

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

AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ HASTANESİ RADYASYON
ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI'NDA BULUNAN LİNEER
HIZLANDIRICI TEDAVİ CİHAZLARI İÇİN KALİTE
KONTROL VE KALİTE GÜVENİLİRLİK
PROTOKOLLERİNİN OLUŞTURULMASI

Gülşah ÖZKAN

YÜKSEK LİSANS TEZİ

2017-ANTALYA

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

AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ HASTANESİ RADYASYON
ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI'NDA BULUNAN LİNEER
HIZLANDIRICI TEDAVİ CİHAZLARI İÇİN KALİTE
KONTROL VE KALİTE GÜVENİLİRLİK
PROTOKOLLERİNİN OLUŞTURULMASI

Gülşah ÖZKAN

YÜKSEK LİSANS TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Mine GENÇ ÖZAY

“Kaynakça gösterilerek tezimden yararlanılabilir”

2017-ANTALYA

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne;

Bu alışma jürimiz tarafından Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Radyoterapi Fiziği Yüksek Lisans Programında Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir. .../...../.....

İmza

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Mine GENÇ ÖZAY
Akdeniz Üniversitesi

Üye : Doç.Dr. İsmail Hakkı SARPUN
Afyon Kocatepe Üniversitesi

Üye :Yrd. Doç. Dr. Beyza ŐİRİN ÖZDEMİR
Akdeniz Üniversitesi

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu'nun/...../..... tarih ve/..... sayılı kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Narin DERİN

Enstitü Müdürü

ETİK BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı beyan ederim.

Gülşah ÖZKAN

İmza

Prof.Dr. Mine GENÇ ÖZAY

İmza

TEŐEKKÜR

Akdeniz Üniversitesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı' nda bulunan ve kurulması planlanan lineer hızlandırıcı tedavi cihazları için kalite kontrol ve kalite güvenilirlik protokollerinin oluşturulmasını amaçlayan bu çalışma Akdeniz Üniversitesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı' nda yapıldı.

Bana bu dalda çalışma imkânı veren ve çalışmalarımnda yardımcı olan danışman hocam Sayın Prof. Dr. Mine GENÇ ÖZAY' a saygı ve teşekkürlerimi sunarım. Ayrıca bilgi ve deneyimiyle destek veren hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Nina TUNÇEL sonsuz saygı, minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

Akdeniz Üniversitesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Aylin Fidan KORCUM ŞAHİN ve bölüm çalışanlarına, yüksek lisans ve doktora arkadaşlarıma teşekkürlerimi sunarım.

Son olarak her zaman yanımda olup destek veren annem Emine KOCA, babam Celal KOCA ve çok sevgili eşim Semih ÖZKAN' a sonsuz minnet ve şükranlarımı sunarım.

ÖZET

Amaç: Değişik uluslararası kuruluşlar tarafından oluşturulmuş farklı kaynaklar referans alınarak, standart ve yeni teknolojilerle donanmış olan ve radyoterapi amacıyla kullanılan lineer hızlandırıcı cihazları için kalite kontrol protokollerinin incelenmesi amaçlandı.

Yöntem: Uluslararası kuruluşların yayınladığı raporlar ile farklı kaynaklar incelendi. Kliniklerde kalite kontrol süreçlerinde rutin olarak kullanılan Amerika Medikal Fizik Derneği (AAPM)'in 142 numaralı raporunda belirlediği standart testlere ek olarak ileri teknoloji lineer hızlandırıcılarda yapılması gereken kalite kontrol testleri incelendi. Literatür çalışması sonucunda, mevcut dozimetre ekipmanlarının belirsizlikleri de göz önünde bulundurularak, kompleks tedaviler için kliniklerde kalite kontrol prosedürlerine eklenmesi gereken parametreler belirlendi. Volumetrik Yoğunluk Ayarlı Ark Terapi (VMAT) yapabilen lineer hızlandırıcılar için günlük, haftalık ve aylık kalite kontrol protokolleri oluşturuldu.

Bulgular: Literatürdeki Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) ve VMAT tekniğinde yapılan testlerin limitlerinin standart teknolojilere sahip cihazların kontrol testlerinin limitlerine kıyaslandığında, mekaniksel bileşenlerin testlerinde ve çok yapraklı kolimatör sistemlerinin (ÇYK) testlerinin limit değerlerinde değişim olduğu görüldü. Bu parametreler dışında diğer testlerle ilgili herhangi bir değişik limit bulunamadı.

