mesafe gittikçe büyüyecek şekilde yerleştirilmelidir. Bu koşullar altında dalganın faz hızı ile parçacığın hızı eşit olur ve parçacık yarım döngüsünü tamamladıktan sonra bir sonraki boşluğa ulaşır ve parçacık bu şekilde süregelen hareketine devam eder (Jayaraman ve Lanzl, 2004). Şekil-5'te dalga kılavuzunun yapısı gösterilmektedir..



Şekil-5 (a) Dalga kılavuzu içerisindeki elektronların hareketi (Baş, 2005)

(b) Doğrusal Hızlandırıcının iç yapısı (Jayaraman ve Lanzl, 2004)

Hareketli ve sabit dalga olmak üzere iki çeşit dalga kılavuzu bulunmaktadır. Hareketli dalga kılavuzunda mikrodalga elektron tabancasının olduğu uçtan verilip tüpün sonunda soğurulur. Kılavuza gönderilen elektronlar hareketli mikrodalgalar tarafından tutulur ve aynı fazda hareket etmeye başlarlar. Duran dalga kılavuzunda ise hareketli dalganın aksine, güç kılavuzunda mikrodalgalar soğurulmaz, tam tersine maksimum yansıtılarak, duran

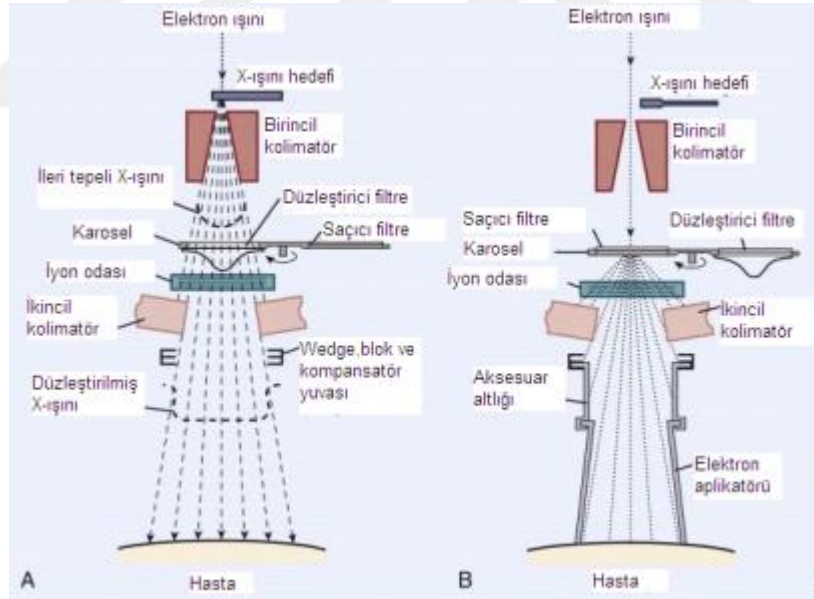
dalgalar gelen ve yansıyan dalgaların üst üste bindirilmesiyle meydana getirilir (Khan, 2003).

2.2.1.3. Elektron Tabancası

Hızlandırıcı dalga kılavuzu için elektronun sağlandığı kaynak, elektron tabancasıdır. Anot ve katot bu yapının içerisinde bulunur. Flamanın ısıtılmasıyla koparılan elektronlar potansiyel fark altında katottan anoda doğru hız kazanmaya başlarlar. Hız kazanan elektronlar anottan geçerek hızlandırıcı dalga kılavuzuna gelir. Burada toplanan elektronlar, yüksek güçlü mikrodalgalarla birlikte hızlandırıcı kılavuza ulaşırlar.

2.3. Lineer Hızlandırıcı Kafa Yapısı

Işınlama kafası kurşun, tungsten veya kurşun karışımından yapılmış koruyucu bir yapıya sahiptir. Işınlama kafa yapısının içinde, hedef, birincil kolimatörler, düzleştirici filtre, saçıcı filtre, monitör iyon odaları, ikincil kolimatörler, kama filtre ve koruyucu blok tepsiyi takılması için özel yapılar mevcuttur. Şekil-6'da tedavi kafası görülmektedir (Khan, 2003).



Şekil-6 Lineer hızlandırıcıların kafa yapısı (A: X ışını tedavisi, B: Elektron tedavisi) (Khan, 2003)

Lineer hızlandırıcılar, radyasyon kaynağının yatay eksen üzerinde döndürebilecek şekilde tasarlanır. Gantri yatay bir eksen etrafında dönerken kolimatör alanın merkezinden geçen dikey eksen etrafında döner. Gantri ve kolimatörün dönme eksenlerinin keştiği ortak noktaya izomerkez (isocenter) denir (Çakır ve Bilge, 2012).

Hedef malzemesi lineer hızlandırıcılarda suyla soğutulur. Gelen elektronun enerjisi, X-ışınlarının enerji dağılımında en yüksek enerjisi olana eşittir. Elektron enerjisi seçiliyken, kalem genişliğine sahip elektron demeti, tedavi hattı boyunca aynı elektron yoğunluğunu sağlamak için saçıcı tabaka düzenleyici filtre ile genişletilir. Saçıcı tabaka ince bir metalden yapılmıştır ve genelde bu metal kurşundur. Bunun için tabakayı meydana getiren kalınlık önemli bir yere sahiptir. Saçılma sırasında frenleme ışınları meydana çıkar. Elektronlarda bu ışıklardan kaynaklanan X-ışını bulaşıklığı %5'den azdır. Bulaşıklığı biraz daha azalmasını sağlamak amacıyla bu tabaka olabildiğince 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, iyon odalarına, gerektiğinde wedge filtreden ve hareketli kolimatör sisteminden geçerler (Çakır ve Bilge, 2012).

Gantri, tungsten, kurşun veya bu ikisinin alaşımı olan yüksek atom yoğunluklu malzemeden meydana gelir. Olası bir radyasyon sızıntısına karşı yeterli korumayı sağlayacak yapıdadır. X-ışınları hedefi, saçıcı foil, düzleştirici filtre, iyon odası ve hareketli kolimatör ve ışık sistemini kapsar. Elektronların hedefe çarpması sonucu bir kısım enerjileri X-ışınına dönüşürken geri kalanı ise ısı olarak açığa çıkar.

Düzenleyici filtre yardımı ile demetin enerjisi homojen hale getirilir. Bu filtre; tungsten, uranyum, çelik, alüminyum gibi veya bunların birleşimlerinden meydana gelir. Hareketli kolimatör kurşun veya tungstenden yapılmış olup kaynaktan 100 cm uzaklıkta 40×40 cm² 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 yapılmış olup, asimetric alanlarda kullanıldığında, temel dozimetrik parametrelerde değişiklik olabilir (Çakır ve Bilge, 2012).

Işın, birincil kolimatör ile şekillendirilip, doz ölçüm birimine (iyon odasına) gönderilir. İyon odası ile doz, doz hızı, düzgünlük ve simetri gibi fiziksel parametreler ölçülür. İkincil kolimatörlerde bulunan j-hareketli X ve Y çeneleri ile de tedavi alanları oluşturulur (Çakır ve Bilge, 2012).

2.3.1. Kolimasyon

2.3.1.1. Birincil Sabit Kolimatörler

Birincil sabit kolimatör genellikle tungstenden yapılmış olup düzleştirici filtrenin üstüne monte edilir. İki ucu açık küçük eğimli bir koni şeklindeki bu kolimatör, sadece ileri doğru

saçılan X-ışınlarının lineer hızlandırıcı dışına çıkmasına izin verir. Bu kolimatör kafa sızıntısından yani tedavi kafasından kaçan saçılmış fotonlardan kaçınmaya yardımcı olur. Birincil kolimatörlerin boyutları genellikle ikincil kolimatörler olmaksızın 100 cm SSD'ye 50 cm çap verecek şekildedir (Metcalf ve ark., 2002).

2.3.1.2. İkincil Kolimatörler

İkincil kolimatör sistemi genellikle yaklaşık 8 cm kalınlığında tungsten veya kurşundan yapılmış iki çift metal bloktan oluşur. Bu yapıya verilmiş yaygın ad kolimatör veya kolimatör çenesidir. Çene içinde sızan doz, zırhlanmış demetten kaynaklanan dozun yaklaşık % 4'ü kadardır. Hatada her çene için kolimatörler 0 cm'den 40 cm'e kadar farklı dikdörtgensel alanlar oluşturmak için ayarlanabilirler (Metcalf ve ark., 2002).

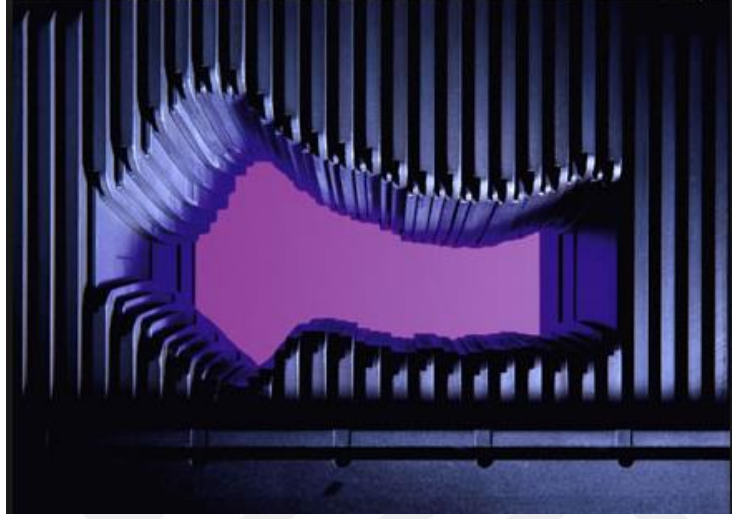
2.4. Çok Yapraklı Kolimatör

Radyoterapi tedavisinin temel amacı, hedef yapıyı ışınlarken sağlıklı dokularda soğurulan doz miktarını olabildiğince azaltmaktır. Sağlıklı doku ve kritik yapılarda soğurulan dozu azaltmanın en önemli koşulu gönderilen ışının iyi kolime edilmesidir. 2 boyutlu geleneksel radyoterapide tedavi alanını şekillendirmek için konvansiyonel kolimatör çeneleri kullanılırdı fakat bu çenelerle dikdörtgen veya kare alanlar açılabilmeyle sınırlıydı. Tedavi alanı çoğunlukla düzgün geometrik bir alan olmadığı için ilave ek alanlar gerekirdi. Bu nedenle tedavi alanını şekillendirebilmek için lineer hızlandırıcı üzerine standart kolimatör sisteminin altına kurşun ya da kişiye özel hazırlanan serrobend alaşımli bloklar yerleştirilirdi. Radyoterapide gelişen teknolojiyle birlikte bu blokların yerini çok yapraklı kolimatörler (ÇYK) almaya başladı (Jeraj ve Robar, 2004).

ÇYK'lar tedavide düzenli veya düzensiz alan oluşturmak için bir çok liften oluşan, birbirinden bağımsız ve otomatik hareket edebilen sistemlerdir (Çakır ve Bilge, 2012). Tedavi alanı tümör ve riskli organların şekline uygun olarak hızlı ve kolay bir biçimde ÇYK'lar ile şekillendirilir. Kişiye özel bloklara göre tedavi süresini kısaltır hemde tedavi maliyetini düşürür. Tedavi süresinin kısalmasıyla hasta hareketi kaynaklı hatalar aza indirilirken ışınlama sırasında alan şekli kontrolü sağlanır. Bunun yanı sıra ÇYK'lar kurşun alaşımli kişisel bloklara göre lifler arası radyasyon sızıntısı, daha geniş penumbra gibi bazı dez avantajlara sahiptir (Jeraj ve Robar, 2004).

ÇYK'lar radyasyon ışınına dik hareket edebilen ve lif kenarları birbirine uyacak şekilde tasarlanmış birçok bağımsız lifden (yaprakcık) oluşur. ÇYK'ların bu şekilde tasarlanması 'tongue and groove' (dil ve yuva) olarak bilinir ve bitişik lifler arasındaki sızıntı

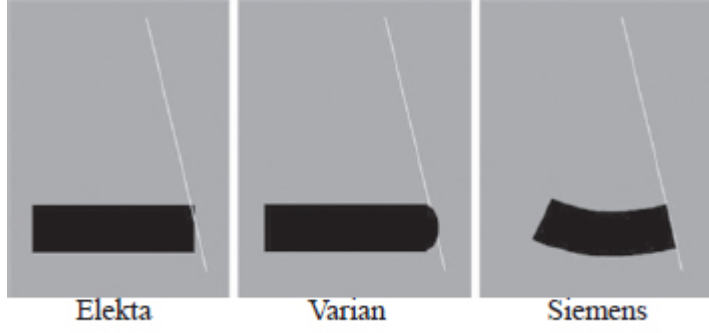
radasyonunu azaltmak için geliştirilmiş bir tasarımıdır. ÇYK'lar metaller arasında en yüksek yoğunluğa sahip tungsten alaşımlarından meydana gelir. Tungsten alaşımları sert yapıda olup, ısıl genleşme katsayısı düşük ve maliyetleri oldukça düşüktür. Tungsten alaşımlarının yoğunlukları 17-18,5 g/cm³ arasında değişmektedir (Jeraj ve Robar, 2004; Oliveira ve ark., 2015). Şekil-7'de bir yapıya göre düzenlenmiş ÇYK'lar görülmektedir.



Şekil-7 Çok yapraklı kolimatör (ÇYK) görünümü

YART alanlarının farklı bölümlerinde radyasyon spektrumunda meydana gelen önemli değişiklikler ciddi radyobiyojik etkilere sebep olabilir. ÇYK'lar uluslar arası standartlara uygun dozimetrik özellikleri karşılayan farklı teknik tasarımlara sahiptir. En önemli dozimetrik parametreler sızıntı ve penumbradır. Sızıntı ÇYK lifleri arasındaki hava boşlukları sayesinde ortaya çıkan radyasyondur. Radyasyonun yaprak materyali tarafından tamamen soğurulmadığını gösterir. Penumbra belli bir derinlikte genellikle 10×10 cm² alanda radyasyon alanının % 20 ve % 80 izodoz çizgileri arasındaki mesafe olarak tanımlanır (Jeraj ve Robar, 2004; Oliveira ve ark., 2015).

ÇYK tasarımlarına göre değişmekle birlikte liflerin genişliği izomerkezde 0,5-1 cm'dir. ÇYK liflerinin genişliği alan kenarlarındaki doz düşüşünü engelleyebilmek için önemli bir parametredir. 5 mm ve 10 mm genişliğindeki ÇYK'lar ile yapılan bir çalışma göstermiştir ki, genişliği 5 mm olan ÇYK'lar ile merkezi sinir sistemi vakalarında daha konformal bir doz dağılımı elde edilirken sağlıklı dokuların daha iyi korunduğu gözlenmiştir. Farklı firmalara ait çeşitli ÇYK tipleri mevcuttur. Liflerin kalınlığı ışın geçirgenliği % 1'den küçük olacak şekilde üretilmiştir (Çakır ve Bilge, 2012). Şekil-8'de bazı lineer hızlandırıcılardaki ÇYK tasarımları görülmektedir.



Şekil-8 Elekta, Varian ve Siemens linear hızlandırıcılarına ait ÇYK tasarımları (Çakır ve Bilge, 2012)

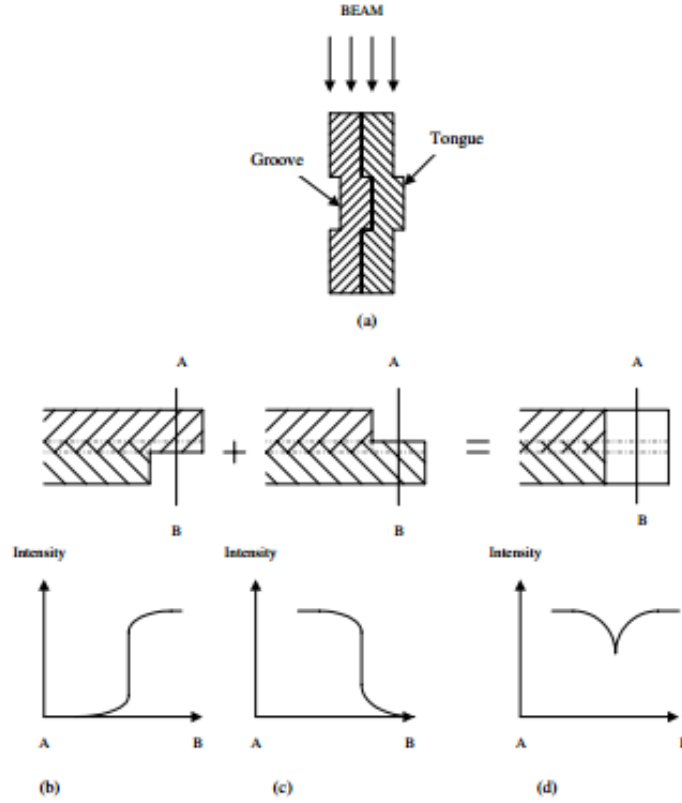
Lif şekilleri ÇYK uçları ile bitişik iki ÇYK arasında farklı penumbra değerleri oluştururken, odaklama özelliklerini de önemli ölçüde etkiler. Tek odaklı ÇYK'ların uçları genellikle yuvarlaktır. Çift odaklı ÇYK'ların ise ışın demeti diverjansına uyan uçları vardır. Lifler dairesel bir ark üzerinde hareket ederler. Çift odak özelliği olan ÇYK'larda nokta kaynaktan ışın demeti yayılırken demet diverjansına uygun hareket etme imkanı sağlar. Böylece daha küçük penumbra elde edilir (Çakır ve Bilge, 2012). Kolimasyon üzerine fokussuz yuvarlak yaprak sonlarıyla yapılan çalışmalara göre penumbra genişliği fokussuz yaprak sonlarında, odaklı yaprak sonlarına göre daha büyüktür. Yuvarlak uçlu yaprak sonlarındaki penumbra lif geçirgenliğinden dolayı biraz daha geniştir (AAPM Task Group No.50).

Dinamik ÇYK tedavilerinde lif overtravel mesafesi ve lif hızı önemli bir parametredir. Overtravel mesafesi bir ÇYK lifinin orta hattından ne kadar uzağa gidebileceğini gösterir. Overtravel mesafesinin büyük olması VMAT gibi karmaşık şekilli alanların oluşturulabilmesi için önemlidir. Statik tedavi alanları kullanılırken lif hızı kritik bir parametre değildir çünkü cihazın doğru tedavi etme özelliğini değiştirmez sadece önemli ölçüde iletim süresini etkiler. VMAT tedavisi sırasında doz sürekli açıklığı değişen ÇYK'lar ile iletilir. VMAT gibi tekniklerde yaprakların doz iletimi sırasında sürekli hareket etmesi gerekir bu nedenle lif hızı çok önemli bir parametre olmaktadır.

2.5. Tongue and Groove

YART tekniği 3BKRT'den daha etkili bir tedavi tekniği olmakla birlikte daha konformal bir doz dağılımı sağlar. ÇYK'lar modern yoğunluk ayarlı radyoterapinin önemli bir bileşenidir. ÇYK'ların ilk modelleri iki yaprak arasında bulunan boşluk nedeniyle ciddi sızıntı radyasyonuna neden oluyordu. Radyoterapideki gelişmelerle birlikte yapraklar arasından sızan radyasyonu azaltmak için yaprak kenarları basamak şeklinde değiştirildi ve

böylece dil ve yuva geometrisi oluşturulmuştur. Bu ÇYK tasarımı yapraklar arasındaki sızıntıyı azaltır ancak bitişik komşu iki yaprak arasındaki dil yada yuva ile kaplanan bölgelerde doz düşüşüne sebep olur (Kim ve ark., 2015). Şekil 9’da dil ve yuva etkisi gösterilmektedir

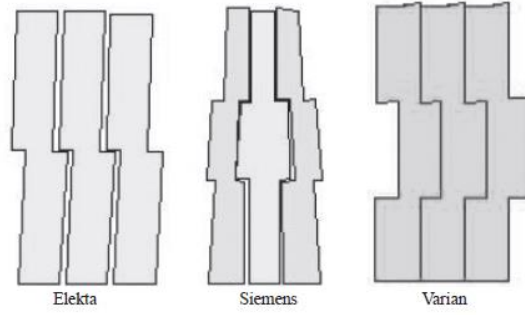


Şekil-9 ÇYK’da dil ve yuva etkisinin şematik gösterimi (a) Lifler arası sızıntıyı azaltmak için dil ve yuva dizaynı (b)-(d) Işının ÇYK yapraklarından geçtikten sonraki yoğunluk profilleri (d) Komşu iki yaprak arasındaki dil ve yuva etkisinden kaynaklanan düşük doz bölgesi (Deng ve ark., 2001)

Dil ve yuva etkisi YART yönteminde olası bir sınırlama olarak görülmüştür. Birçok araştırmacı tarafından işaret edildiği gibi, dil ve yuva etkisi % 10-15 arasında düşük doza sebep olabilir (Galvin ve ark., 1993; Chui ve ark., 1994; Wang ve ark., 1996). Geçtiğimiz günlerde Sykes ve Williams, Philips’in ÇYK’ları için dil ve yuva etkisi üzerine deneysel bir araştırma gerçekleştirmiş ve komşu yapraklar arasındaki dil ve yuva etkisinin sebep olduğu doz düşüşününün % 15-28’e kadar olduğunu radyografik film ile ölçmüştür (Deng ve ark., 2001).

Sadece tek bir tedavi alanında dil ve yuva etkisinden doz dağılımında % 10’luk bir değişim sebep olurken, çok alanlı YART teavilerinde ise genel etki tek bir alandan daha az olur. Çoklu YART alanlarında dil ve yuva etkisi her zaman aynı düzlemde meydana gelmediğinden dolayı genel olarak dil ve yuva etkisi (% 1,6’dan) daha küçük olmalıdır (Deng ve ark., 2001). İki

komşu ÇYK arasındaki radyasyon sızıntısını azaltmak için üreticilerin farklı yapıdaki dil ve yuva tasarımları Şekil-10'da gösterilmektedir (Çakır ve Bilge, 2012).



Şekil-10 Elekta, Siemens ve Varian cihazları MLC'lerine arasındaki ait dil ve yuva tasarımları (Çakır ve Bilge 2012)

2.6. Penumbra

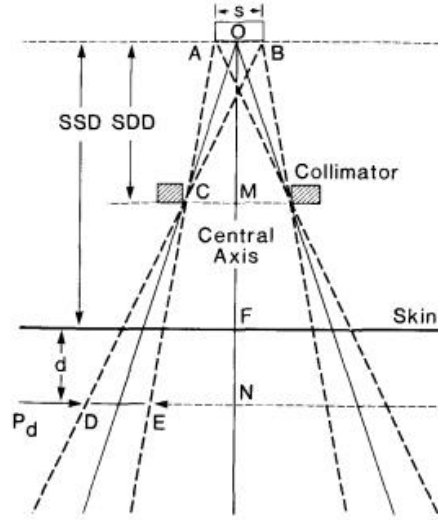
Penumbra radyasyon demetinin en önemli özelliklerinden biridir. Hedef yapılar ve kritik doku ve organlar arasında basamak doz dağılımını elde edebilmek ve bunların korunması açısından penumbra olabildiğine küçük olmalıdır. Bu yüzden penumbranın özellikleri lineer hızlandırıcı cihazının yapısına bağlı olarak değişir (Metcalf ve ark., 2002; Pasquino ve ark., 2006; Schlegel ve ark., 2006).

Penumbra geometrik ve fiziksel olmak üzere ikiye ayrılır. Herhangi bir derinlikteki doz hızı radyasyon alanı kenarına doğru gidildikçe, ışın ekseninden itibaren uzaklığın bir fonksiyonu olarak çok çabuk bir şekilde azalarak değişir. Bu doz değişikliğinin sebebi radyasyon kaynağına olan uzaklığı artması ve aynı zamanda saçılan radyasyonunun doza katkısında azalma meydana gelmesidir. Alan kenarındaki bu bölgeler penumbra (yarı gölge) olarak adlandırılır (Khan, 2003; Metcalf ve ark., 2002).

Geometrik penumbra Şekil-11'de gösterilmektedir. Hasta yüzeyinden itibaren herhangi bir derinlikte (d), kaynak çapı (s), cilt kaynak mesafesi (SSD), kaynak diyafraam mesafesi (SDD) olmak üzere geometrik penumbranın genişliği (P_d), ABC ve DEC üçgenlerinin benzerliğinden 1 bağıntısıyla veya 2 bağıntısıyla bulunur (Khan, 2003; Metcalf ve ark., 2002).

$$\frac{DE}{AB} = \frac{CE}{CA} = \frac{CD}{CB} = \frac{MN}{OM} = \frac{OF+FN-OM}{OM} \quad (1)$$

$$P_d = s \times \frac{(SSD+d-SDD)}{SDD} \quad (2)$$



Şekil-11 Geometrik penumbra şekilde gösterilmektedir. $AB = s$; Kaynak Çapı, $OM = SDD$; Kaynak diyafram mesafesi, $OF = SSD$; Kaynak cilt mesafesi, $DE = P_d$; Penumbra genişliği, d : derinlik (Khan, 2003)

Geometrik penumbranın genişliği; kaynak boyutuna, kaynak cilt mesafesine ve kaynak kolimatör arasındaki mesafeye bağlıdır. Radyasyon alanı kenarına doğru gidildikçe meydana gelen doz değişikliği sadece geometrik penumbra ile ilgili değil aynı zamanda hastada saçılma radyasyonunun meydana gelmesiyle de ilgilidir (Metcalf ve ark., 2002). Bu sebeple penumbra söz konusu olduğunda daha çok fiziksel penumbra tanımı kullanılır.

Fiziksel penumbra genişliği, belirli bir derinlikte, belirlenmiş iki izodoz arasındaki lateral mesafedir (Metcalf ve ark., 2002). Genellikle % 80 - % 20 izodoz eğrileri arasındaki bölge olarak tanımlanır. Radyoterapi için yapılan yoğun çalışmalar göstermiştir ki lateral penumbra genişliği önemli ölçüde kaynak modeli, lif pozisyonu ve lif ucu şekliyle ilişkilidir. Gittikçe büyüyen kanıtlarla birlikte penumbra bölgesi boyutu lif ucu şekliyle büyük ölçüde bağlantılıdır (Zhou ve ark., 2016). Fiziksel penumbra genişliğinin belirlenmesinde doz profilleri ve iki boyutlu izodoz dağılımları kullanılır.

Yaprak hareketine dik yöndeki komşu iki segmentin kesişim noktalarında, iki alanın birbirinin penumbra etkisinin giderilememesinden dolayı bu noktalarda eksik doz etkisi görülebilmektedir. Bu durumun oluşma sebepleri, yaprak kalınlığının ve kaynak boyutunun sınırlı olması ve saçılma radyasyonudur (Pasquino ve ark., 2006).

2.7. Sızıntı ve Geçirgenlik

X-ışınları kolime edildiğinde az bir oranda da olsa radyasyon çeneleri ve ÇYK'ları geçer. Bunun içinde çene ve ÇYK'ların yapısında geçirgenliği azaltmak için yüksek atom numaralı tungsten gibi soğurma tesir kesiti büyük malzemeler kullanılır (Metcalf ve ark., 2002).

ÇYK yaprakları kolimatör sistemine iyi şekilde entegre olmalı, birlikte çalışırken alan boyutu boyunca en uygun biçimde alan şekillendirmesini sağlamalı ve kabul edilebilir derecede atenüasyon (zayıflama) sağlamalıdır. ÇYK'ların kişisel bloklarla benzer atenüasyonda ($< \%5$ veya yarı değer kalınlığı (HVL) 4 ile 5 arasında) olması beklenir. Ancak ÇYK lifleri arası sızıntı göz önünde bulundurulduğunda yukarıdaki şarttan daha küçük bir atenüasyona sahip olması beklenir. Bu şartı sağlamak içinde yaklaşık olarak 5 cm kalınlığında tungsten alaşımı gereklidir. $\% 5$ olan geçirgenlik kriterini $\%1$ 'e indirebilmek için ise yaklaşık olarak 2,5 cm daha tungsten alaşımı gereklidir (AAPM Task Group No.50).

Gelen radyasyonun bir kısmı çenelere çarpar ve ÇYK'lara gelip onları geçer ve bu radyasyona sızıntı radyasyonu denir. Sızıntı radyasyonu hastaya verilen dozun istenmedik şekilde artmasına neden olur. Sızan radyasyon miktarı lineer zayıflama katsayısına, kolimatör malzeme kalınlığına ve lif ucu şekli gibi parametrelere bağlıdır. Arnfield ve ark. farklı enerjileri kullanarak yaptığı bir çalışmaya göre 80 yapraklı ÇYK'daki sızıntı $\%1,68$ 'dir. Bu çalışmada ÇYK'ların alaşım yoğunluklarının geçirgenliğide etkilediğini ortaya çıkardılar. ÇYK yaprak uçları daha iyi eksen dışı dozimetrik karakteristik özellikler elde etmek için yuvarlanmıştır. Bu çalışmada yaprak uçlarında ve komşu iki yaprak arasından sızan en büyük radyasyon miktarı ölçülmüş, çene ve ÇYK'lardan sızan radyasyon $\% 0,1$ bulunmuştur (Schmidhalter ve ark., 2007).

Radyasyon karşılıklı yaprak çiftlerini kapatarak tamamen engellenemez özellikle yuvarlak uçlu ÇYK'lar kullanıldığında (AAPM Task Group No.50). Komşu lifler arasındaki sızıntı radyasyonunu azaltmak için birbirine yapboz parçaları gibi uyan dil ve yuva tasarımı geliştirilmiştir. ÇYK'ların bu şekilde birbirlerine dil ve yuva şeklinde uymaları liflerin hareketi için gerekliken aynı zamanda ara boşluklardan sızan radyasyonu azaltır. Dil ve yuva etkisi liflerin orta gövdesi boyunca sızıntı radyasyonunu arttırsada, lifler düz tasarlanmış olsaydı sızıntı radyasyonu daha fazla olurdu (Metcalf ve ark., 2002).

YART tedavisi doğruluğunu sağlamada, segmetlerin optimizasyonu sağlanırken hesaplama sırasında sızıntı radyasyonunda hesaba katılmalıdır. Standart ÇYK'lar YART tedavisinde kullanıldığında, doz iletimine lif aralarından ve lif uçlarından büyük bir radyasyon sızıntısı da eklenir. Konvansiyonel tedavide, ÇYK altında çene açıklığı ile tanımlanan bölgede sızıntı radyasyonu maksimum dozda % 2 artış sağlar. YART tedavilerinde ise özellikle dinamik ÇYK tabanlı YART tedavilerinde, tedavi alanı ÇYK'lar ile korunur. Toplam ÇYK sızıntısı YART alanında bir noktaya katkı sağlar. Birçok durumda dinamik YART tedavilerinde bu nokta ÇYK'lar ile kapatıldığı için toplam monitör unit yüksek olur. Bu gibi durumlarda ÇYK sızıntısı dozu, maksimum alan dozuna %10'dan fazla katkıda bulunabilir (Kim ve ark., 2001).

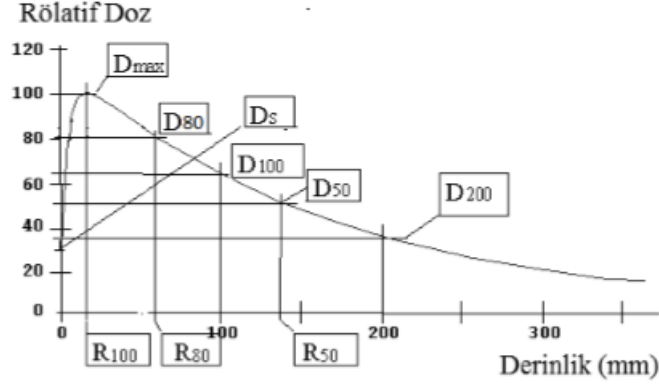
VMAT tekniği yeni bir YART tekniğidir. VMAT sırasında gantri hasta etrafında dönerken lineer hızlandırıcı kontrol sistemi tarafından doz hızı ve ÇYK'ların pozisyonları değişir. Kolimatör açısı genellikle VMAT planlarında ÇYK yaprakları arasındaki sızıntı radyasyonunu azaltmak için kullanılır. Sıfır derecede açıda, gantri dönerken ÇYK yaprakları arasında biriken sızıntı radyasyonu optimizasyonla da engellenemeyen ve istenmeyen doz dağılımına sebep olur. Farklı kolimatör açıları kullanılarak istenmeyen dozlar kontrol edilebilir böylece istenmeyen sızıntı dozları azaltılabilir (Kim ve ark., 2015).

Sızıntı radyasyonunu engellemek için üretici firmaların farklı ÇYK tasarımları mevcuttur. ÇYK sızıntı ve geçirgenliği American Association of Physicist in Medicine (AAPM) Task Group 142 (Quality assurance of medical accelerators) raporuna göre referans değerden % $\pm 0,5$ olmalıdır. IEC (International Elektrotechnical Commision) 1998 raporuna göre ise sızıntı ve geçirgenlik % 5'den küçük olmalıdır.

2.8. Radyoterapide Dozimetrik Tanımlar

2.8.1. Yüzde Derin Doz

Yüzde derin doz (%DD), sabit bir SSD mesafesinde ışının merkezi ekseni boyunca su veya eşdeğeri bir fantomda belirli bir derinlikte ölçülen dozun, merkezi eksenindeki en yüksek doz değerine (d_{maks}) oranı olarak tanımlanır. Derin doza etki eden faktörler foton enerjisi, SSD mesafesi, alan büyüklüğü (kaynak kolimasyonu), alanın şekli ve en önemlisi derinliktir (Çetingöz ve ark., 2013).



Şekil-12 Yüzde derin doz eğrisi. D_{maks} : maksimum doz noktasıdır. R_{80} : Yüzeyle maksimum dozun %80'e indiği nokta arasındaki mesafe. R_{50} : Yüzeyle maksimum dozun %50'ine indiği nokta arasındaki mesafe (Okay ve ark., 2013).

2.8.2. Maksimum Doz (Build-up) Bölgesi

Maksimum doz bölgesi, yüzeyden maksimum doz noktasına kadar olan bölgeye denir. Maksimum doz bölgesindeki doz, hasta içindeki foton etkileşimleri (fotoelektrik olay, Compton saçılması ve çift oluşum) ve bu etkileşimler sonucu ortaya çıkan ikincil yüklerin maksimum doz noktasına kadar arttığı bölgedir. Maksimum doz bölgesi düşük enerjili radyasyonlarda hemen hemen yüzeyde oluşur. Daha büyük enerjili radyasyonlarda ise, fotonlar maddeye girdiklerinde yüzeyden daha alt tabakalardan elektron koparırlar ve bu nedenle maksimum doz derinliği artar. Maksimum doz derinliği; alan büyüklüğüne, SSD'ye ve primer radyasyonun enerjisine bağlıdır (Özdemir, 2014; Şahin ve ark., 2012).

2.8.3. Demet Kalitesi

Lineer hızlandırıcılarda üretilen yüksek enerjili X-ışınlarının kalite tayininde Doku Fantom Oranı ($TPR_{20,10}$) kullanılır. Uluslararası Atom Enerji Kurumu (IAEA) Teknik Raporlar Serisi (TRS) 398 protokolüne göre $TPR_{20,10}$, 10×10 cm²'lik referans alan için su veya eşdeğeri fantomda SSD=100 cm'de, 20 cm ve 10 cm derinlikteki absorbe dozların birbirine oranıdır. Demet kalite indeksi değeri gelen ışının elektron kontaminasyonundan bağımsızdır (Çetingöz ve ark., 2013).

2.8.4. Doz Profilleri

Işının merkezi ekseninden sapma oranı bize doz profilleri ile ilgili bilgi verir. Doz profilleri ölçümü ile ışının karakteristiği hakkında, düzgünlüğünün, simetrisinin ve penumbrasının belirlenmesi için kullanılır. Su fantomunda veya eş değeri fantomlarda merkez eksen üzerinde, bu eksene dik bir düzlemde ve tanımlanmış bir derinlikteki, merkez noktası dışındaki noktalarda okunan doz değerinin merkezdeki noktada okunan doz değerine

oranlamasıyla bulunabilir ve bu noktaların birleştirilmesiyle oluşan grafiğe doz profili grafiği denir (Okay ve ark., 2013).

2.8.4.1. Düzgünlük ve Simetri

Düzgünlük ve simetri, lineer hızlandırıcılar tarafından üretilen bir foton huzmesinin kalitesini belirleyen ana parametrelerdir. Radyoterapide tutarlı bir ışın profili, doğru ve tekrarlanabilir bir doz dağılımı için önemli bir niceliktir (AAPM Task Group No.142). Şekil-13’de alan merkezine normalize bir doz profili grafiği görülmektedir.

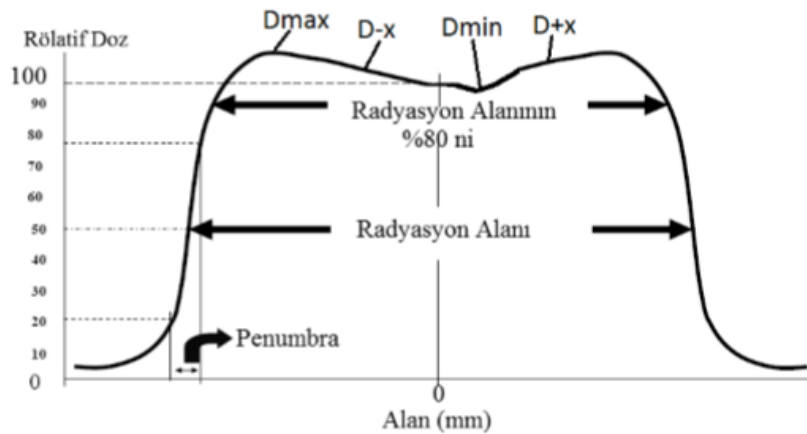
Demet düzgünlüğü, ışın eksenine transvers bir düzlemde doz profilindeki yarı maksimum yükseklikteki tam genişliğin % 80’indeki ortalama dozda, izin verilen maksimum yüzde değişimi olarak tanımlanır (AAPM Task Group No.45). Düzgünlük formülü;

$$F = (D_{\max} - D_{\min} / D_{\max} + D_{\min}) \times 100 \quad \text{şeklinde verilir.}$$

Bu formülde D_{\max} ve D_{\min} , profildeki % 80 alan içindeki maksimum ve minimum doz değerleridir (Low ve ark., 1998).

Simetri, genellikle ışın profilindeki grafiğin sol taraftaki dozun, sağ taraftaki doza göre maksimum izin verilen yüzde sapma olarak tanımlanır (AAPM Task Group No.45). Merkezi eksenin sağ ve solundaki bölgelerdeki dozların homojenitesini gösterir. Simetri formülü;

$$S = (D_{-x} / D_{+x}) \times 100 \quad \text{şeklinde verilir.}$$



Şekil-13: Foton demeti doz profili grafiği (Okay ve ark., 2013)

Demet düzgünlüğü ve simetrisi, farklı X-ışını enerjileri için su veya eş değer bir ortamda 10 cm derinlikte, SSD 100 cm’de 30×30 cm²’ye kadar alanlarda ölçülebilir. Doz profili grafiğinde alanın % 80’i tarafından sınırlanan bölgede X ve Y eksenleri boyunca

minimum ve maksimum doz noktaları tayin edilerek demet düzgünlüğü ve simetrisi değerleri bulunur. Demet düzgünlüğü ve simetri değerleri AAPM Task Grup 40 raporuna göre düzgünlük % ± 2 ve simetri % ± 3 tolerans sınırları içerisinde olmalıdır (AAPM Task Group No.40).

YART gibi alanların alt segmentlerden oluşan tedavi tekniklerinde, bu alt alanlar 10 MU'dan daha düşük MU değerlerinden oluşabilir. Aspradakis ve ark.(2005) yaptıkları çalışmada cihazın MU başına doz değerlerinin küçük alan boyutlarındaki karalılığını incelediklerinde demet düzgünlüğü ve simetrisi ile bu değerlerin değişebileceğini 10 MU'dan büyük alanlarda bu sapma % 2 olabilirken daha düşük MU değerlerinde bu sapmanın %5'e ulaşabileceğini göstermişlerdir (Ceylan ve ark., 2009).

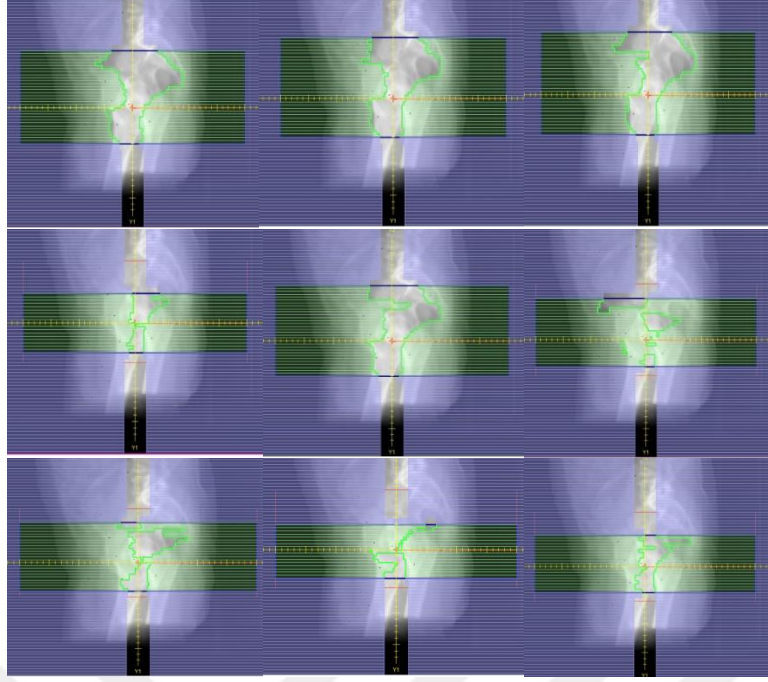
2.8.4.2. Fiziksel Penumbra

Profilin sağında ve solunda olmak üzere iki değerden meydana gelir. Genellikle grafiğin her iki yanında % 20 ile % 80'lik izodoz eğrilerinin geçtiği mesafelerin farkları olarak tanımlanır (Okay ve ark., 2013).

2.9. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

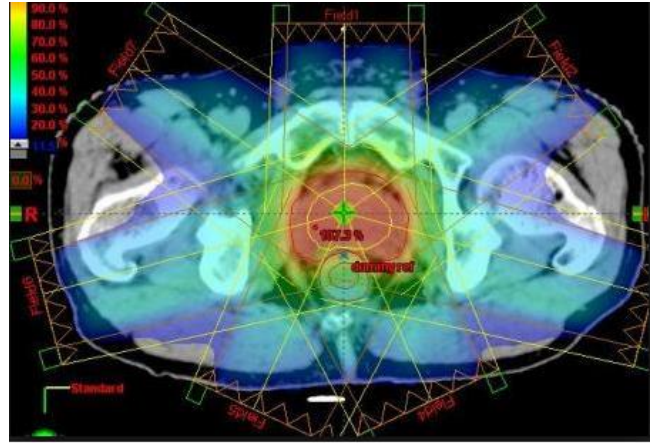
Radyoterapideki gelişmeler ile üç boyutlu konformal radyoterapinin (3BKRT) gelişmiş yeni bir üst basamağı olan, düzgün olmayan radyasyon ışın yoğunluğu kullanımına dayalı yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) geliştirilmiştir. YART'daki doz yoğunlukları farklı optimizasyon tekniklerini kullanılarak elde edilir ve bu doz yoğunlukları ÇYK'lar tarafından meydana getirilen alt alanlar ile tümörlü doku ve sağlıklı doku bölgelerinin kalınlığına göre hesap edilir. Bu şekilde YART 'da yoğunluğu farklı ışın hüzmeleri kullanılarak, düzensiz biçimdeki tümör dokularında istenilen homojenlikte doz dağılımı elde edilirken, kritik doku ve organ dozları istenilen tolerans değerlerinde tutulur (Clifford ve Chao, 2004; Webb, 2001 ve Çakır ve Bilge, 2013).

YART tekniğinde ana demet , hedef bölgede farklı yoğunluk oluşturacak şekilde ayarlanmış daha küçük alt alanlara (segmentlere) bölünür. Kullanılan her bir alan, her yerinde aynı doz yoğunluğuna sahip alt segmentlerden oluşur. Şekil 14'de YART'da oluşan alt segmentler görülmektedir.



Şekil-14 YART'da oluşan segmentler

Bu alt segmentler ters planlama tekniği kullanılarak ÇYK'lar tarafından her bir alt alanın doz yoğunluğu farklı olacak şekilde TPS'de oluşturulur. Böylece hedeflenen hacme istenilen dozu verebilmek için farklı şiddetlere sahip ışın demetleri elde edilir (Verhey, 1999).

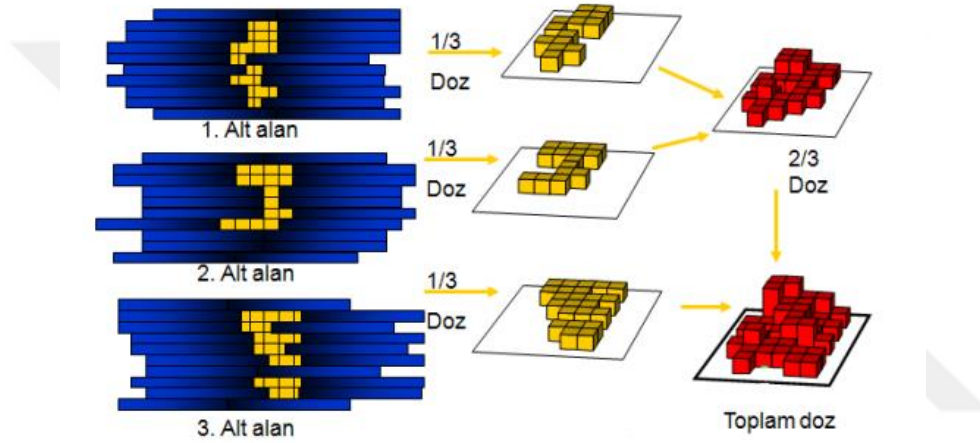


Şekil-15 YART tedavi planı

Her tedavi alanındaki ışın yoğunluğunun değiştirilmesi ilkesine dayanan YART tekniği, konvansiyonel ve 3 boyutlu konformal radyoterapi teknikleri ile karşılaştırıldığında hedef yapıda daha yüksek doz dağılımının yanında sağlıklı ve kritik dokularda daha düşük doz sağlayabilmektedir (Verhey, 1999). Günümüzde kullanılan YART teknikleri ise Statik YART ve Dinamik YART teknikleridir. Şekil-15'de YART tedavi planı gösterilmektedir.

2.9.1. Statik YART Tekniği

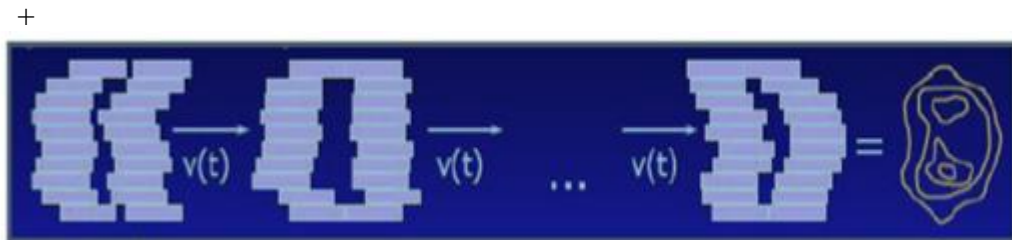
Bu tedavi tekniğinde oluşturulan alanın doz yoğunluğu, homojen akıya sahip birçok alt segmentten oluşur. Alt segmentler çok yapraklı kolimatörler tarafından tedavi planlama sisteminde oluşturulur. Işınlama başlamadan önce YK'lar alt segmentin şeklini alır, işınlama süresince YK'lar hareketsizdirler ve işınlama bittikten sonra gantri farklı bir açıya geçer ve YK'lar da tekrar farklı bir alt segmentin şeklini alarak işınlama devam eder. Bu işlem tedavi süresince devam eder. Böylece alt segmentlerin toplamıyla elde edilmek istenen dozun oluştuğu bir ana alan meydana gelir. Bu tedavi tekniği 'Step and Shoot' olarak adlandırılır. şeki-16'da alt segmentlerin toplanmasıyla elde edilen toplam alandaki doz dağılımlı gösterilmektedir (Clifford ve Chao, 2004).



şeki-16 Step and Shoot tekniğinde doz yoğunluğunun oluşturulması

2.9.2. Dinamik YART Tekniği

Dinamik YART tekniğinde işınlama boyunca gantri hareketsiz olup YK'lar dinamik olarak hareket ederek doz yoğunluğunun ayarlanması sağlanır. YK yaprakları farklı hızlarla hareket edip yapraklar arası açıklığın değişimini sağlarlar. Bu yöntem 'Sliding Window' olarak adlandırılır. Bu teknikte alanlar Step and Shoot tekniğinin aksine her aıdaki alan tek bir segmentten oluşur ve doz yoğunluğu YK'ların hareketi ile sağlanır. Işınlama boyunca YK'ların hızı değişkendir (Khan, 1994; Webb, 2005).

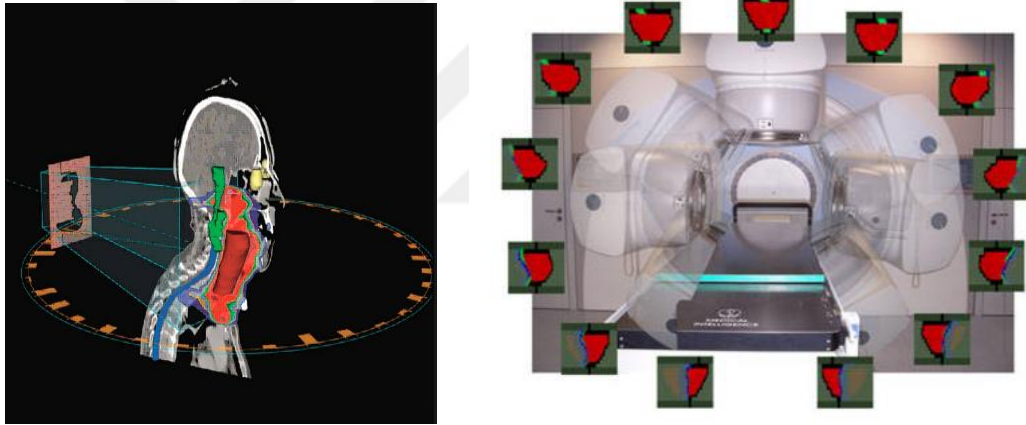


şeki-17 Sliding Window tekniğinde YK'ların hareketi

Şekil-17’de dinamik ÇYK hareketi gösterilmektedir. ÇYK’lar arasındaki açıklık süresi algoritma tarafından belirlenir böylece alanlarda farklı akı şiddetinin oluşturulması sağlanmış olur (Schegel ve ark., 2006).

2.10. Hacimsel Ayarlı Ark Terapi (VMAT)

VMAT, 1965’te Yu tarafından geliştirilmiş yoğunluk ayarlı ark terapinin (IMAT) daha geliştirilmiş bir formudur (Webb ve Mcquaid, 2009). Otto tarafından önerilen VMAT yeni bir radyasyon tedavi tekniği olup, geleneksel radyoterapi teknikleriyle karşılaştırıldığında hedef hacmi iyi kapsayan ve normal dokuları koruyucu, oldukça yüksek konformal doz dağılımına sahiptir. Şekil-18’de gösterildiği gibi bu tedavi tekniğinde tedavi esnasında gantri hasta etrafında 360° dönebilmektedir ve bu sırada üç parametre eşzamanlı olarak değişir; gantri dönme hızı, ÇYK hızı (hareketi ile tedavi alanı şekli) ve doz hızı (Teoh ve ark., 2011).



Şekil-18 Hacimsel Ayarlı Ark Terapi tedavi tekniği

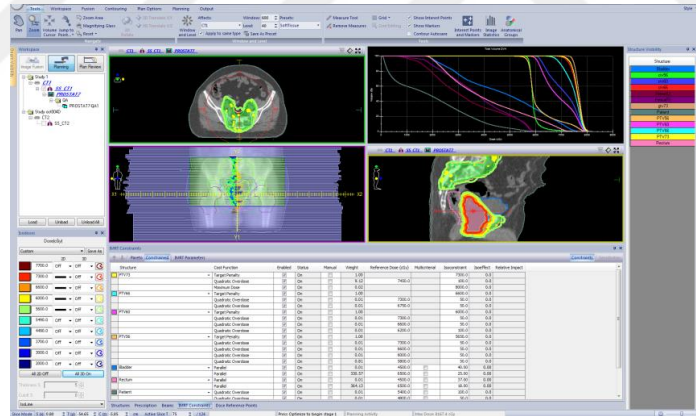
VMAT, planlama ve doz iletimi için tedavi kontrol noktaları içerir. Her kontrol noktası bir gantri açısı, kollimatör açısı, ÇYK şeklini ve monitor uniti tanımlar. İki kontrol noktası arasındaki doz hızı, gantri hızı ve ÇYK yapraklarının hızı sabittir. Bu kontrol noktaları gantri rotasyonu boyunca her iki kontrol noktası arasındaki belirlenen doz hızını, ÇYK pozisyonunu ve gantri hızını tedavi süresince kontrol eder (Manikandan ve ark.,2012).

Hacimsel Ayarlı Ark Terapi, YART tekniğinin yeni bir uzantısı olup bir veya çoklu arklarla 3 boyutta daha konformal bir doz dağılımı sağlar. VMAT tekniği YART ile karşılaştırıldığında daha düşük monitör unite (MU) sahiptir. Monitör unitin düşük olması tüm hasta popülasyonu için faydalı olmasının yanı sıra ikincil kanser riski olan sağ kalım

oranı yüksek hastalar üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Örneğin, yüksek MU ve genel doz kaygıları olan pediatrik olguların komplike vakalarında VMAT tekniği YART'a çok iyi bir alternatiftir (Martha ve ark., 2010). VMAT aynı zamanda geleneksel statik alan YART ile karşılaştırıldığında daha kısa tedavi süresi sağlar (Teoh ve ark., 2011).

2.11. Tedavi Planlama Sistemi (TPS)

Radyoterapide, tümör kontrolünü sağlamak ve sağlıklı doku yan etkilerini en aza indirebilecek doz dağılımını hasta yada fantom üzerinde oluşturmak amacıyla tedavi planlama sistemleri (TPS) kullanılır. 3BKRT, brakiterapi, YART ve VMAT gibi birçok radyoterapi tekniğinde, tedavi planı yapabilmeye bilgisayar yazılım programından oluşan bir sistemdir. TPS, çeşitli doz algoritmaları kullanarak hasta tedavisinde kullanılacak X-ışını ya da elektron enerjisi, alan genişliği, derinliği ve kullanılan bolus, koruma bloğu gibi çeşitli aksesuarlara ait özellikleri kullanarak tümör ve sağlıklı dokular için doz hesabı yapmaktadır. Bu şekilde yapılan hesaplamalar neticesinde, verilen radyasyonun hedef yapı ve sağlıklı komşu organlar içerisindeki doz dağılımını ve alacakları dozlar simüle edilerek belirlenmektedir (Jerah ve Robar, 2004).



Şekil-19 Monaco planlama sistemi

Radyoterapide iki temel planlama yöntemi vardır. İleri (forward) tedavi planlama sisteminde kullanıcı tarafından, kullanılan ışına ait parametreler (demet sayısı, yönü, çeşidi), ÇYK'ların şekli ve her bir demet alanı için doz ağırlıkları belirlenir ve doz hesabıyla izodozlar elde edilir. Gerekli görülürse plana ait bu parametreler değiştirilebilir. Ters (invers) tedavi planlama tekniğinde ise hedef yapı için istenilen doz ve sağlıklı dokulara ait çeşitli doz değerleri hesaplama fonksiyonları yardımı ile TPS'ye girilir. TPS'ye girilen bu fonksiyonlar yardımı ile optimizasyon algoritması belirlenen kriterlere göre optimum sonucu üretir; bilgisayar programı tarafından ÇYK'lar ile segmentler

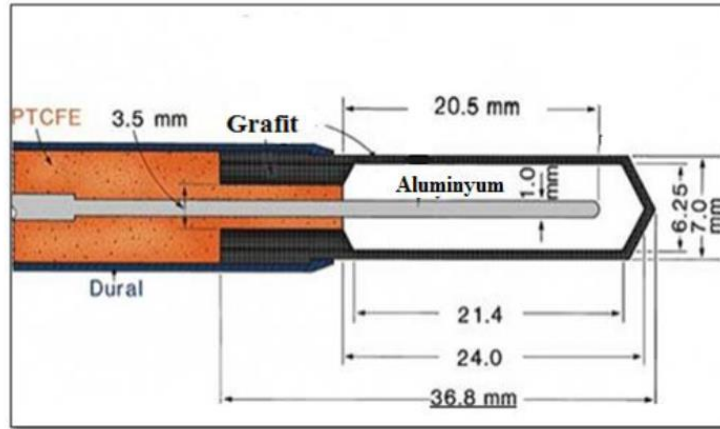
oluşturulur ve bunların doz ağırlıkları otomatik olarak hesaplanır (Bar ve ark. 2003). 3BKRT‘de ileri planlama tekniği kullanılırken, YART ve VMAT gibi gelişmiş radyoterapi tekniklerinde ters planlama yöntemi kullanılır.

2.12. Dozimetri Sistemleri

2.12.1. İyon Odaları

İyon odaları radyoterapide ve tanısal radyolojide radyasyon dozunu belirlemek için, dozimetrik kontrollerde kullanılabilen ve tek boyutta ölçüm alan cihazlardır. Özelliklerine bağlı olarak iyon odalarının farklı şekil ve ölçülere sahip olup, hem elektron hem foton enerjilerinde mutlak doz ölçümlerinde kullanılır (Atamel, 2015).

İyon odaları, içerisinde hava eşdeğeri gaz bulunan ve merkezi elektrot telinden oluşan, iletken bir dış duvar materyali ile çevrilmiş paralel düzlem kondansatörlerdir. Şekil-20’de silindirik bir iyon odası gösterilmektedir. Plakalar arasındaki elektrik alan ile gazdaki iyonların tekrar birleşmesi engellenir. Gelen radyasyon ile iyon odasındaki gaz iyonize olur. Elektrik alanın etkisi ile iyon çiftleri zıt yönlerde hareket ederek anot ve katotda toplanır. Burada toplanan iyonlar bir sinyal ve akım meydana getirirler. Bu şekilde oluşan akımın ölçülmesi ile radyasyonun sebep olduğu iyonlaşma miktarı ölçülür (Atamel, 2015).



Şekil-20 Farmer tipi iyon odası (Atamel, 2015)

VMAT tedavisinde oluşturulan segmentlerle doz değişimi çok hızlıdır. Bu yüzden ani doz değişim bölgelerinde kullanılacak iyon odasının iyi bir uzaysal çözünürlüğü olması gerekir. Mutlak doz ölçümleri için kullanılacak iyon odası en küçük hüzm alanındaki dozu doğru okuyabilecek nitelikte olmalıdır. Bu nedenle ölçüm için kullanılacak iyon odasının çapı ve aktif hacmi düşük olmalıdır (Atamel, 2015).

2.12.2. İki Boyutlu İyon Odası Dedektörleri

Radyoterapide tedavi cihazlarının ve TPS'lerin gelişmesine bağlı olarak tedavi cihazlarının ve hasta planlamalarının kalite kontrolünde kullanılan ekipmanlarda gelişime ihtiyaç duyulmuştur. YART gibi bir çok alt segmentlerden oluşan tedavi tekniklerinde doz değişimi keskindir bu nedenle dozimetrik kontrolleri noktasal ölçümden alansal ölçüme kaydirmiştir.



Şekil-21 Farklı üretici firmaların iki boyutlu iyon odaları

İki boyutlu iyon odası dedektörleri, çok sayıda iyon odasının levha içinde belirli bir derinlikte yan yana dizilmesiyle oluşan sistemlerdir. İki boyutta oluşan doz yoğunluğu haritalarıyla radyasyon dozu hakkında bilgi verirler.

YART kalite kontrol ölçümlerinde doz karşılaştırması, oluşan bu yoğunluk haritalarıyla yapılarak TPS ile uyumluluğu kontrol edilebilir. Dedektörlerdeki iyon odaları mm kalınlığa sahip olup, bilgisayar programları tarafından ayrı ayrı taranıp veri kaydı yapılabilir.

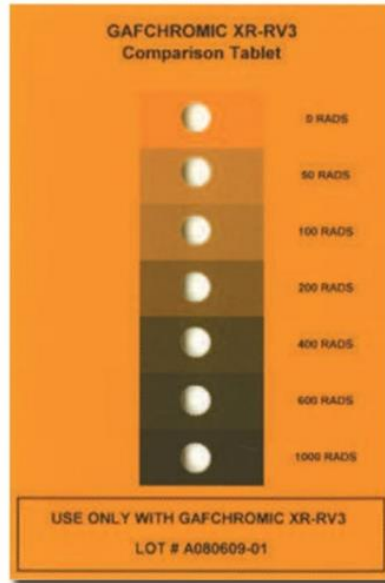
2.12.3. Film Dozimetrisi

X-ışınları ve Gamma ışınları kullanılarak, bilinen doz değerleri ile filmin ışınlanıp üzerinde meydana gelen ışılda kullanılarak elde edilen veriler ile radyoterapide mekanik ve dozimetrik doğrulamalarda kullanılır.

2.12.3.1. Radyokromik Film

Radyokromik filmler, duyarlılığı düşük enerjili fotonlarda azalsa da belirli bir enerji bağımlılığı olmayan, görünür ışıktan etkilenmeyen, taneciksiz oldukları için iyi bir çözünürlük sağlayıp yüksek doz değişimli bölgelerde güvenle tercih edilebilecek yeni nesil bir film türüdür (Metcalf ve ark., 2002).

Bu filmler polydiactylene bazlı olup, tabanı esnek polyester üzerine ince mikro kristal yapıyla kaplanmıştır. Monomer adı verilen radyasyona duyarlı aktif bileşeni vardır (Karaçam, 2007). Radyokromik filmlerin atom yoğunluğu doku eşdeğeridir. Yapısında % 9 H, % 60,6 C, % 11,2 N ve % 19,2 O bulundurulur. Yüksek çözünürlüğe sahip olmaları, geniş doz aralığının olması (10^{-2} ile 10^6 Gy arası), enerji bağımlılıklarının düşük olması, görünür ışıktan etkilenmemeleri ve banyo için herhangi bir kimyasal işleme ihtiyaç duyulmaması bu filmlerin en önemli özellikleridir. Yaygın olarak kullanılan türü gafkromik filmlerdir. Herhangi bir radyasyona maruz kalmadan önce renksiz olup radyasyona maruz kaldığında monomer adlı küçük moleküller kimyasal yollarla birleşerek polimer adı verilen uzun moleküller oluşturur. Filmin çeşidine bağlı olarak da renk değiştirirler (MD55, HS ve EBT Gafkromik film tipleri mavi, XR-T, RTQA film tipleri ise gri bir renk alır) (Van ve ark., 2006; AAPM Task Group No.55). Radyografik filmlerde olduğu gibi film üzerinde görüntü elde edebilmek için herhangi bir fiziksel, kimyasal ya da ısıl işlem yapmaya gerek yoktur. Renk değişikliği soğurulan dozla orantılıdır ve bu doz spektrofotometre, densiyometre veya film tarayıcı gibi optik ölçüm sistemleri ile ölçülebilir. Renk değişimi stabilizasyonu ışınlanmadan 24 saat sonra gerçekleşir. Enerji bağımlılığı radyografik filmler göre daha düşüktür. Görünür ışığa duyarlı olmamalarına karşın ultraviyole ışığa ve sıcaklığa duyarlıdır. Dozimetre olarak kullanılacakları ortam sıcaklığında ve neminde muhafaza edilmeleri önerilir (Metcalf ve ark., 2002). Şekil-22'de Gafkromik film gösterilmektedir.



Şekil-22 Gafchromik film

Radyokromik filmler, yüksek dozlardaki radyasyonun ölçülmesi ve doz haritalarının çıkarılması, derin doz karakteristiklerinin elde edilmesi, YART ve stereotaktik tedavi planlarının doğrulanması, ÇYK kalite kontrolü, penumbra değerlendirmeleri, yüzey dozu ve build-up bölgesi doz ölçümleri, HDR brakiterapi kaynaklarının doz dağılımlarının karakterizasyonu ve intravasküler kaynakların yollanmasının doğrulanmasında kullanılmaktadır.

2.12.4. Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı

Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı (EPID) olarak adlandırılan bu sistemler, hasta planlarının ve lineer hızlandırıcının kalite kontrollerinde kullanılmak üzere geliştirilmiş kullanım kolaylığı ve güvenilirliği sağlayan sistemlerdir.

Elektronik portal görüntüleme cihazları, tedaviden önce hasta pozisyonunun doğruluğunun kontrolünü yapmak için kullanılmaktadır. Hastanın tedavide yattığı pozisyonu sırasında alınan görüntü planlama sisteminde oluşturulan referans dijital olarak rekonstrükte edilmiş radyografi (DRR) görüntüsüyle karşılaştırılır ve pozisyon doğruluğu için, fark varsa tedavi pozisyonu için gerekli düzeltmeler yapılır.

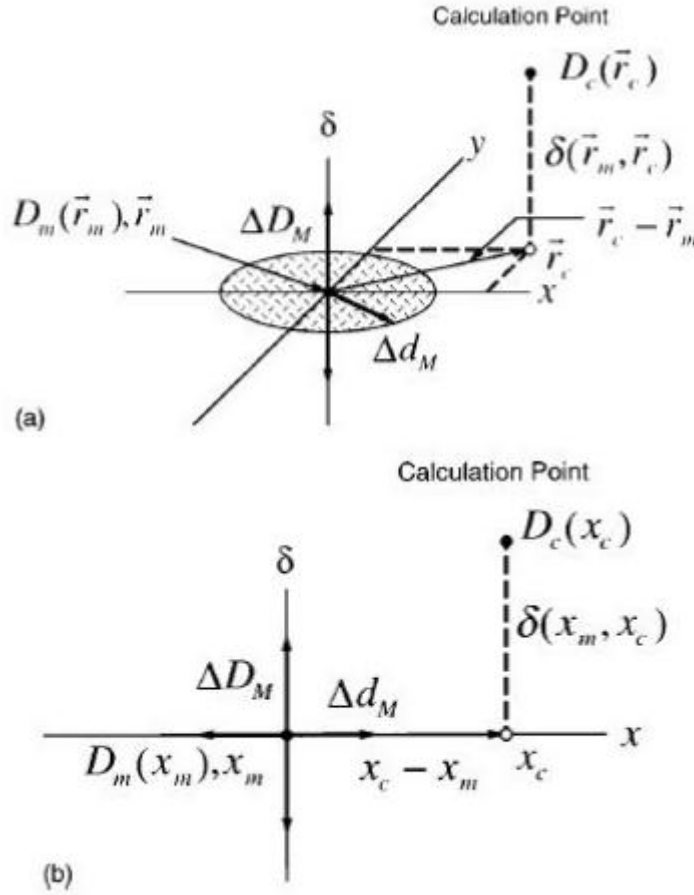
EPID son yıllarda YART kalite kontrollerinde kullanılmaya başlanmıştır. Çok yapraklı kolimatör pozisyon doğruluğunda ve YART planlarının kalite kontrolünde kullanılır. EPID sistemleri için özel yazılımlar kullanılarak tedavi kalite kontrol planı EPID'e uygulanabilmekte, doz analizi yapılabilmekte ve tedavi planlama sistemindeki doz dağılımları ile karşılaştırılabilmektedir.

Son yıllarda en yaygın olarak kullanılan görüntüleme dedektörü amorf silikon (a-Si) tabanlı EPID'lerdir. Daha az MU'ya ihtiyaç duyması ve filmle mukayese edilebilecek düzeyde yüksek uzaysal çözünürlüğe sahip görüntü elde edilebilmesi sebebiyle günümüzde portal görüntüleme sistemlerinde tercih edilmektedir (Temel, 2012).

2.13. Gama Analizi

YART ile birlikte tedavi planlama sistemlerinin karmaşıklığı artmış ve elde edilen dozimetrik bilginin doğruluğunu kontrol etmek için bir çok sistem ve yöntem geliştirilmiştir. Planlamadan elde edilen referans doz dağılımı ile hesaplanan doz dağılımının aynı olması büyük önem taşımaktadır. Doz dağılımlarını iki boyutlu karşılaştırmak için Low ve ark. tarafından YART'da kalite kontrol için kullanılmak üzere 1998'de gama analizi yöntemi geliştirilmiştir

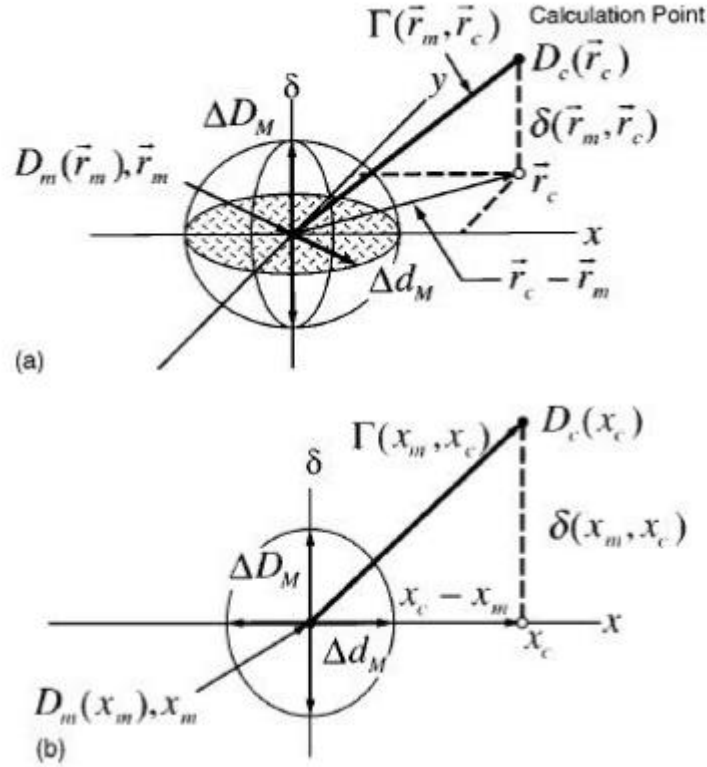
Gama analiz yöntemi, ölçülen ve hesaplanan doz dağılımları arasında karşılaştırmayı kullanır. Ölçülen değer referans bilgi olarak kullanılır ve hesaplanan değerle karşılaştırılır. Doz farklılığının kabul tolerans değeri ΔD_M ve doz mesafe uyumunun (DTA) kabul tolerans değeri Δd_M 'dir. Foton ışınları için uluslararası klinik standartlara göre $\Delta D_M = \%3$ ve $\Delta d_M = 3$ mm üst sınırlar olarak kullanılır (Low ve ark., 1998; Low ve Dempsey, 2003).



Şekil-23 Doz farkı ve DTA testleri için doz dağılımı değerlendirme kriterlerinin geometrik gösterimi
a) İki boyutlu gösterim b) Bir boyutlu gösterim.

Şekil-23 iki boyutlu doz dağılımını değerlendirmek için şematik gösterimdir. Burada ve sonraki tüm durumlarda değerlendirme, tek bir ölçüm noktası r_m ile gösterilir ve tüm ölçüm noktaları için tekrarlanabilir. Ölçülen değer ile hesaplanan değer arasındaki rölatif fark iki boyutta r_c ile gösterilir. Üçüncü eksen (δ), ölçülen $[D_m(r_m)]$ ve hesaplanan $[D_c(r_c)]$ doz arasındaki farkı gösterir. DTA'nın kabul sınırı ΔD_M , Δd_M 'ye eşit bir yarıçap ile $r_m - r_c$ düzleminde bir disk tarafından temsil edilmektedir. Eğer hesaplanan dağılımın yüzeyi $D_c(r_c)$ diski keserse, DTA kabul kriteri içindedir ve bu noktada hesaplanan dağılım DTA testine göre kabul edilir. Dikey düzlemdeki çizgi doz farkı testini temsil eder ve uzunluğu $2\Delta D_M$ 'dir. Hesaplanan dağılımın yüzeyi çizgiyi kesiyorsa hesaplanan

$[| D_m(r_m) - D_c(r_c) | \leq \Delta D_M]$ dağılımın ölçüm noktasında doz farkı testinde uygundur.



Şekil-24 Doz dağılımını değerlendirme kriterlerinin doz farkı ve DTA testlerinin kombine elipsoidal kullanarak geometrik gösterimi. a) İki boyutlu gösterim b) Bir boyutlu gösterim

Şekil 24’de kabul edilebilecek tolerans değerini belirlemek için doz farkı ve DTA’yı aynı anda göz önüne alan bir yöntem gösterilmektedir. Bir elipsoid, tolerans değerlerini temsil eden yüzey olarak seçilmiştir. Yüzeyi tanımlayan denklem:

$$1 = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r)}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(r_m, r)}{\Delta D_M^2}}$$

Burada;

$$r(r_m, r) = [r - r_m]$$

$$\delta(r_m, r) = D(r) - D_m(r_m) \text{ dir.}$$

r_m noktasındaki doz farklılığıdır.

$D_c(r_c)$ yüzeyinin herhangi bir bölümü denklem 1 tarafından tanımlanan elipsoid ile kesişiyor ise hesaplama r_m için geçerli sonucuna varılır. Kabul kriterlerinin sadece δ eksenini boyunca ve düzleminde $r_c - r_m$ tanımlanmaması, hesaplanan ve ölçülen doz arasında daha genel bir karşılaştırma sağlar. Denklem 1’in sağ tarafı, $r_c - r_m$ düzleminde r_m ölçüm noktasının her değeri için bir kalite indeksi γ tanımlamak için kullanılır (Low ve ark., 2003; Low ve Dempsey, 2003).

$$\gamma(r_m) = \min \{ \Gamma(r_m, r_e) \} \forall \{ r_e \}$$

Burada;

$$\Gamma(r_m, r_e) = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r_e)}{\Delta d_M^2} + \frac{\gamma^2(r_m, r_e)}{\Delta D_M^2}}$$

$$r(r_m, r_e) = [r_e - r_m]$$

$$\delta(r_m, r_e) = D_e(r_e) - D_m(r_m) \text{ 'dir.}$$

Hesaplamanın sonucunun kabul değerleri;

$\gamma(r_m) \leq 1$ ise kabul edilebilir nokta,

$\gamma(r_m) \geq 1$ ise kabul kriterlerini sağlamayan nokta.

YART planlarının hastaya uygulanabilmesi için gama değerinin 1'den büyük olan doz noktalarının % 5'in altında olması gerekmektedir. Bu şart sağlanmazsa kalite kontrol tekrarlanır yada plan yeniden optimize edilir (De Martin ve ark., 2007).

3.GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. GEREÇLER

3.1.1. Elekta Synergy Radyoterpi Cihazı

Bu çalışmada Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesinde Radyasyon Onkolojisi bölümünde bulunan Elekta Synergy lineer hızlandırıcı cihazı kullanılmıştır. Doz hızı 600 MU/dk'ya kadar çıkabilen bu cihaz 6-15 MV X-ışını enerjisine ve 6, 9, 12, 15, 18 MeV'lik elektron enerjisine sahiptir. Bu cihazda kalınlığı 5 mm olan 160 adet yaprak, 80 çift ÇYK sisteminden oluşur. ÇYK sistemindeki yaprakların hareketi, birbirinden bağımsız ve her yaprağa ait motorlar tarafından sağlanır. SSD=100 cm'de açılabilen minimum alan boyutu 0,5×0,5 cm² olup maksimum lif açıklığı 40×40 cm²'dir. Ancak 0° ve 60° 'lik arasındaki açılarda ise oluşan kamalar kullanılırken alan açıklığı en fazla 30×40 cm²'dir. ÇYK sisteminde bulunan Rusican optik teknolojisi kullanılarak lif pozisyonlarının doğruluğu tedavi esnasında dinamik olarak sürekli kontrol edilir .

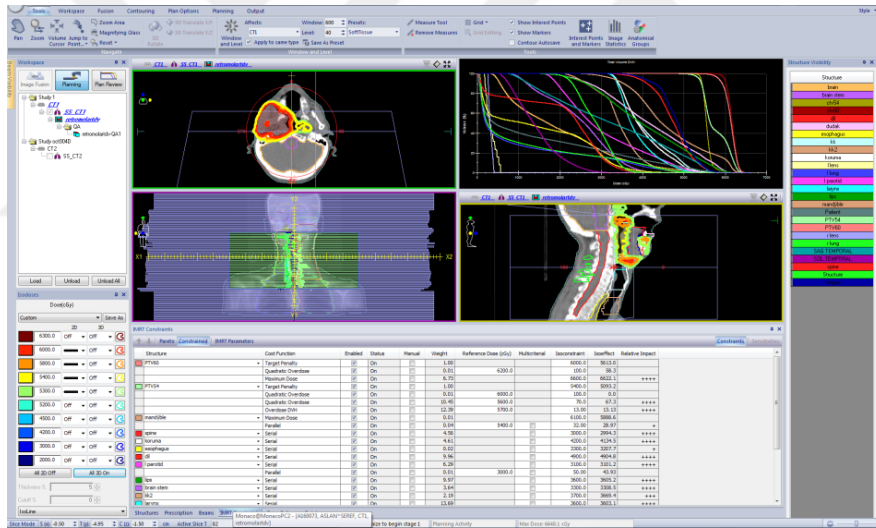


Şekil-25 Elekta Synergy lineer hızlandırıcı cihazı

3BKRT, dinamik YART ve VMAT tedavi teknikleri uygulanabilen bu cihazda megavolt (MV) ve kilovolt (kV) görüntüleme sistemi, Amorf silikon (a-Si) dedektörden oluşan elektronik portal dozimetri olarak kullanılabilen sistem ve CTBT (Cone Beam Computed Tomography) görüntülemesi yaparak set up alanının üç boyutlu değerlendirmesini mümkün kılmaktadır (Elekta Digital Linear Accelerator Installation).

3.1.2. Monaco 5.0 Tedavi Planlama Sistemi

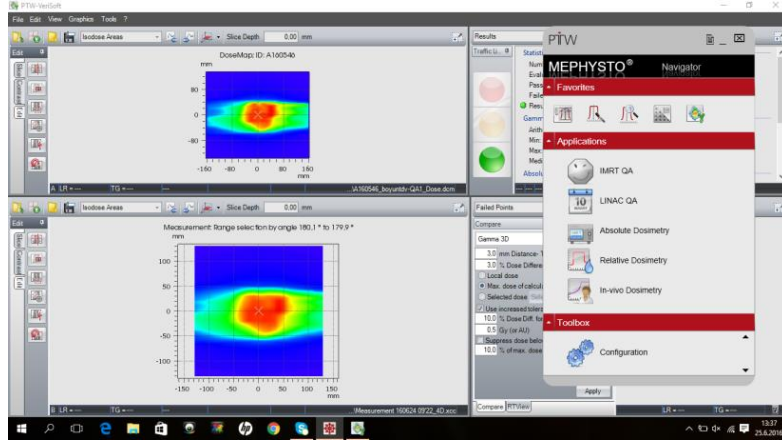
Bu çalışmada günümüzde yeni bir ters planlama sistemi olan temeli Monte Carlo algoritmasına uzanan Monaco 5.0 tedavi planlama sistemi kullanılmıştır. Monaco TPS, YART tekniğinde biyolojik tabanlı optimizasyon sağlayan ilk program olma özelliğini taşır. Bu yazılım sayesinde radyoterapi tedavisi görece hastalara uygun tedavi planı simüle edilir. TPS'deki değer fonksiyonları sayesinde, hem hedef yapı hemde korunacak kritik yapılar için planlamanın ilk aşamasında bu biyolojik ve fiziksel fonksiyonlar ile bir doz yoğunluğu hatırası oluşturulur. Oluşturulan bu doz yoğunluk haritası ile hedef ve riskli yapılar değerlendirilerek istenilen kriterlere uygun bulunursa ikinci optimizasyon olan segment şekli oluşturma aşamasına geçilir. İlk optimizasyonda hızlı olması bakımından pencil beam algoritması kullanılırken, ikinci optimizasyonda ise Monte Carlo algoritmasıyla tedavi planı oluşturulur. Monaco TPS, YART ve VMAT planları yapabileme imkanı sağlar (Impact Medical System, Monaco 5.0 Training Guide).



Şekil-26 Monaco TPS'de baş boyun planlaması

3.1.3. Mephysto Navigator Bilgisayar Programı

TPS'lerin hesapladığı YART doz dağılımları ile tedavi cihazında ölçülen gerçek doz dağılımlarını karşılaştırmada kullanılan bir programdır. Geniş kapsamlı veri alışverişi sağlama yeteneğiyle TPS'den gelen veriler 2 ve 3 boyutlu doz matrisleri ölçülerek analiz ve karşılaştırmaları sağlanabilir. Bu program profil ve doz dağılımları, doz farkı dağılımları, gama grafiği, 2 ve 3 boyutlu gama indeksi analizi yapma imkanı sağlar. Mephysto Navigator programı ile YART ve rotasyonel bir teknik olan VMAT gibi tedavilerde plan doğrulaması ve kalite kontrol yapabilen bir programdır.



Şekil-27 PTW MephySto navigator programı

3.1.4. PTW 2D Array Seven 29

2D Array Seven 29 dedektörü, 27×27'lik bir matris şeklinde dizilmiş içi hava dolu 729 adet kübik yapıda iyon odasından oluşur. Seven 29 dedektöründe bulunan iyon odaları 5×5×5 mm³ boyutlarında olup merkezden merkeze 1 cm aralık ile dizilmiştir. İçinde bulunan 729 adet iyon odası maksimum 27×27 cm²'lik tüm matrisi dolduracak şekilde yüzeyi kaplamaktadır. Bu iyon odaları Polimetil Metakrilat (PMMA) ile çevrili olup dış alan hızlı bilgi aktarımı için bir arayüz içermektedir. 400 ile 1000 ms arası bir sürede yazılıma veri transferi sağlanabilmektedir. Yüksek enerjili foton demetleri için 2D Array dedektörü veri elde etme yazılım programları ile doz hızı ve mutlak doz ölçümlerinde kullanılmaktadır. Bu dedektörle ölçülen dozu 3 boyutlu grafik şeklinde görüntüleyip elde edilen doz bilgilerini PTW MephySto, Multicheck veya Verisoft yazılım programlarına aktarabilir. 2D Array Seven 29 dedektörü YART ve VMAT tekniği ile oluşturulan planların doz yoğunluk haritalarının ölçümü için kullanılmaktadır (Hussein ve Elizabeth, 2013).



Şekil-28 PTW 2D ARRAY Seven 29 dedektörü

3.1.5. RW-3 Su Eşdeğeri Katı Fantom

RW 3 katı su fantomu, radyoterapide yüksek enerjili foton ve elektron demetleri için üretilmiş su eşdeğeri bir fantomdur. RW 3 katı su fantomu, beyaz polisitirenden (C_8H_8) yapılmış % 2 TiO_2 içeren, fiziksek yoğunluğu $1,045 \text{ g/cm}^3$, elektron yoğunluğu $3,43 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$ (suyun elektron yoğunluğu $3,343 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$) olan fantom materyalidir. $40 \times 40 \text{ cm}^2$ boyutlarında ve 0,1 cm; 0,2 cm; 0,5 cm ve 1 cm gibi farklı kalınlıklarda plaka çeşitleri mevcuttur. İyon odalarının yerleşebildiği özel plaka kesiti bulunabilmektedir. Bu plakalar her bir iyon odasının hacmine göre özel üretilmektedir. Radyoterapide rutin kontrollerde genellikle pratik olmasından dolayı su fantomu yerine tercih edilir (Instruction Manual RW3 Slab Phantom).



Şekil-29 RW-3 katı su fantomu

3.1.6. PTW Octavius 4D Fantom

Octavius 4D rotasyonel tedavi planlarının kalite kontrolleri için tasarlanmış doku eş değeri katı su fantomudur. Silindirik olarak tasarlanmış katı su fantomu kendi etrafında 360° dönerek farklı açılardan doz ölçümü yapabilecek şekilde tasarlanmıştır. Rotasyon yapan fantom ünitesinin ağırlığı 20,7 kg olup yapı materyali polisitrendir. Genişliği 32 cm ve uzunluğu 34,3 cm olup kütle yoğunluğu ise $1,05 \text{ g/cm}^3$ 'tür. PTW 2D Array dedektörünün yerleştirilebilmesi için merkezi boşluk içeren bu fantom inklonometre, veri alışverişini sağlamaya yardımcı alan arayüz ve yazılım sisteminden oluşur (PTW Octavius User Manual).



Şekil-30 PTW Octavius 4D fantom

3.1.7. Semiflex İyon Odası:PTW-Freiburg, 31010

0,125 cc'lik hassas hacimde üretilen bu iyon odaları su fantomunda kullanım için uygun yapıda olup su geçirmezdirler. Fotonlar için enerji aralığı 30 kV-50 MV iken, elektron enerjileri için ise 6 MeV-50 MeV arasında olup, geniş bir enerji aralığında düzgün bir enerji cevabı vardır. Duvar materyali grafit olup build-up cap materyali ise akriliktir. İyon odası silindirik yapıda olup, iç çapı 5,5 mm'dir. Maksimum polarizasyon voltajı ± 500 V'tur. Küresel ölçüm hacmine sahip olduğundan dolayı $\pm 160^\circ$ 'nin üzerinde düzgün açısal cevabı vardır. Bu iyon odasının su fantomunda üç yönde ayırma gücü olup, genellikle su fantomunda derin doz, doz profili ve doz dağılımı ölçümleri için kullanılır (PTW User Manuel Semiflex İonization Chambers).



Şekil-31 PTW Semiflex iyon odaları

3.1.8. Farmer Tipi İyon Odası: PTW-Freiburg, 30013

PTW Freiburg 30013 iyon odası, 0,6 cc'lik hassas hacme sahip olup foton ve elektron dozimetrisi için tasarlanmıştır. Silindirik iyon odasının 23 mm iç uzunluğa ve 3,05 mm iç

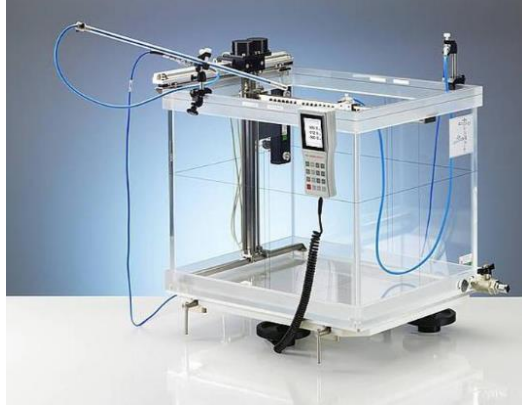
yarıçapa sahiptir. Duvar materyali PMMA (yoğunluğu $1,19 \text{ g/cm}^3$) ve grafit karışımından yapılmış olup orta elektrodu alüminyum ve çapı 1 mm'dir. Çalışma voltajı 400 V olan bu iyon odasıyla 30 kV- 50 MV enerji aralığındaki foton enerjileri ile 10 MeV – 45 MeV enerji aralığındaki elektronların mutlak doz ölçümleri yapılabilir. Katı fantomlar için kullanıma uygun olup düzgün enerji yanıtı vardır. 10 cm^2 'den büyük alanlar için alan bağımlılığı yoktur (PTW User Manual Farmer Ionization Chambers).



Şekil-32 PTW Farmer tipi iyon odası

3.1.9. PTW MP3-M Su Fantomu

Profil ve derin doz ölçümlerinde PTW marka MP3-M model su fantomu kullanılmıştır. MP-3M su fantomunun, 3 boyutlu su tankı ve su rezervuarı kompakt olarak dizayn edilmiştir. Duvar kalınlığı 20 mm olan 3 boyutlu su tankı $500 \times 500 \times 408 \text{ mm}^3$ boyutlarında ve PMMA malzemesinden oluşmaktadır. Hareket mekanizması paslanmaz çelikten olup, minimum 0,1 mm'lik hareket aralıklarıyla maksimum 50 mm/s hızla hareket edebilmektedir. Su tankının maksimum kapasitesi 171 litredir. Su fantomu ile bilgisayar arasında iki tane elektronik birim vardır; kontrol ünitesi ve tandem. Kontrol ünitesi su fantomunu bilgisayara bağlayan bir ara birim ünitesidir. Tandem ise ölçüm alınacak olan iyon odasının bağlandığı çift kanallı elektrometredir (PTW Water Phantom Installation Manual).



Şekil-33 Su Fantomu

3.1.10. PTW Unidos Elektrometre

İyon odasının merkezi elektrodunda toplanan yükün ölçülmesini sağlayan dozimetrik sistemlerdir. Radyoterapide doz ve doz hızı ölçümlerinde rutin kalibrasyon ölçümleri için kullanılır. Düzeltme faktörleri olarak polarite, voltaj, hava basıncı ve sıcaklığı sisteme girerek yapılır. Unidos elektrometre ölçülen doz ve doz hızını R, R/min, Gy, Gy/min, Sv/h, Columb, Amper gibi birimler cinsinden gösterebilir. Foton ve elektron dozimetrisi için geniş bir ölçüm aralığı olup; 50 farklı iyon odasının kalibrasyon faktörlerini hafızasında saklayabilir.

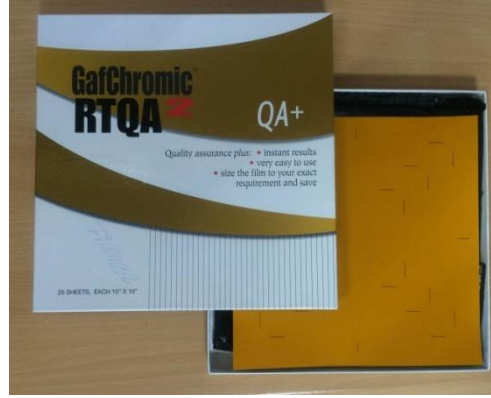


Şekil-34 PTW Unidos Elektrometre

3.1.11. Radyokromik Film

Bu çalışmada Gafchromic RTQA2 radyokromik filmi alan ışığı ile radyasyon alanı doğruluğu testi için kullanılmıştır. Film her birinin kalınlığı 12 ve 17 mikron olan, birbirinden 3 mikron kalınlığındaki aktif yüzeleriyle ayrılmış olan aktif tabaka ve bu tabakaları saran 97 mikron kalınlığındaki polyester tabakasından oluşur. Radyokromik filmler doku eşdeğeri yapıda olmaları, radyografik filmlere göre daha az enerji bağımlılığı

olmaları ve kendinden gelişip banyo işlemi gerektirmediği için radyoterapide kalite kontrol uygulamalarında kullanılır.



Şekil-34 Gafchromic RTQA2 film

3.1.12. Elekta Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı iViewGT

Elekta iViewGT portal görüntüleme cihazının görüntüleme paneli yarı iletken amorf silikon dedektörden meydana gelmektedir. Bu portal görüntüleme cihazı megavoltaj (MV) mertebesinde en fazla $26 \times 26 \text{ cm}^2$ alanda görüntü alabilmektedir. Motorize bir yapı ile cihaza bağlanan dedektör iki ayrı ekseninde hareket etmektedir. Lineer hızlandırıcıdaki ara yüz programı kullanılarak TPS'den gönderilen DRR görüntüleri ile çekilen port görüntüsünü karşılaştırılarak tedavi alanı ve hasta pozisyon doğrulukları kontrol edilebilmektedir. Şekil-35'de Elekta iViewGT görülmektedir.



Şekil-35 Elekta iViewGT

3.2 YÖNTEM

Hacimsel Ayarlı Ark Terapi (VMAT) tekniği ile tedaviye başlamadan önce lineer hızlandırıcının kalite kontrol testleri yapılmalıdır. Bu çalışmada VMAT için cihazın doz-MU doğrusallığı, ışık alanı / radyasyon alanı kontrolü, ÇYK pozisyon doğruluğu, ÇYK sızıntısı, lineer hızlandırıcının küçük MU değerlerindeki performansı, % DD, düzgünlük ve simetri değerleri kontrol edilmiştir. ÇYK'lar tedavi planlama sistemine doğru bir şekilde karakterize edilmelidir. Bunun için çeşitli ÇYK parametreleri kontrolü içeren ÇYK testleri yapılmış ve ölçülen değerlerin TPS ile uyumlu olup olmadığı kontrol edilmiştir. Cihaz ile ilgili belirtilen dozimetrik ve mekanik parametreler kontrol edilmiştir.

Kalite kontrol testlerine başlamadan önce AAPM Task Group 40 ve 53 numaralı rapora göre tedavi cihazının rutin olarak yapılması gereken mekanik kontrol testleri yapılmıştır. Dozimetrik ölçümler için cihazın radyasyon verimi kontrol edilmiştir. SSD=100 cm ve 10×10 cm²'lik alanda 6 MV foton enerjisi için maksimum doz derinliğinde (d_{maks}) 1MU= 1 cGy olacak şekilde kalibre edilmiştir. Kalibrasyon için RW3 katı su fantomu ve 0.6 cc farmer tipi iyon odası kullanılmıştır. Uluslar Arası Atom Enerji Kurumu (IAEA) Teknik Raporlar Serisi (TRS) 398 numaralı doz protokolünün kabul şartlarına göre yapılmıştır.

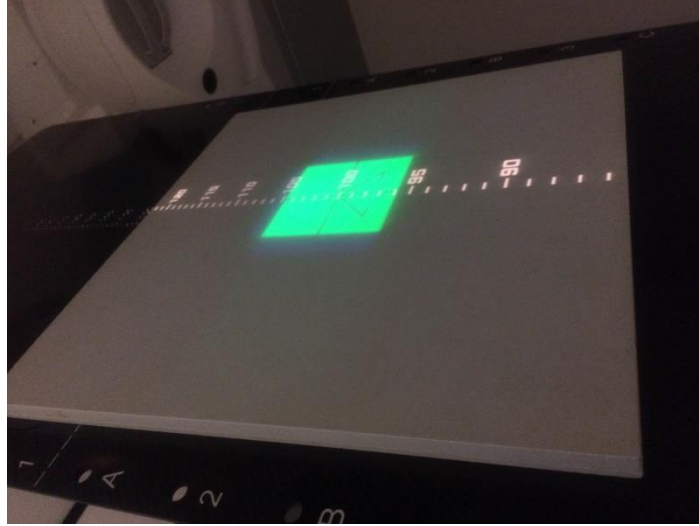
3.2.1. Lineer Hızlandırıcı Kalite Kontrol Testleri

3.2.1.1. Lineer Hızlandırıcı Doğrusallık Testi

Doğrusallık testi için lineer hızlandırıcı cihazında 5, 10, 20, 30, 40, 50, 75, 100, 150, 200, 300, 400 MU değerlerinde ölçüm alınmıştır. RW3 katı su fantomunda 10×10 cm²'lik alanda 10 cm derinlikte 0,6 cc'lik farmer iyon odası kullanılarak ve SSD=100 cm'de ölçüm alınmıştır. Doz - MU grafiği ile sonuçlar değerlendirilmiştir.

3.2.1.2. Işık Alanı Radyasyon Alanı Doğruluğu

10×10 cm², 15×15 cm², 20×20 cm²'lik kare alanlar oluşturularak 200MU, 400MU ve 600 MU değerleri verilerek ışınlama yapılmıştır. Ölçümde GafChromic RTQA2 film kullanılmıştır. Film 6 MV X-ışını enerjisinde 1,5 cm derinlikte RW3 katı su fantomunda SAD=100 cm'de ışınlanmıştır. Şekil-36'da set-up düzeneği görülmektedir.



Şekil-36 Film için ışınlama düzeneği

3.2.1.3. Küçük MU Değerleri İçin Lineer Hızlandırıcı Performansı Testi

VMAT tekniğinde her bir segment başına düşen MU değeri düşük olduğundan küçük MU değerlerinde lineer hızlandırıcı performansı test edilmelidir. Ölçümler 6 MV X-ışını enerjisinde SSD=100 cm'de, 10 cm katı su fantom derinliğinde gantri ve kolimatör açıları 0°de 10×10 cm²'lik alanda yapılmıştır. Ölçüm için 0.6 cc'lik farmer iyon odası kullanılarak sırasıyla 2, 3, 4, 5, 8, 10, 15, 20, 50 ve 100 MU ile ışınlanarak her bir MU değeri için üç farklı okuma alınarak bu okumaların ortalaması alınmıştır. AAPM Task Group 142 raporuna göre 5 MU'dan küçük değerlerde sapma ±% 5 iken 5 MU ve büyük MU değerlerinde sapma ±% 2 sınırları içerisinde olmalıdır.

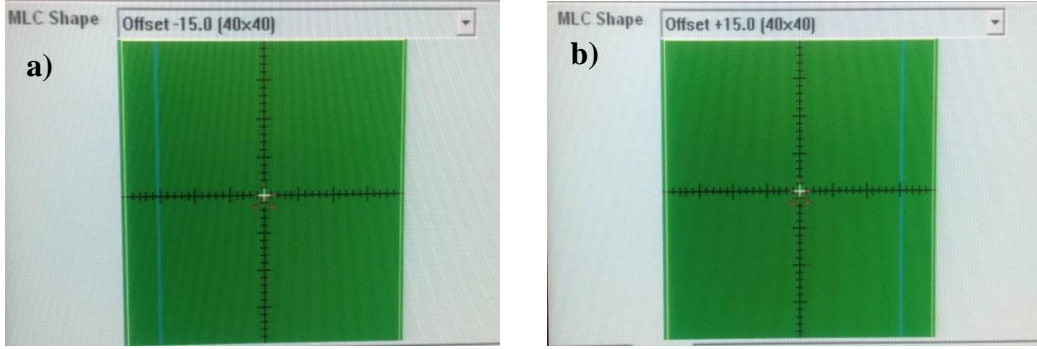
3.2.1.4. ÇYK Pozisyonu Doğruluğu

ÇYK'ların yanlış pozisyonlanması karşılıklı ÇYK kenarları arasında gap oluşmasına ya da tedavi alanlarının üst üste binmesine sebep oluşturur. Bu nedenle ÇYK pozisyonlarının doğruluğunun kontrol edilmesi önemlidir (Çakır ve Bilge, 2013). TPS sisteminde gantri ve kolimatör 0°de 10 segment içeren ve her bir segmentin 2 cm kayarak ilerlediği çit testi için alan oluşturuldu. Oluşturulan bu alanın görüntüsü 6 MV X-ışını ile ışınlanarak EPID ile görüntülendi.

3.2.1.5. ÇYK Sızıntı Testi

Çeneler 40×40 cm² tamamen açılarak ÇYK'lar önce alanın B (offset + 15) yönüne daha sonra A (offset-15) yönüne çekilerek alanın ortası tamamen kapatıldı. 100 MU değerinde 6 MV X-ışını enerjisi için SSD=100 cm'de 1,5cm derinlikte 0.6 cc'lik farmer iyon odası kullanılarak üç kez ölçüm alınıp ortalaması bulunmuştur. Daha sonra çeneler ve ÇYK'lar

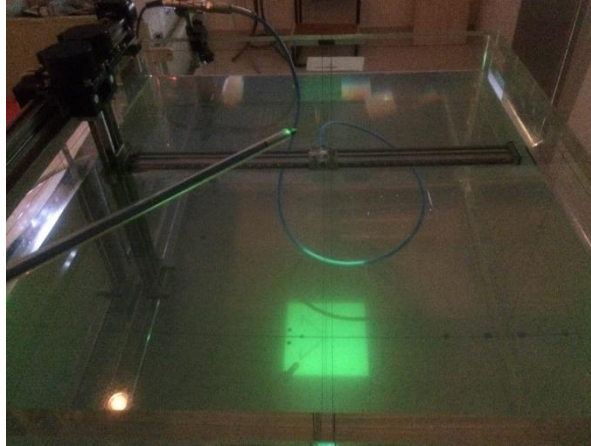
40×40 cm² açılarak 100 MU değerinde ölçüm alındı. Şekil-37'de ÇKY'lar Ave B yönünde gösterilmektedir.



Şekil-37 a) ÇKY'lar A yönünde kapatılmış b) ÇKY'lar B yönünde kapatılmış

3.2.1.6. Yüzde Derin Doz Ölçümleri

Bu çalışmada 160 ÇKY olan Elekta Synergy lineer hızlandırıcı cihazında 6 MV ve 15 MV X-ışını enerjileri için yüzde derin doz ölçümleri SSD= 100 cm olacak şekilde merkezi eksen boyunca yapıldı. Ölçümler 10×10 cm² alanda yüzey seviyesinden 20 cm derinliğe kadar 1 mm aralıklarla yüzde derin doz ve maksimum doz derinliği (d_{maks}) ölçümleri MP3-M su fantomunda sürekli modda alındı. Ölçümler için semiflex 0,125 cc'lik iyon odası kullanılmıştır. Şekil-38'de su fantomunda 10×10 alan görüntüsü gösterilmektedir.



Şekil-38 Su fantomunda 10×10 alan görüntüsü

3.2.1.7. Demet Düzgünlüğü ve Simetri Ölçümleri

MP3-M su fantomunda demet düzgünlüğü ve simetri ölçümleri için 6 MV ve 15 MV X-ışını enerjilerinde SSD=100 cm'de 30×30 cm² alanda ve 10 cm derinlikte kolimatör ve gantri 0° açılarında semiflex iyon odası kullanılarak X ve Y eksenini doğrultularında doz profilleri ölçülerek demet düzgünlüğü ve simetrisi değerlerine bakılmıştır. X ve Y profil

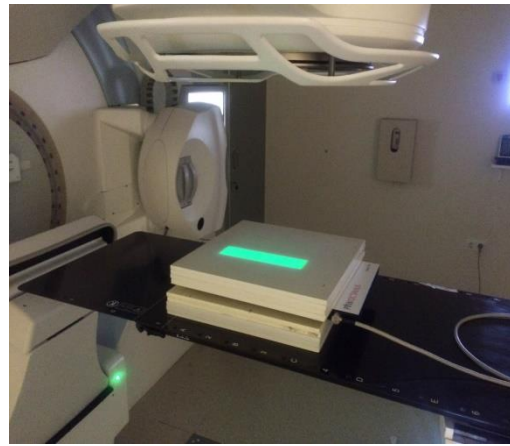
analizleri Mephysto Navigator bilgisayar programı ile değerlendirilmiştir. Şekil-39’da su fantomu ölçüm düzeneği görülmektedir.



Şekil-39 Su fantomu ölçüm düzeneği

3.2.1.8. ÇYK Kontrol Testleri

Monaco 5.0 TPS’de ölçüm alınacak ÇYK alanları oluşturuldu. Oluşturulan alanların, TPS ile cihaz uyumu kontrol edilmek üzere QA’leri hesaplatıldı. Gantri ve kolimatör açıları 0° olan alanlar katı su fantomunda SSD=95 cm 2D Array Seven 29 iki boyutlu iyon odası ile ölçüldü. İki boyutlu iyon odasının referens noktası 0.8 cm kabul edilerek 4.2 cm katı su fantomu konularak ölçülmüştür. Ark oluşturulan alanlar ise Octavius 4D katı su fantomunda SSD=84 cm olmak üzere 2D Array Seven 29 iyon odası ile ölçülmüştür. Ölçülen alanlar ile TPS’deki plan değerlendirmeleri Mephysto Navigator bilgisayar programı ile değerlendirilmiştir. ÇYK testleri Tablo-1’de gösterilmiştir (Monaco Technical Reference, Post Modeling Adjustment of MLC Parametres, 2012).



Şekil-40 ÇYK testleri ölçüm düzenekleri

Tablo-1 ÇYK testleri (Monaco Technical Reference, Post Modeling Adjustment of MLC Parametres, 2012).

Testin Adı	Demet konfigürasyonu	Açıklama
3ABUT	6×24cm 3tane bitişik segment	ÇYK major offset kontrolü
HIMRT	33 segmentli HN YART ışını	YART performans kontrolü
HDMLC	33 segmentli HN DÇYK ışını	DÇYK performans kontrolü
MLCSP	Gantri sıfır derecede	Farklı ÇYK hızı
FOURL	4 'L' ÇYK segmenti çene 20×20	ÇYK offseti,lif yuva ve ÇYK geçirgenliği kontrolü
7SegA	2×24 cm 7 segment ışını	Picket fence ışını
20×20	ÇYK + çene 20×20cm alan	Alan düzgünlüğü,simetrisi,QA dedektör cevabı kontrolü
10×10	ÇYK + çene 10×10cm alan	Mutlak doz kalibrasyon kontrolü
5×5	ÇYK + çene 5×5cm alan	Orta boyutlu alan kontrolü
2×2	ÇYK + çene 2×2cm alan	Küçük boyutlu alan kontrolü
1234S	ÇYK gap 1cm, 2cm, 3cm 4cm ve statik ışın	Statik modda farklı ÇYK gap kontrolü
1234W	ÇYK gap 1cm, 2cm, 3cm ,4cm sweeping ışın	Süpüren modda farklı ÇYK gap kontrolü
1234V	ÇYK gap 1cm, 2cm, 3cm 4cm VMAT Işını	VMAT modda farklı ÇYK gap kontrolü
7Seg3	2×24 cm 3 segmentli ışın	3 segmentli 7SeaA
7Seg4	2×24 cm 4 segmentli ışın	4 segmentli 7SeaA
DRGRT	VMAT modda	Farklı doz ve gantri hızı
DMLC1	DÇYK , çene 20×20, ÇYK 2×20, -10 > +10	ÇYK yaprakları majör ve minör offset kontrolü
DMLCA	DÇYK Segment 1+ 2 + 3	Üç farklı segmentin toplam
YONLY	20×2cm, Y çene ışını	Y çenesi kontrolü

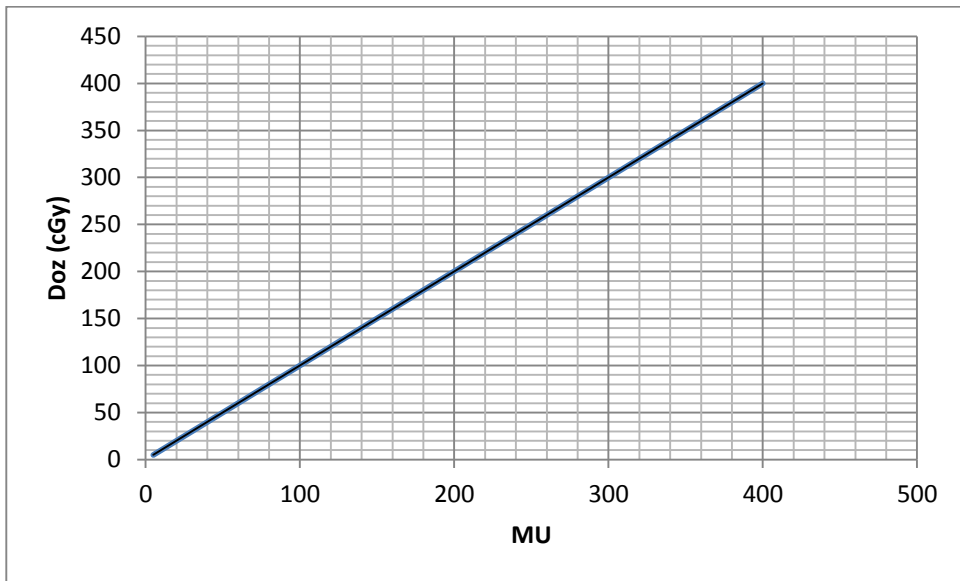
4. BULGULAR

4.1. Linear Hızlandırıcı Doğrusallık Testi

Linear hızlandırıcıda verilen MU değerleri ve buna karşılık olarak doz değerleri Tablo-2'de verilmektedir. Doz-MU grafiği Şekil-41'de gösterilmektedir. Grafikte görüldüğü gibi linear hızlandırıcının Doz-MU grafiği doğrusaldır.

Tablo-2 Doğrusallık Testi Sonuçları

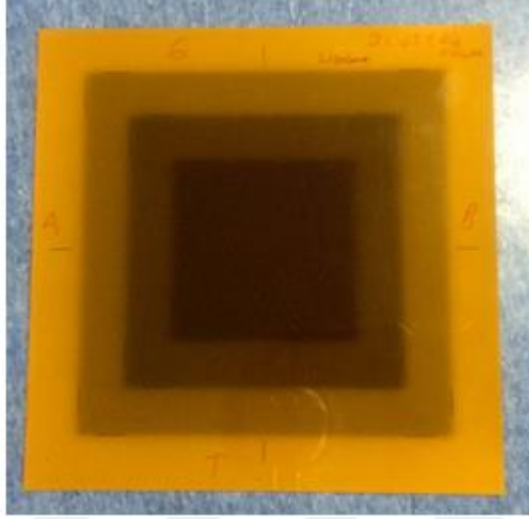
MU	ÖLÇÜLEN DOZ (cGy)	DOZ (cGy)
5	3,666	4,96
10	6,748	9,95
20	13,54	19,96
30	20,31	29,94
40	27,1	39,96
50	33,9	49,98
75	50,89	75,04
100	67,86	100
150	101,8	150,1
200	135,7	200,1
300	203,4	299,9
400	271,3	400



Şekil-41 Doz - MU grafiği

4.2. Işık Alanı /Radyasyon Alanı Doğruluğu

Şekil-42’de ışık alanı radyasyon alanı doğruluğu için ışınlanan kare alanın film görüntüsü gösterilmektedir. AAPM Task Group 142 raporuna göre 2 mm tolerans sınırları içerisindeydir.



Şekil-42 Alan doğruluğu için ışınlanan film

4.3. Küçük MU Değerleri İçin Lineer Hızlandırıcının Performans Testi

Ölçüm sonuçları Tablo-3’te gösterilmektedir. 6 MV X-ışını enerjisi için farklı MU değerlerinde karşılık gelen okuma değeri (nC), bu okuma değerinin MU değerine oranı nC/MU ve elde edilen fark değerleri Tablo-3’de gösterilmektedir. Sonuçlar AAPM Task Grup 142 raporuna göre tolerans sınırları içerisindeydir.

Tablo-3 Küçük MU değerleri için ölçüm sonuçları

MU	nC	nC/MU	Fark %
100	12,595	0,12595	0,00
50	6,340	0,12680	0,67
20	2,542	0,12710	0,91
15	1,910	0,12730	1,09
10	1,275	0,12750	1,23
8	1,020	0,12750	1,23
5	0,640	0,12800	1,62
4	0,515	0,12875	2,22
3	0,388	0,12933	2,68
2	0,260	0,13000	3,21

4.4. ÇYK Sızıntı Testi

Ek diyaframlar 40×40 cm² açıkken ÇYK'lar önce offset + 15 yani 'B' yönüne çekilerek daha sonra offset - 15 yani 'A' yönüne çekilerek alanın ortası tamamen kapatılacak şekilde ışınlanarak ÇYK'lardan sızan doz değeri ve ÇYK'lar 40×40 cm² açık iken ölçülen doz Tablo-4 ve Tablo-5'te gösterilmiştir.

Tablo-4 ÇYK'lar offset + 15 'B' yönündeyken alınan ölçümler

MU	Offset +15 (cGy)	MLC açık (40×40) (cGy)	FARK %
100	0,57	105,3	0.54

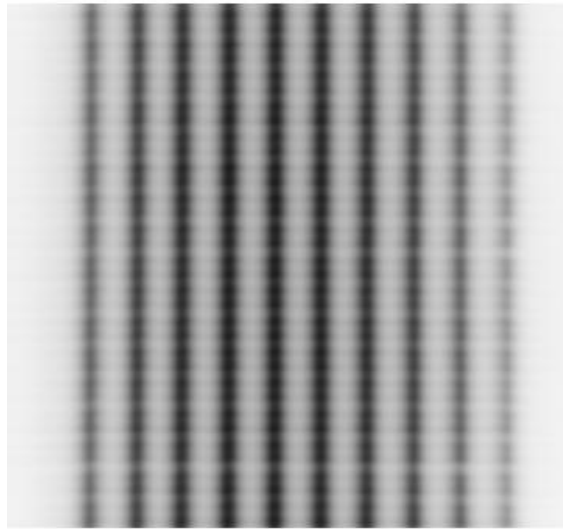
Tablo-5 ÇYK'lar offset - 15 'A' yönündeyken alınan ölçümler

MU	Offset -15(cGy)	MLC açık (40×40) (cGy)	FARK %
100	0,59	105,3	0.56

Sonuçlar IEC 1998 raporuna göre % 5 tolerans sınırları içerisinde.

4.5. ÇYK Pozisyonu Doğruluğu

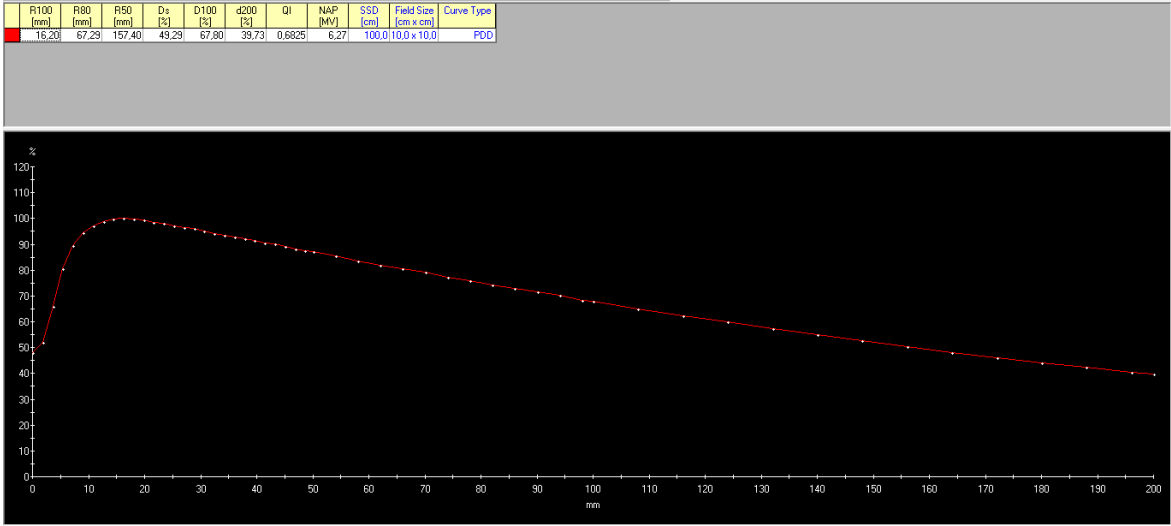
Gantri ve kolimatör 0° 'de ÇYK'lar 2 cm aralıklarla hareket etmektedir. Bu test EPID ile görüntülenmiştir. Işınlama sonrasında elde edilen Şekil-43'de görünen EPID görüntüsünde karanlık bölgeler karşılıklı lifler arasındaki boşluğu, aydınlık bölgeler ise liflerin olması gereken konumundan sapmayı gösterir. Liflerin konumu AAPM Task Grup 142 raporuna göre 1 mm olan tolerans sınırları içerisinde.



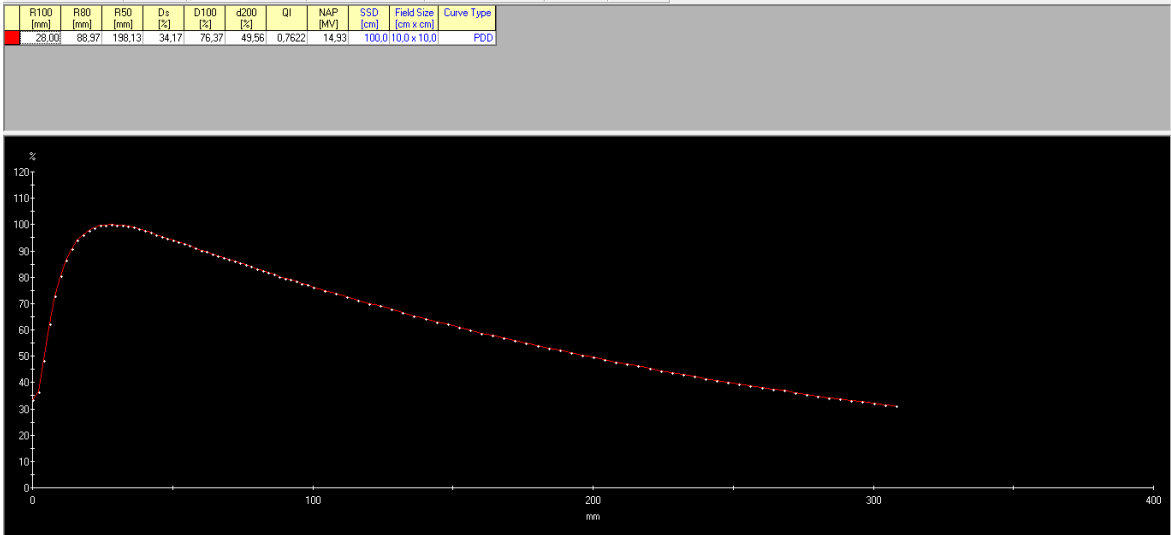
Şekil-43 Picket Fence testi EPID görüntüsü

4.6. Yüzde Derin Doz Ölçümleri

Elekta Synergy lineer hızlandırıcı cihazında $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alanda 6 ve 15 MV foton enerjileri için 0.125 cc'lik semiflex iyon odası ile yapılan ölçülen yüzde derin doz eğrileri ve bu eğrilerin derin doz karakteristikleri Şekil-44 ve 45'de gösterilmektedir. Yüzde derin doz (%DD) ölçümünden elde edilen d_{max} ve doku fantom oranı (TPR_{10}^{20}) değerleri Tablo-6'da verilmektedir.



Şekil-44 6 MV için $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alanda %DD grafiği



Şekil-45 15 MV için $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alanda %DD grafiği

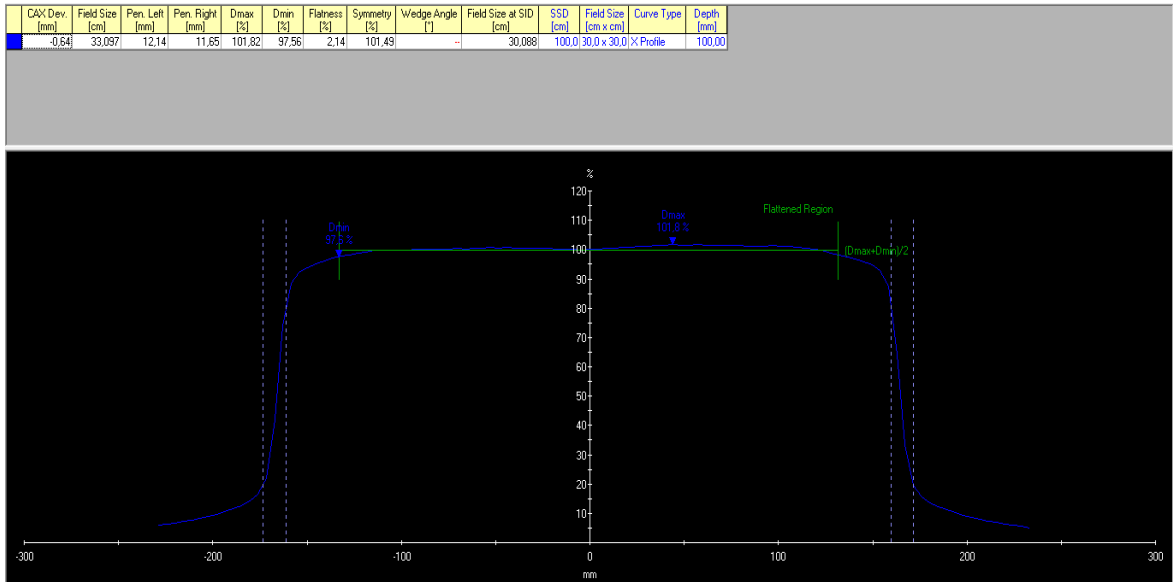
Tablo-6 d_{max} ve TPR_{10}^{20} değerleri

	d_{max} (cm)	TPR_{10}^{20}
6MV	1,6	0,68
15MV	2,8	0,76

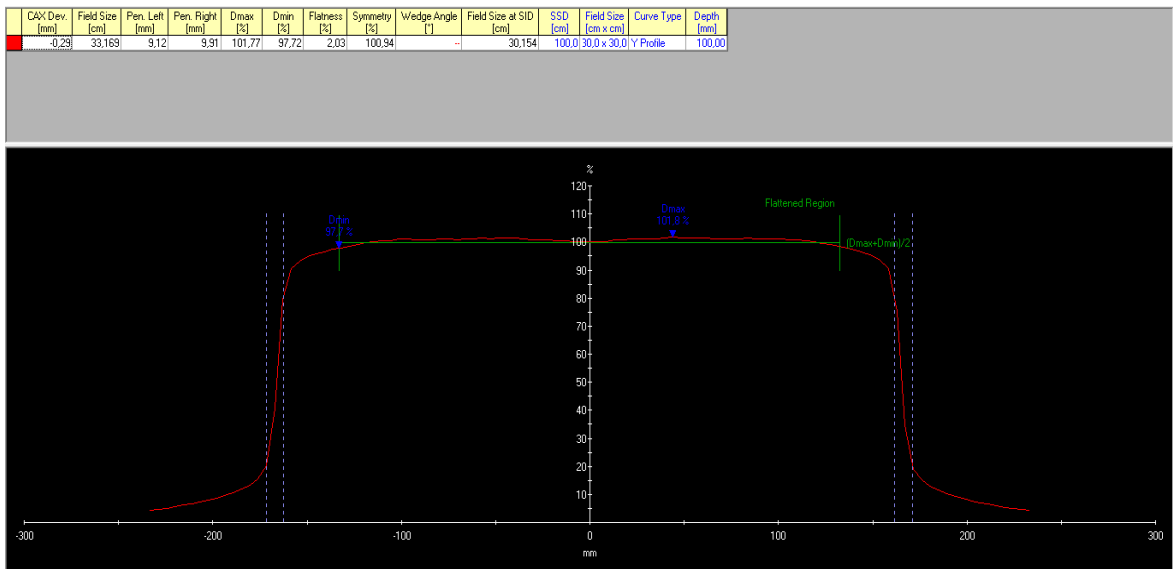
Sonuçlar The British Journal of Radiology Supplement 25 raporu ile mukayese edildi. Her iki enerji içinde sonuçlar BJR Supplement 25 raporu ile uyumlu bulunmuştur.

4.7. Demet Düzgünlüğü ve Simetri Ölçümleri

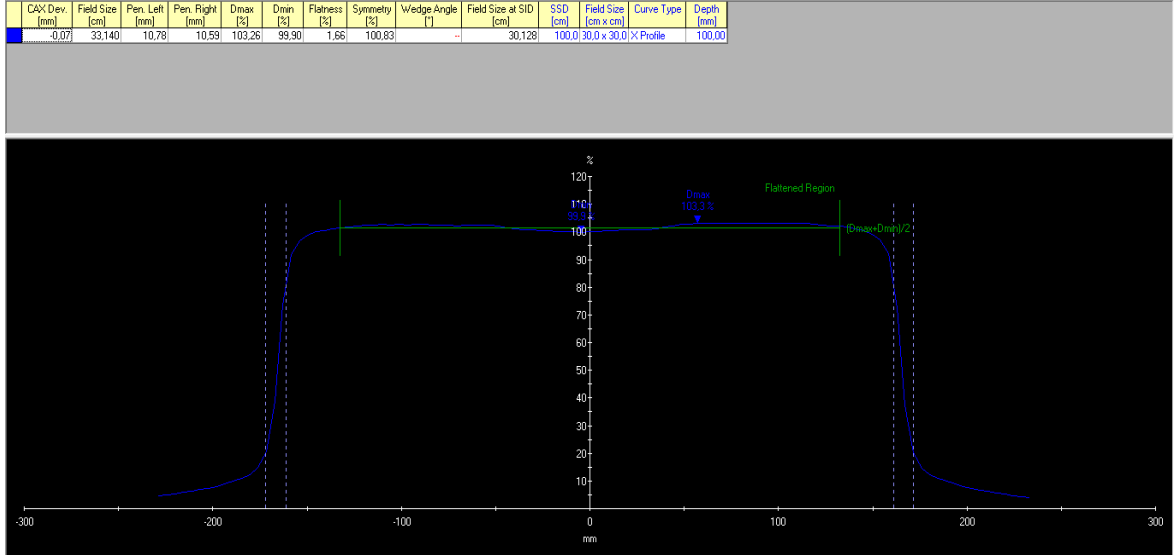
Su fantomunda SSD=100 cm'de 30×30 cm² alan boyutunda 6 ve 15 MV foton enerjileri için d=10 cm derinlikte 0.125 cc'lik semiflex iyon odası ile Mephysto Navigator programı ile ölçülmüştür. Verilen doza karşılık 6 ve 15 MV enerjileri için elde edilen doz profilleri grafikleri Şekil-46,47,48 ve 49'da gösterilmiştir.



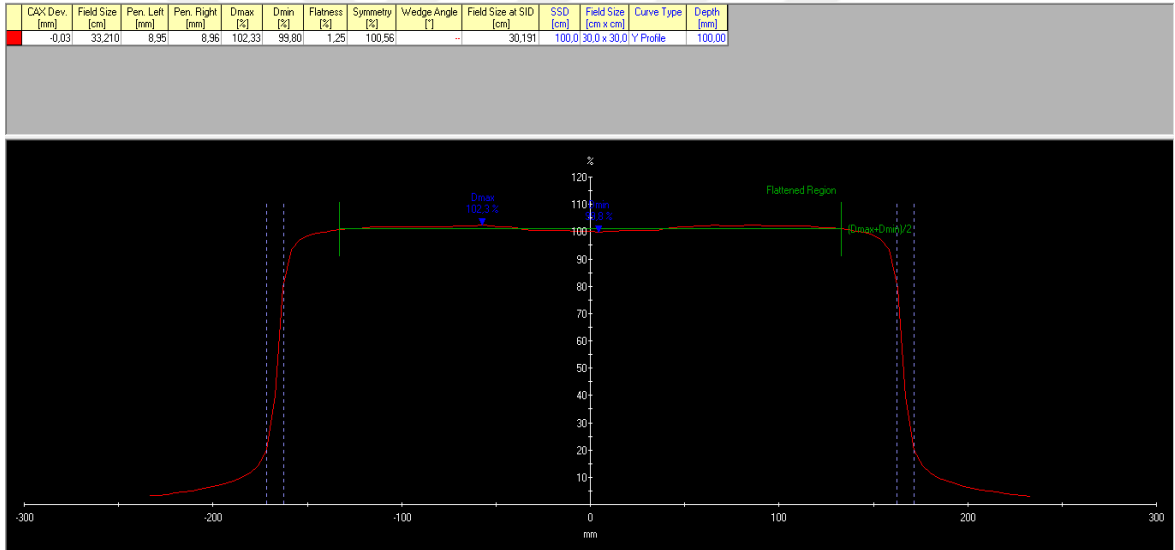
Şekil-46 6MV SSD=100 cm'de 30×30 cm² alanda d= 10 cm derinlikte X profili



Şekil-47 6 MV SSD=100 cm'de 30×30 cm² alanda d=10 cm derinlikte Y profili



Şekil-48 15 MV SSD=100 cm'de 30×30 cm² alanda d=10 cm derinlikte X profili



Şekil-49 15 MV SSD= 100 cm'de 30×30 cm² alanda d=10 cm derinlikte Y profili

6 ve 15 MV foton enerjisinde su fantomunda SSD=100 cm'de 30×30 cm² alanda 10 cm derinlikte alınan ölçümlerden elde edilen penumbra, demet düzgünlüğü ve simetri değerleri Tablo-7'de gösterilmektedir. AAPM Task Group 40 protokollüne göre demet düzgünlüğü için tolerans sınırı % ± 2 , simetri değeri için ise tolerans sınırı % ± 3 olup, ESTRO (European Society of Therapeutic Radiology and Oncology) raporuna göre ise demet düzgünlüğü ve simetrideki sapma % ± 3 'ün içinde olmalıdır. Elde edilen sonuçlar bu iki protokollede uyumludur.

Tablo-7 Su fantomundan elde edilen penumbra, demet düzgünlüğü ve simetri değerleri

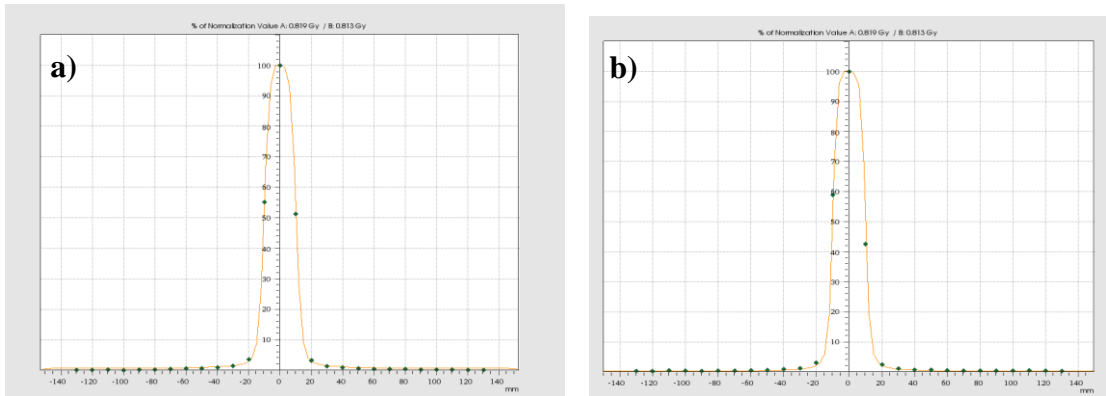
	Düzlük (%)		Simetri (%)		Penumbra(mm)	
	x profili	y profili	x profili	y profili	x profili	y profili
6MV	2,14	2,03	101,49	100,94	12,14-11,65	9,12-9,91
15MV	1,66	1,25	100,83	100,56	10,78-10,59	8,95 -8,96

4.8. ÇYK Kontrol Testleri

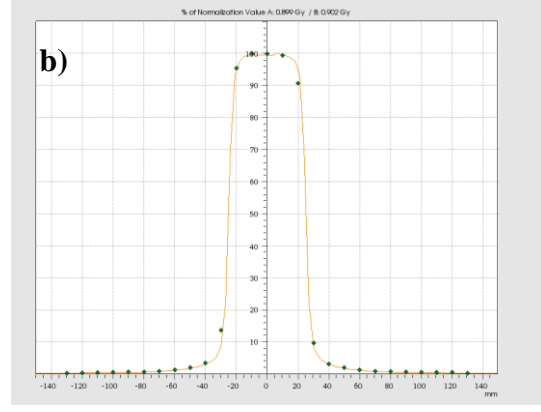
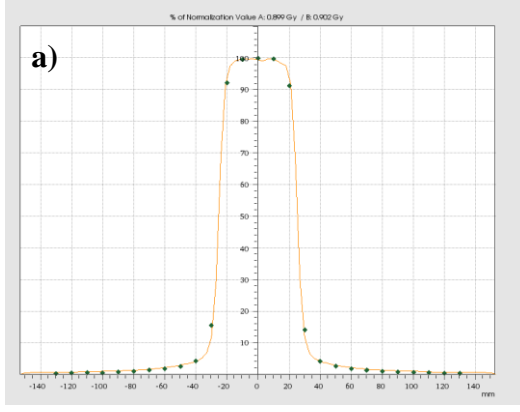
ÇYK'lar tedavi planlama sistemine doğru bir şekilde modellenmelidir. Bu yüzden ÇYK parametrelerini değerlendirmek için kontrol testleri yapılmıştır. Statik gantrideki alanlar 5 cm derinlikte SSD=95 cm'de 2D Array dedektörü ile RW-3 katı su fantomunda ölçülmüştür. Rotasyon yapan alanlar ise SSD= 84 cm'de Octavius katı su fantomunda 2D Array dedektörü ile ölçülmüştür. Bu ölçümlerde 2D Array dedektörünün kalınlığı 0,2 cm olarak kabul edilip derinlik hesaplanmıştır. Yapılan ölçümler Mephysto Navigator programıyla TPS ile karşılaştırılmıştır. Lineer hızlandırıcıda ölçülen verilerle TPS'nin uyumlu olup olmadığı kontrol edilmiştir.

4.8.1. 2×2cm², 5×5cm², 10×10 cm² ve 20×20 cm² Boyutlu Alan Kontrolleri

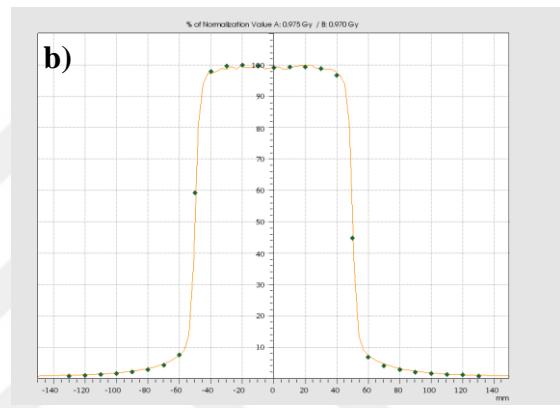
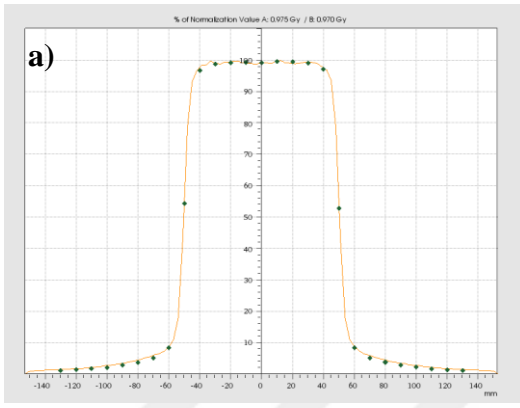
Bu testler 2×2 cm²'lik alan ile küçük alan kontrolü, 5×5 cm²'lik alan ile orta boyutlu alan kontrolü, 10×10 cm²'lik alan ile mutlak doz kalibrasyon kontrolü, 20×20 cm²'lik alan ile alan düzgünlüğü ve simetrisi kontrol edilmiştir. Sonuçlar TPS ile karşılaştırıldı. Ölçümler TPS'deki verilerle uyumlu bulunmuştur. Sonuçlar Left- Righth (AB) Profili ve Target-Gun (TG) Profili olarak Şekil-50,51,52 ve 53'de gösterilmiştir.



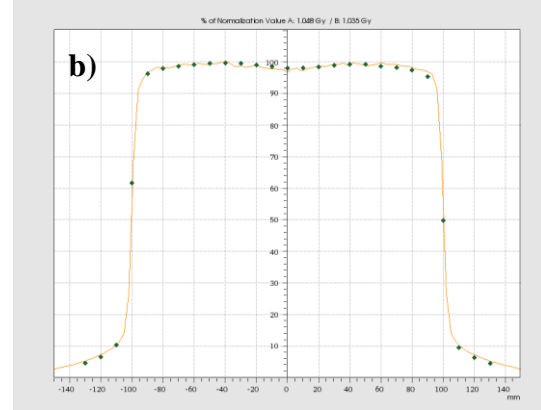
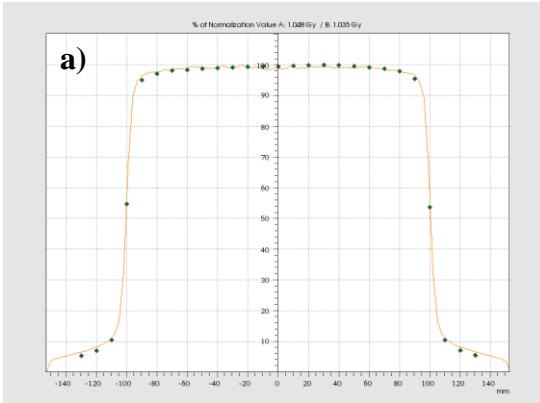
Şekil-50 2×2 cm²'lik alan a) AB profili b) TG profili



Şekil-51 5×5 cm²'lik alan a) AB profili b) TG profili



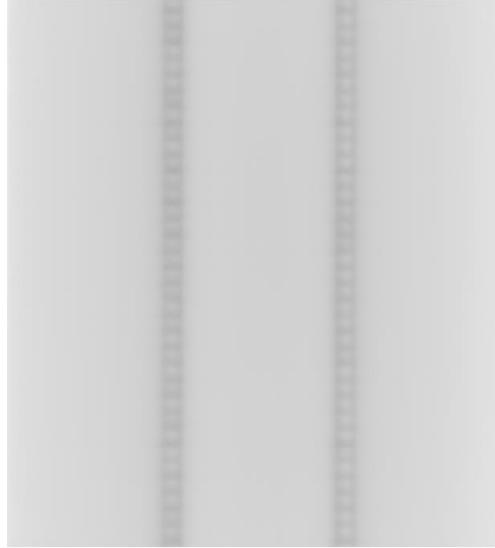
Şekil-52 10×10 cm²'lik alan a) AB profili b) TG profili



Şekil-53 20×20 cm²'lik alan a) AB profili b) TG profili

4.8.2. 3ABUT Testi

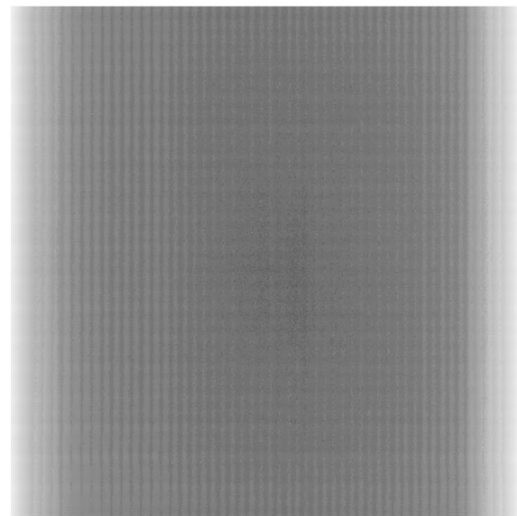
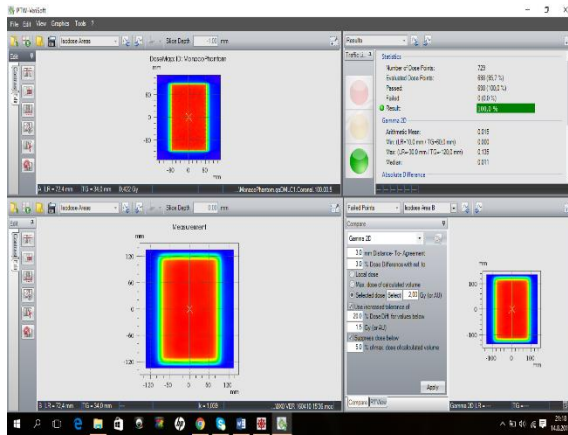
Bu testte alan 6×24 cm² boyutunda 3 adet bitişik alandan oluşmuştur. ÇYK majör offsetini değerlendirmek için kullanılmıştır. Bu test ile AB profili ile ÇYK majör offseti değerlendirilirken, TG profili ile ÇKY liflerinin minör offset farklılığı değerlendirilmiştir. Bu test ile cihazın pozitif majör offseti olduğu belirlenmiştir. Cihazın offseti ile TPS



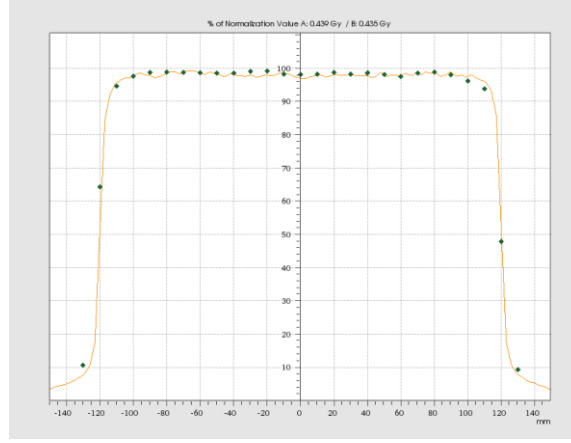
Şekil-56 3ABUT EPID görüntüsü

4.8.3. DMLC1 Testi

Bu test DÇYK lifleri 2×20 cm² boyutunda, çeneler 20×20 cm² açıklığında olup -10 cm'den 10 cm'e kayan ÇYK alanından oluşmaktadır. Bu alan ile ÇYK lifleri major ve minör offset kontrolü yapılmıştır. Düz fantomda ölçülen ile hesaplanan doz karşılaştırıldığında neredeyse homojen bir doz dağılımı gösterir. DMLC1 alanı için ölçülen ve hesaplanan doz için karşılaştıma absolut doz modunda yapılmıştır. TG profili incelendiğinde lifler arası major ve minör offset farkının TPS ile uyumlu olduğu ve ÇYK'lar için kalibrasyon gerekmediği gözlenmiştir. Sonuçlar Şekil-57 ve 58'de görülmektedir.



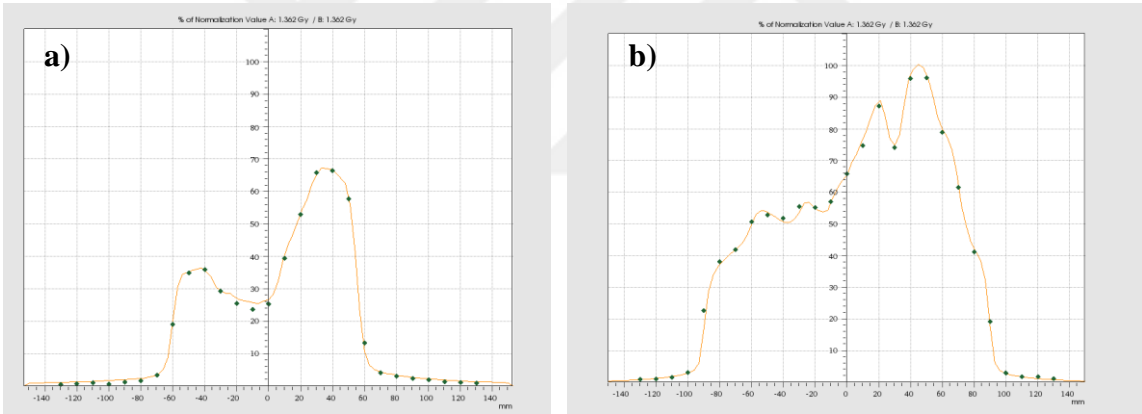
Şekil-57 DMLC1 testinin Mephysto Navigator programı ve EPID ile olan görüntüsü



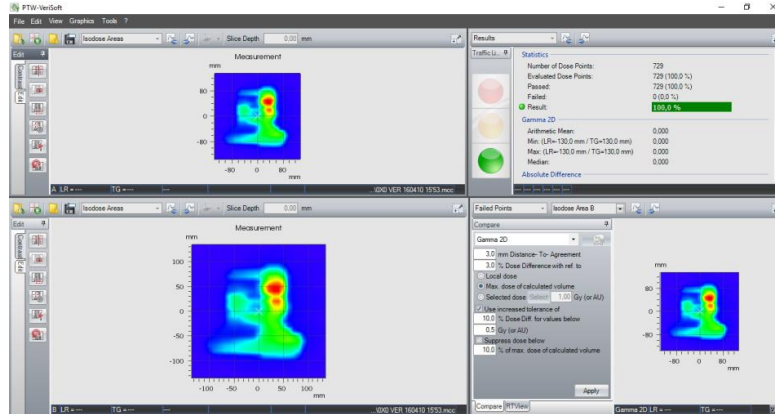
Şekil-58 DMLC1 TG profili

4.8.4. HIMRT Testi

YART ve VMAT ışınları farklı boyutlarda ve ağırlıklarda bir çok segmentten oluşur. Bu test 33 segmenli bir Baş Boyun YART ışını içerir. Bu test ile cihazın IMRT performansı kontrol edilmiştir. Sonuçlar TPS ile karşılaştırıldığında uyumlu olduğu gözlenmiştir.



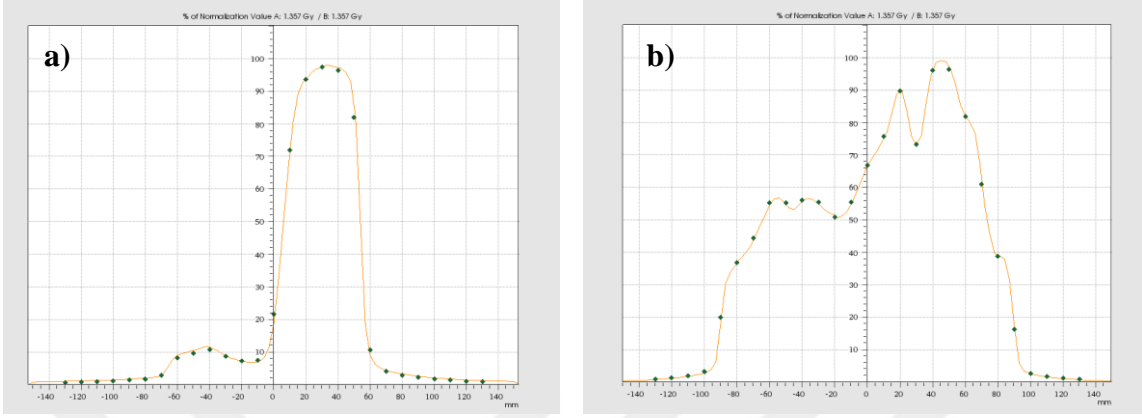
Şekil-59 HIMRT ışını a) AB profili b) TG profili



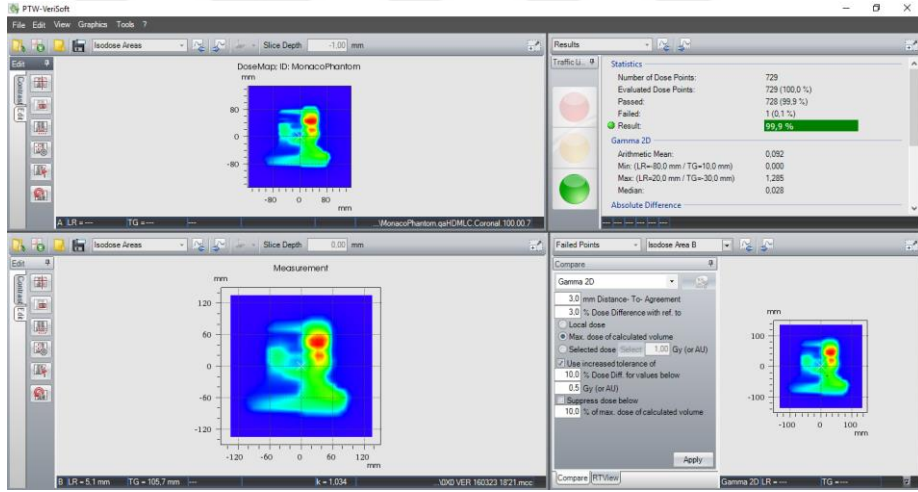
Şekil-60 HIMRT ışını ölçülen doz ile hesaplanan doz karşılaştırması

4.8.5. HDMLC Testi

Bu test 33 segmentli Baş Boyun dinamik ÇYK ışını içerir. Bu test ile cihazın dinamik ÇYK performansı kontrol edilmiştir. Sonuçlar TPS ile uyumlu olduğu gözlenmiştir.



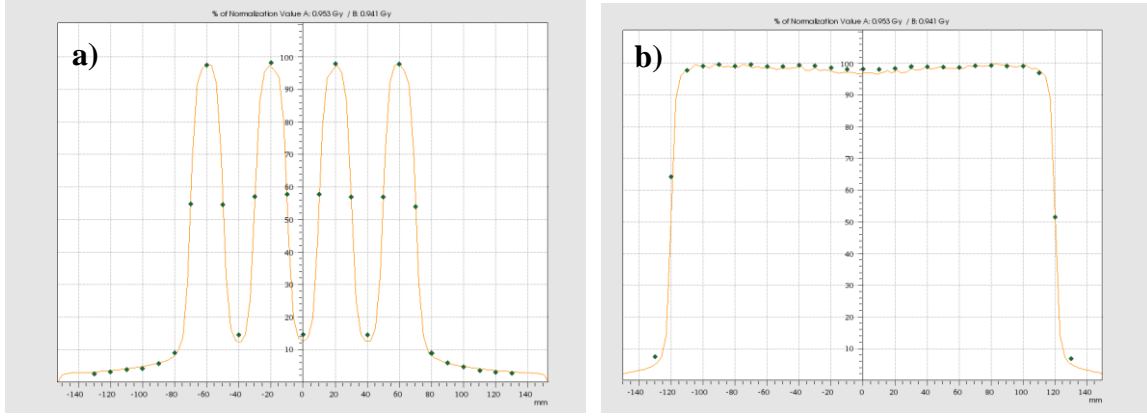
Şekil-61 HDMLC ışını a) AB profili b) TG profili



Şekil-62 HDMLC ışını ölçülen doz ile hesaplanan doz karşılaştırması

4.8.6. 7SegA Testi

Bu test 2×24 cm² aralıklarla kayarak ilerleyen 4 segmentli Picket Fence ışını içerir. Çoğu YART veya VMAT segmentleri ışının orta kesimindeki merkez bölümü tarafından iletilir. Yaprakların asıl offseti farklı pozisyonlarda biraz değişebilir. 7SegA picket fence tipi ışını bu bölgedeki ÇYK'ların majör ve minör offset bakımından kontrolü için kullanılmıştır. Sonuçlar TPS ile karşılaştırılmış ve uyumlu olduğu gözlenmiştir.



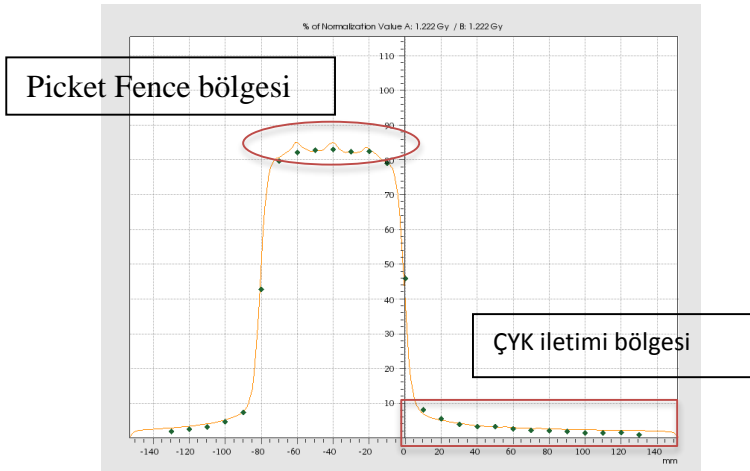
Şekil-63 7SegA a) AB profili b) TG profili

4.8.7. FOURL Testi

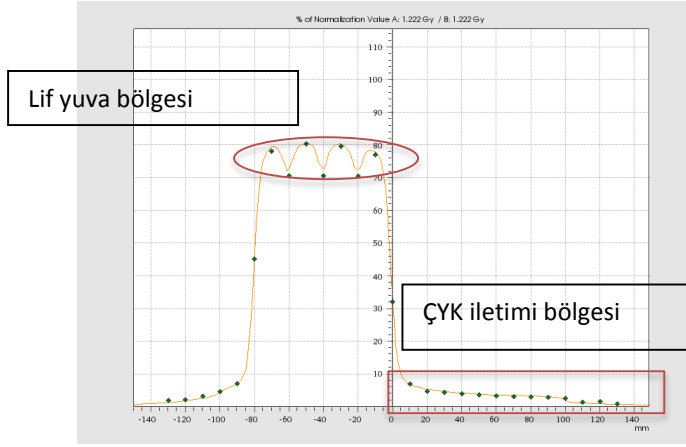
Bu test çeneler 20×20 cm² açıkken 4 adet 'L' şeklinde segment içerir. Bu test ile ÇYK offseti, lif groove bölgesi ve ÇYK geçirgenliği kontrol edilmiştir. Ölçülen ve hesaplanan doz karşılaştırılması absolut doz modunda yapılmıştır. AB yönündeki Şekil-64'deki profil analiz edilerek ÇYK geçirgenliğinin yanı sıra ÇYK majör offseti de değerlendirilmiştir. Profildeki picket fence bölgesi değerlendirildiğinde ÇYK'ların iyi kalibre edildiği, ÇYK offset değerinin değişmesine gerek olmadığı gözlenmiştir. Şekil-65'de TG profili ile ÇYK geçirgenliğinin yanında ÇYK lif yuva bölgesi de değerlendirilmiştir. Lif yuva bölgesindeki değerlerde herhangi bir artış yada azaltma gereği görülmemiştir. Sonuçlar TPS ile uyumlu bulunmuştur.

FOURL'yi üç bölgeye ayırabiliriz

- ÇYK iletim bölgesi
- Picket Fence bölgesi
- Lif yuva bölgesi



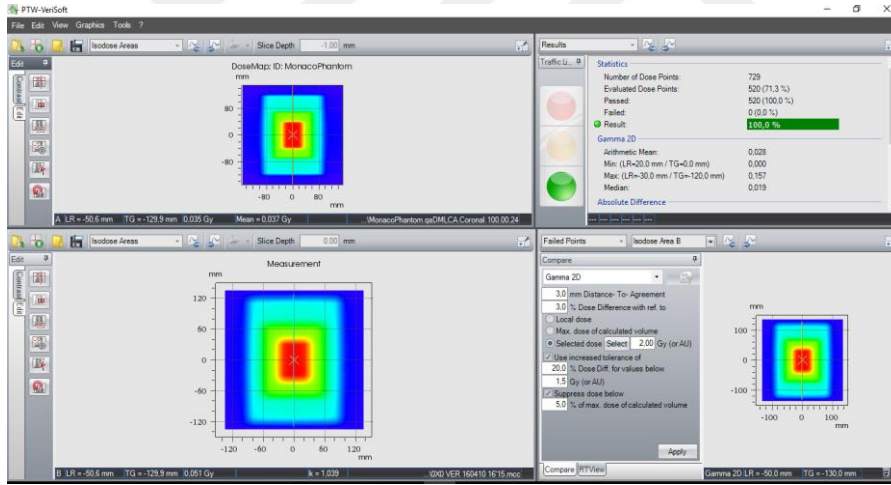
Şekil-64 FOURL alanı AB profili



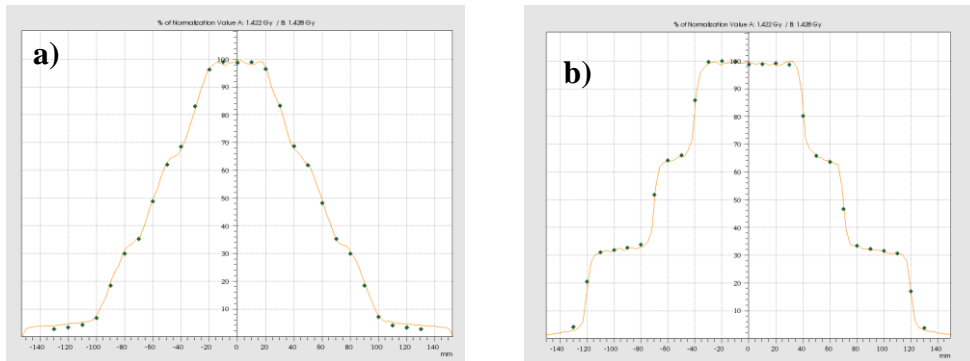
Şekil-65 FOURL alanı TG profili

4.8.8. DMLCA Testi

Bu testte farklı üç segmentin toplamıyla ana alan elde edilmiştir. VMAT tekniğinde oluşturulan segmentler durmadan ışınlanarak bir ana alan için bir doz yoğunluğu elde edilir. Bu test ile bu özellik kontrol edilmiştir. Sonuçlar Şekil-66 ve 67'de görüldüğü gibi TPS ile uyumlu bulunmuştur.



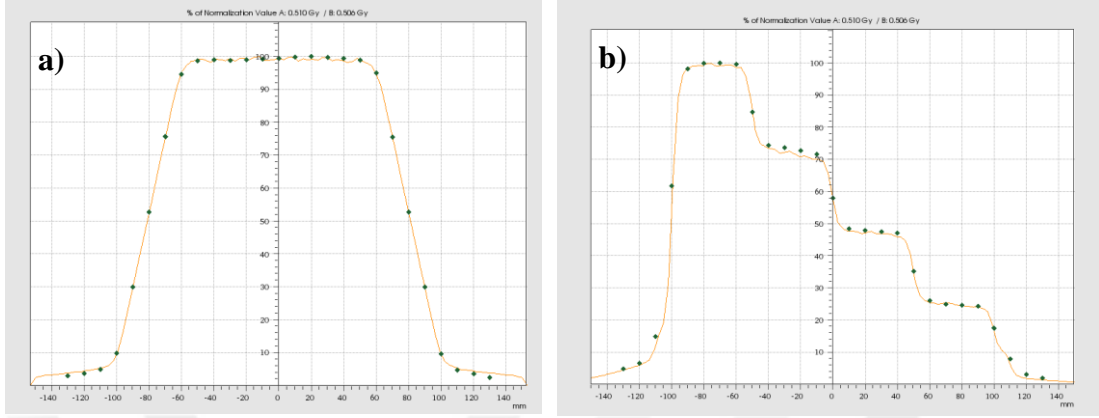
Şekil-66 DMLCA ile ölçülen segment toplamının TPS ile karşılaştırması



Şekil-67 DMLCA a) AB profili b) TG profili

4.8.9. 1234W Testi

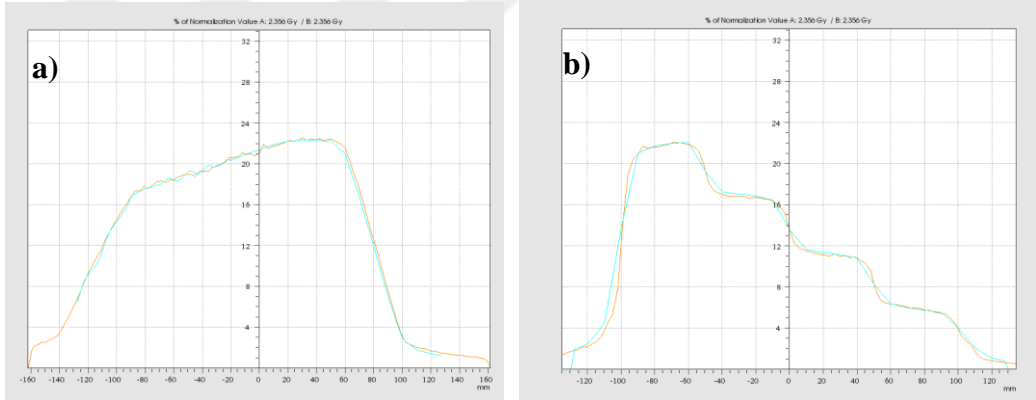
Bu teste ÇYK'lar süpürme modundayken gap kontrolü yapılmıştır. Sonuçlar Şekil-68'de görüldüğü gibi TPS ile uyumludur.



Şekil-68 1234W alanı a) AB profili b) TG profili

4.8.10. 1234V Testi

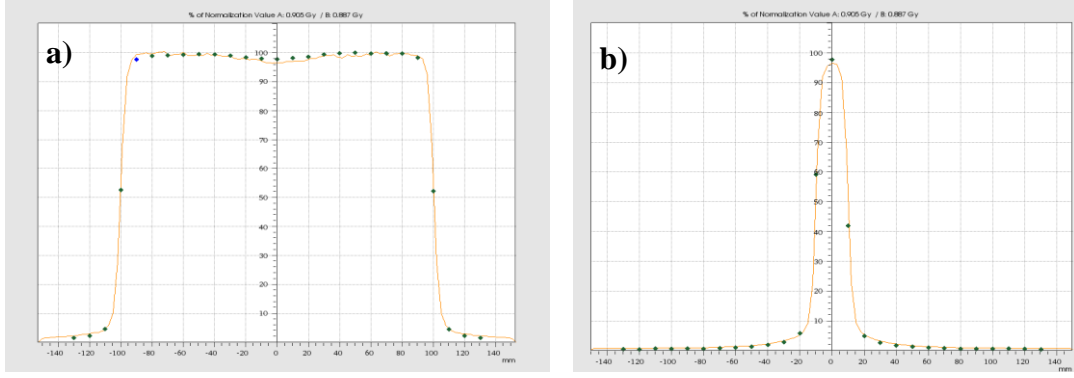
Bu teste VMAT modundayken ÇYK gap kontrolü yapılmıştır. Sonuçlar TPS ile uyumlu olup Şekil-69'da görülmektedir.



Şekil-69 1234V alanı a) AB profili b) TG profili

4.8.11. YONLY Testi

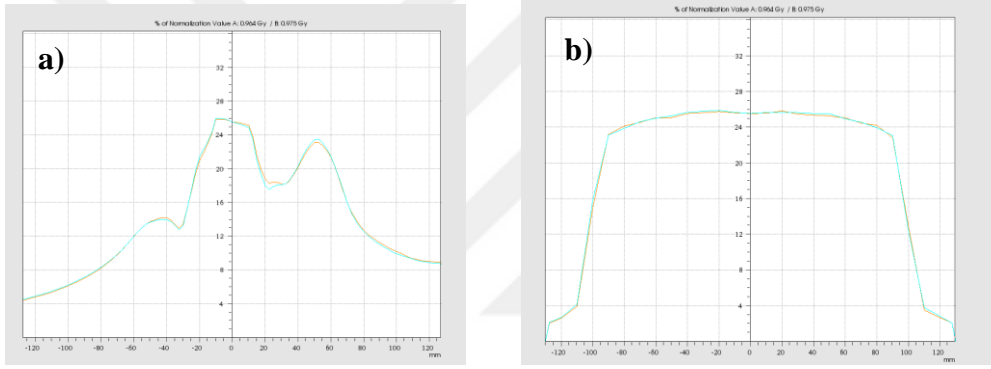
Bu test $2 \times 20 \text{cm}^2$ boyutunda sadece Y çene ışınını içerir. Bu test ile Y çenesi kontrol edilmiştir. Sonuçlar TPS ile uyumludur ve Şekil-70'de gösterilmektedir.



Şekil-70 YONLY alanı a) AB profili b) TG profili

4.8.12. DRGRT Testi

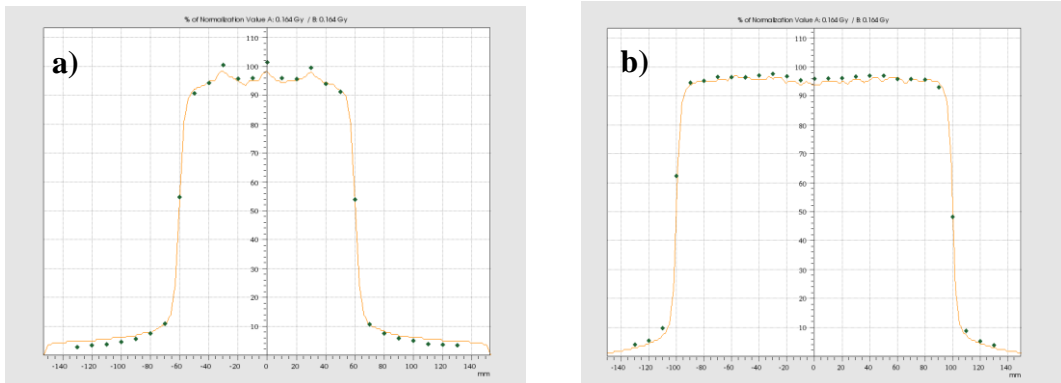
Bu testte linear hızlandırıcının doz hızı ve gantri hızı değişirken ışınlama performansı değerlendirilmiştir. Sonuçlar Şekil-71’de görüldüğü gibi TPS ile uyumlu bulunmuştur.



Şekil-71 DRGRT alanı a) AB profili b) TG profili

4.8.13. MLCSP Testi

Bu testte gantri 0°’de ÇYK hızınının TPS ile uyumu kontrol edilmiştir. Sonuçlar TPS ile uyumlu bulunmuştur. Sonuçlar Şekil-72’de görülmektedir.



Şekil-72 a) AB profili b) TG profili

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Radyoterapide tedavi cihazının kalite kontrolleri tedavinin optimum olarak uygulanabilmesi için büyük önem taşımaktadır. Lineer hızlandırıcı için yapılan hem mekanik hem de dozimetrik olan bu kalite kontroller sistematik olarak uluslararası protokollerin belirlediği süre ve tolerans sınırları içerisinde olmak zorundadır. Bu çalışmada Hacimsel Ayarlı Ark Terapi için lineer hızlandırıcının kalite kontrol testleri yapılmıştır.

Lineer hızlandırıcı doğrusallık testi ile lineer hızlandırıcının Doz-MU değerlerinin doğrusal olup olmadığı kontrol edilmiştir. Bu test sonucunda cihazın Doz-MU değerleri doğrusal bulunmuştur. Cihazın mekanik kontrollerinden olan alan ışığı / radyasyon alanı doğruluğu için ışınlanan film American Association of Physicist in Medicine (AAPM) Task Grup 142 raporuna göre tolerans sınırı 2 mm içerisinde bulunmuştur.

3BKRT’de daha yüksek MU değerleri kullanılırken YART gibi ve onun daha gelişmiş bir formu olan VMAT gibi alanların alt segmentlerden oluşan tedavi tekniklerinde, bu alt alanlar 10 veya daha düşük MU değerlerinden oluşur. Bu nedenle lineer hızlandırıcının küçük MU değerlerindeki performansı değerlendirilmelidir. AAPM Task Grup 142 raporuna göre 5 MU’dan küçük değerler için sapma $< \pm\% 5$ iken 5 MU ve daha büyük değerler için sapma $< \pm\% 2$ olmalıdır. Tablo-3 incelendiğinde Elekta Synergy lineer hızlandırıcıda 5 MU’dan küçük değerlerde değişim % 2,22 ile % 3,21 değerleri arasında değişirken, 5 MU ve daha büyük değerlerde değişim % 0,67 ile % 1,62 arasındadır. Sonuçlar AAPM Task Grup 142 raporu ile uyumludur.

Hacimsel Ayarlı Ark Terapide hastaya verilen MU değerleri konformal radyoterapiye göre daha fazla olup düzensiz alt alanlardan oluştuğu için sızıntı radyasyonu önemlidir. Sızıntı istenmeyen bir şekilde hastaya verilen dozun artmasına katkıda bulunur. Yapılan ÇYK sızıntı testi sonucuna göre lifler B yönünde tamamen kapalıyken ölçülen sızıntı % 0,54 olup, lifler A yönünde tamamen kapalıyken ölçülen değer % 0,56’dır. Sonuçlar AAPM Task Grup 142 raporuna göre % 0,5 (referans değere göre) ve IEC 1998 raporuna göre % 5 tolerans sınırları içerisinde.

6 MV ve 15 MV için su fantomunda yapılan % DD, maksimum doz derinliği (d_{maks}) ve demet kalitesi TPR_{10}^{20} değerleri BJR Supplement 25 raporu ile uyumlu bulunmuştur. Su fantomundan 6 MV için elde edilen düzgünlük değeri x profili için % 2,14 olup, simetri değeri ise % 1,49’dur. Y profili için elde edilen düzgünlük ise % 2,03 olup, simetri değeri

ise % 0,94'tür. 15 MV için elde edilen düzgünlük değeri x profili için % 1,66 olup, simetri değeri ise % 0,83'tür. Y profili için elde edilen düzgünlük değeri % 1,25 olup, simetri değeri % 0,56'dır. Demet düzgünlüğü ve simetri değerleri AAPM Task Grup 40 raporuna göre düzgünlük $\% \pm 2$ ve simetri $\% \pm 3$ tolerans sınırları içerisinde bulunmuştur.

VMAT tekniğinde ÇYK'lar tedavi süresince dinamik olarak hareket eder. Bu nedenle ÇYK'ların pozisyon doğruluğu kontrol edilmelidir. LoSasso ve ark. yaptığı çalışmaya göre dinamik olarak hareket eden ÇYK'lardaki 1 mm pozisyon hatasının 1 cm'lik doz bölgesi içinde % 10 doz çeşitliliğine sebep olduğunu göstermişlerdir (Çakır ve Bilge, 2013). ÇYK pozisyon doğruluğu için yapılan çit testi sonuçları AAPM Task Grup 142 raporuna göre 1 mm tolerans sınırları içerisinde.

Monaco TPS sisteminde çeşitli ÇYK parametrelerini kontrol için oluşturulan testlerle Elekta Synergy lineer hızlandırıcı cihazının YART performansı, DÇYK performansı, ÇYK hız performansı, ÇYK'lar için dil-yuva etkisi ve geçirgenliği, ÇYK majör ve minör offseti, küçük ve orta boyutlu alan kontrolü, statik modda ÇYK gap kontrolü, süpüren modda ÇYK gap kontrolü, VMAT modda ÇYK gap kontrolü, farklı alt segmentlerin toplamından oluşan ana alan kontrolü, Y çenesi kontrolü, doz hızı ve gantri hızı değişirken ışınlama performansı kontrolü yapılmıştır. TPS'deki hesaplanan doz ile lineer hızlandırıcıyla ölçülen dozdan elde edilen veriler karşılaştırılmış olup birbiri ile uyumlu bulunmuştur.

6. KAYNAKLAR

American Association of Physicist in Medicine (AAPM) Report No.72 (2001) Basic Application of Multileaf Collimators Report of Task Group No.50 Radiation Therapy Committee, pp 12-23.

American Association of Physicist in Medicine (AAPM) Task Group 142 Report (2009) Quality assurance of medical accelerators. Medical Physics, Vol. 36, No. 9.

American Association of Physicist in Medicine (AAPM) code of practise for radiotherapy accelerators: Report of AAPM Radiation Therapy Task Group No.45 Med Phys 1994.

American Association of Physicist in Medicine (AAPM), Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55 (1998). Med. Phys. 25 : 2093-2115.

ATAMEL M (2015) Rapidarc Planlamalarının Termoluminesans Dozimetre İyon Odası ve Portal Dozimetre ile Kalite Kontrolü.Ege Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, İzmir.

BAR W, SCHWARZ W, ALBER M (2003) A comparison of forward and inverse treatment planning for intensity modulated radiotherapy of head and neck cancer. Radiotherapy and Oncology 69 : 251-258.

BAŞ H (2005) Sterotaktik Radyocerrahi İçin Küçük Alanlarda 6 MV Foton Dozimetrisi. Ankara Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, s 78.

BEDFORD JL, WARRINGTON AP (2009) Commissioning of Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT). Int J Radiat Oncol Biol Phys 73 : 537-545.

CEYLAN C, BAFİ H, KILIÇ A et al (2009) Siemens ONCOR tedavi cihazının küçük monitor unit değerlerinde ve küçük segment boyutlarında dozimetrik performansının değerlendirilmesi ve planlama sistemi ile uyumu. Türk Onkoloji Dergisi; 24 : 73-79.

CHUI CS, LOSASSO T, SPIROU S (1994) Dose Calculation for Photon Beams With Intensity Modulation Generated by Dynamic Jaw or Multileaf Collimators.Med. Phys. 21 : 1237-1243.

CLIFFORD CS, CHAO MD (2004) Practical Essentials of Intensity Modulated Radiation Therapy. 2nd Edition, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, pp 1-28.

ÇAKIR A, BİLGE H (2012) Çok Yapraklı Lineer Hızlandırıcılarda Kolimatör Tasarımlarının Klinik Önemi. Türk Onkoloji Dergisi 27 s 46-54.

ÇAKIR A, BİLGE H (2013) Yoğunluk Ayarlı Radyoterapide Kalite Kontrol Yöntemleri. Türk Onkoloji Dergisi 28 : 81-90.

ÇETİNGÖZ R, GARİPOĞLU M, UZAL C (2013) Temel ve Klinik Radyoterapi. Editör: BİLGE H, GÖKÇE ÇŞ, YILDIZ GO Türk Radyasyon onkolojisi Derneği, İstanbul s 59-62.

DAM JV, MARİNELLO G, (2006) European Society Therapeutic Radiology and Oncology (ESTRO). Methods for in vivo dosimetry in external radiotherapy no:1 Second Edition, Belgium, pp 37-51.

DENG J, PAWLICKI T, CHEN Y et al (2001) The MLC tongue and groove effect on IMRT dose distributions. Phys. Med. Biol 46 : 1039-1060.

DE MARTIN E, FIORINO C, BROGGI S(2007) Agreement criteria between expected and measured field fluences in IMRT of head and neck cancer: the importance and use of the gamma histograms statistical analysis. Radiotherapy and Oncology, 85 : 399-406.

DİRİCAN B (2008) Radyoterapi Fiziği Ders Notları, Ankara.

DİRİCAN B (2008) İleri Radyoterapi Fiziği Ders Notları, Ankara.

Elekta Digital Linear Accelerator Installation Information Phase 2-Setting to Work (2012), Stockholm.

GALVIN JM, SMITH AR, LALLY B (1993) Characterization of a multi-leaf collimator system. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 25 : 181-192.

GÜLMEN M (2011) Medikal Alanda Kullanılan LiF: Mg, Ti (TLD-100)'nin Dozimetrik Özelliklerinin İncelenmesi. Çukurova Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek lisans Tezi, s 18.

HUSSEIN M, ELİZABETH JA (2013) A Critical Evaluation of The PTW 2D-ARRAY Seven29 and OCTAVIUS II Phantom for IMRT and VAMT Verification. Journal of Applied Clinical Medical Physics, 14 : 274-292.

IMPACT MEDICAL SYSTEM (2013) Monaco 5.0 Training Guide, Elekta, Freiburg, Section 2-7.

Instruction Manual RW3 Slab Phantom, PTW, Freiburg, 2007.

JAYARAMAN S, LANZL LH (2004). Clinical Radioterapy Physics. Second Edition, World Scientific Publishing, Singapore, pp 545-547.

JERAJ M, ROBAR V (2004) Multileaf Collimator in Radiotherapy. Department of Rdiotherapy, Institute of Oncology, Slovenia. Radiol Oncol 38 : 235-40.

KARAÇAM S (2007) Yüksek Doz Hızlı (HDR) Brakiterapi Uygulamalarının Kalite Kontrolünde Gafkromik Film Kullanımının Araştırılması, İstanbul Üniversitesi, Doktora Tezi, İstanbul.

KHAN FM (1994) The Physics of Radiation Therapy. Second Edition, Williams & Wilkins, USA, pp 51-57, 176-179.

KHAN FM The Physics of radiation Therapy (2003). 3rd Edition, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, pp 20.

KHAN FM (2010) The Physics of Radiation Therapy. Forth Edition, Lippincott Wilkins, USA, pp 560.

KIM OJ, SIEBERS JV, KEALL JP et al (2001) A Monte Carlo study of radiation transport through multileaf collimators. Med. Phys 28 : 2497-2506.

KIM HJ, KIM S, PARK YK et al (2015) Multileaf Collimator Tongue and Groove Effect on Depth and Off-axis Doses: A Comparison of Treatment Planning Data With Measurements and Monte Carlo Calculations. Medical Dosimetry 40 : 271-278.

KIM HY, PARK HR, KIM WT et al (2015) Effect of the collimator angle on dosimetric verification of the Volumetric Modulated Arc Therapy. Journal of the Korean Physical Society Volume 67, pp 243-247.

KURTMAN C, ÇELEBİOĞLU B (2000) Radyoterapi ve radyasyonun tarihçesi. Ankara Üniversitesi Dikimevi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu Yıllığı, Cilt 1 Sayı 1 49-50.

LOW DA, HARMS WB, MUTİC S et al (1998) A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. Medical Physics, 25: 656-661.

LOW DA, DEMPSEY JF (2003) Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. Medical Physics, 30 : 2544-2464.

MANIKANDAN A, SARKAR B, HOLLA R et al (2012) Quality assurance of dynamic parameters in volumetric modulated arc therapy. The British Institute of Radiology, 85 : 1002-10.

MARTHA M. MATUSZAK, DI YAN et al (2010) Clinical Applications of Volumetric Modulated Arc Therapy. International Journal of Radiation Oncology, 77 : 608-616.

METCALFE P, KRON T, HOBAN P (2002) The Physics of Radiotherapy X Ray From Linear Accelerators. Medical Physics Publishing, Madison Wisconsin, pp 493-499.

Monaco Technical Reference, Post Modeling Adjustment of MLC Parametres 2012, p 11-40.

OCTAVIUS User Manual, PTW, Freiburg, Section 4, 2013.

OKAY S, DEMİR B, ÖZTAŞ A (2013) Radyoterapi ışınlarının kalite kontrolünde yarı iletken diyot ve silindirik iyon odası performanslarının karşılaştırılması. SDU Journal of Science, 8 : 151-162.

OLIVEIRA ACH, VIEIRAB JW, LIMA FRA (2013) Monte Carlo Modeling of Multileaf Collimators Using The Code Greant4. Brazilian Journal of Radiation Sciences 03-1A, pp 1-12.

ÖZDEMİR H (2014) Yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniğinin uygulanmasında kullanılan küçük alanların karakteristiklerinin incelenmesi. Akdeniz Üniversitesi, Yüksek Lisans Tezi.

PASQUINO M, BORCA VC, CATUZZO P et al (2006) Penumba and leaf positional accuracy in commissioning and quality assurance program of multileaf collimator for Step and Shoot IMRT treatments. Tumori, 92 : 511-516.

PEREZ CA, BRADY LW (1992) Principles and Practise of Radiation Onkology. 2nd edition, Lippincott Company Philadelphia, pp 595-606.

PEREZ CA, BRADY LW and ROTI, JLR (1997) Principles and Practice of Radiation Oncology. Editor : CA Perez and LW Brady, 3rd edition, pp 1-11.

PTW-FREİBURG, User manual Semiflex Ionization Chambers Tybe 31010.

PTW-FREİBURG, User manual Farmer Ionization Chambers Tybe 30013.

PTW Water Phantom Installation Manual, PTW, Freiburg 2004.

Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40 (1994) Comprehensive QA for Radiation Oncology Med Phys, p 581-613.

SCHLEGEL W, GROSSER KH, HARING P, RHEIN B (2006). Beam Delivery in 3D Conformal Radiotherapy Using Multileaf Collimators. Germany, pp 257-266.

SCHMIDHALTER D, FIX MK, NIEDERER P et al (2007) Leaf transmission reduction using moving jaws for dynamic MLC IMRT. Med Phys 34 3674.

SCHEGEL W, BORTFELD T, GROSU AL (2006) New Technologies in Radiation Oncology, 1st edition, Springer, Verlag Berlin.

SMITH FA (2000) A Primer Applied in Radiation Physics. World Scientific, USA. pp 260.

ŞAHİN A, ORHAN O, YARAY K (2012) Farklı tip ve özellikteki İyon odalarıyla ölçülen yüzde derin ve doz maksimum parametrelerinin incelenmesi. Sağlık Bilimleri Dergisi 23 : 164-171.

TEMEL MÖ (2012) Volumetric Ark Tedavisinde Hasta Bazlı Kalite Kontrol Amacı İle Kullanılan Octavius Fantom ile EpiQA Portal Dozimetri Yazılımının Karşılaştırılması. Acıbadem Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, s 18.

TEOH M, CLARK CH, WOOD K et al (2011) Volumetric modulate arc therapy: a reiew of current literature and clinical use in practise. The British Journal of Radiology 84 : 967-996.

VERHEY LC (1999) Comparison of Three-Dimensional Conformal Radiation Therapy and Intensity Modulated Radiation Therapy Systems. *Semin.Radiat.Oncol* 9: 78-98.

WANG X, SPIROU S, LOSASSO T et al (1996) Dosimetric verification of intensity modulated fields. *Med. Phys.* 23 : 317-328.

WEBB S (2001) *Intensity Modulated Radiation Therapy*, Institute of Physics Publishing, Philadelphia, pp 10-36.

WEBB S (2005) *Contemporary IMRT: Developing Physics and Clinical Implementation*, Institute of Physics Publishing, Philadelphia, pp 58-61.

WEBB S, MCQUAID D (2009) Some considerations concerning volume-modulated arc Therapy: a stepping stone towards a general theory. *Phys. Med. Biol* 34, 4345-4360.

ZHOU D, ZHANG H, YE P (2016) Lateral Penumbra Modelling Based Leaf End Shape Optimization for Multileaf Collimator in Radiotherapy. *Hindawi Publishing Corporation Computational and Mathematical Methods in Medicine Volume* pp 1-13.

7. SİMGELER VE KISALTMALAR

a-Si : Amorf Silikon

% DD : Yüzde Derin Doz

3BKRT : 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi

AAPM : American Association of Physicist in Medicine

AC : Alternatif Akım

BJR : The British Journal of Radiology

BT : Bilgisayarlı Tomografi

CTBT : Cone Beam Computed Tomography

ÇYK : Çok Yapraklı Kolimatör

DC : Doğru Akım

DMLC : Dinamik Çok Yapraklı Kolimatör

DRR : Rekonstrükte Edilmiş Radyografi

D_{maks} : Alan genişliğinin % 80'ninin sınırladığı bölge içinde maksimum doz değeri

D_{min} : Alan genişliğinin % 80'ninin sınırladığı bölge içinde minimum doz değeri

DTA : Doz Mesafe Uyum

ESTRO : European Society of Therapeutic Radiology and Oncology

EPID : Elektronik Portal Image Dedektor

F : Düzgünlük

Gy : Gray

HVL : Yarı Değer Kalınlığı

IAEA : International Atomic Energy Agency

IEC: International Elektrotecnical Commision

IMAT : Intensity Modulated Arc Therapy (Yoğunluk Ayarlı Ark Terapi)

kV : Kilo Volt

MU: Monitor Unit

MHz : Megahertz

MeV : Milyon Elektron Volt

MV : Milyon Volt

MW : Megawatt

PMMA : Polimetil Metakrilat

RF : Radyofrekans

SSD : Source Skin Distance (Kaynak Cilt Mesafesi)

S : Simetri

SDD : Source Diaphragm Distance (Kaynak diyafram mesafesi)

TPS : Tedavi Planlama Sistemi

TPR : Doku Fantom Oranı

TRS : Teknik Raporlar Serisi

YART : Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

VMAT : Hacimsel Ayarlı Ark Terapi

QA : Kalite Güvencesi



9. TEŞEKKÜR

Tezim ve öğrenciliğim sırasında bana her zaman yardımcı olan, bilgi ve tecrübesini esirgemeyen başta saygıdeğer hocam ve danışmanım Prof.Dr. Zeki Gökay KAYNAK ve yüksek lisans eğitimim boyunca desteğini hissettiğim saygı değer hocalarım Doç. Dr. Sibel KAHRAMAN ÇETİNTAŞ, Doç.Dr. Meral KURT, Doç.Dr. Süreyya SARIHAN ve Yrd. Doç. Dr Candan DEMİRÖZ ABAKAY'a

Tüm Uludağ Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi bölümü çalışanlarına,
Tez Çalışmalarımı yönlendiren ve destek veren değerli hocam Uzm.Fiz. Sema Gözcü TUNÇ'a,

Öğrenciliğimin her döneminde desteğini hissettiğim Uzm.Fiz. Zenciye KIRAY,
Uzm.Fiz. Ali ALTAY ve Uzm.Fiz.Abdurrahman İsmail KORKMAZ'a

Tezimin hazırlanması aşamasında ve öğrenciliğim sırasında yanımda olan dönem arkadaşlarım Gülümser İBİŞOĞLU, Devran BALTAŞ, Pınar ERDOĞAN, Merve CİNOĞLU, Mustafa ÖZER, Gözde TOPGÜL, Volkan AVCI, İsmail Hakkı KALYONCU, Ebru CANTÜRK ,Sonay GEDİK ve Özcan ÖZDEN'e

Tez çalışması süresince manevi destekleri ile yanımda olan dostlarım Şule KURNAZ ve Esra GÜNEŞ'e

Son olarak canım annem ve aileme sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum...

ÖZGEÇMİŞ

1987 yılında Bulgaristan’da doğdum. İlkokulu ve orta okulu Farabi İlköğretim Okulu’nda okuduktan sonra liseyi Osmangazi Lisesi’nde tamamladım. Uludağ Üniversitesi Fizik bölümünden 2013 yılında mezun oldum. 2014 yılında Uludağ Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsünde Tıbbi Radyofizik (Sağlık Fiziği) yüksek lisans programına başladım. Başladığım günden beri Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında gönüllü olarak çalışmaktayım.