Sonuç: Çalışmamızın sonucunda VMAT özellikli cihazlar için günlük kalite kontrol testlerinde orta düzey lineer hızlandırıcılarda uygulanan testlerin yeterli olduğu, haftalık ve aylık testlere ise ÇYK sistemi ve değişen hızlarıyla ilgili ek testlerin konulması gerektiği kanısına varıldı. Kompleks tedaviler için mekaniksel ve ÇYK sistemleriyle ilgili test limitlerinin daha hassas hale geldiği görüldü. Ayrıca test limitlerinin değerlendirilmesinde, kullanılan ölçüm ekipmanlarının kendi hata toleranslarının da önemli yer tuttuğu ve gözönünde bulundurulmasının gerekliliği tespit edildi.

Anahtar Kelimeler: Kalite güvenilirlik, Kalite kontrol, Linak, VMAT

ABSTRACT

Objective: It was aimed to examine quality control protocols for linear accelerator devices equipped with standard and new technologies and developed devices with reference to various sources created by different international organizations.

Method: Reports published by international organizations and different sources have been examined. Quality control tests to be performed in advanced technology linear accelerators have been reviewed in addition to standard tests identified in the American Association of Physicists in Medicine (AAPM) report 142 and routinely used in quality control processes in clinics. As a result of the literature review, parameters that should be added to quality control procedures were determined in clinics for complex treatments, taking into account the uncertainties of existing dosimetry equipment. Daily, weekly and monthly quality control protocols were established for Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT) capable linear accelerators.

Results: When limits of control tests used for Intensity Modulated Radiotherapy (IMRT) and VMAT techniques were compared with limits of tests of linacs with standart technology, difference has been found in the limit values of tests of mechanical components and multileaf collimator (MLC) systems. No other limit was found for other tests except these parameters.

Conclusion: As a result, it was concluded that the daily quality control tests of intermediate linear accelerators were sufficient for high-tech devices. Weekly and monthly tests were required to include additional tests related to the MLC system and variable dose rates. Furthermore, in the evaluation of the test limits, it has been determined that the error tolerances of the used measuring equipments are also important and should be taken into consideration.

Key words: Quality assurance, Quality control, Linac, VMAT.

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
İÇİNDEKİLER	iii
TABLolar DİZİNİ	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ	ix
SİMGELER ve KISALTMALAR	xi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Radyasyon	3
2.1.1. Radyasyonun sınıflandırılması ve maddeyle etkileşimi	3
2.1.2. Radyasyonun ölçüm birimleri	4
2.2. X- Işınları	6
2.2.2. X- ışınlarının elde edilmesi	6
2.2.3. Bremsstrahlung X- ışını	8
2.2.4. Karakteristik X- ışını	8
2.2.5. X- ışınlarının etkileşim türleri	8
2.2.6. X- ışınlarının tıpta kullanımı	10
2.3. Radyoterapi	11
2.3.1. Radyoterapinin amacı	12

2.3.2. Tedavi teknikleri	12
2.4. Eskternal Tedavi Cihazları	13
2.4.1. Kobalt-60 (Co ⁶⁰) Teleterapi Cihazları	13
2.4.2. Linaklar	15
2.5. Eskternal Radyoterapi Teknikleri	17
2.5.1. Konformal radyoterapi	17
2.5.2. Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART)	19
2.5.3. Volümetrik yoğunluk ayarlı ark terapi (VMAT)	20
2.6. Radyoterapide kullanılan önemli dozimetrik kavramlar	22
2.6.1. Yüzde derin doz	22
2.6.2. Yüzey dozu	23
2.6.3. Build-up bölgesi	24
2.6.4. Doz maksimum derinliği	24
2.6.5. Radyasyon ışın alanı	24
2.6.6. Rölatif doz faktörü	25
2.6.7. Kolimatör faktörü	26
2.6.8. Doku-fantom oranı	27
2.6.9. Fotonun enerji tayini	28
2.6.10. Merkezi eksenden uzaklık oranı ışın profilleri	28
2.7. Radyoterapide kalite kontrol ve kalite güvenilirlik	30

2.7.1. AAPM TG 142 numaralı raporu	32
2.7.2. YART için kalite kontrol ve güvenilirlik testleri	35
2.7.3. VMAT için kalite kontrol ve güvenilirlik testleri	38
3. GEREÇ ve YÖNTEM	41
3.1. Gereç	41
3.1.1. İyon odaları	42
3.1.2. Elektrometreler	46
3.1.3. Fantomlar	47
3.1.4. Katı hal dozimetreleri	50
3.1.5. Radyografik film	51
3.1.6. Radyokromik film	52
3.1.7. İki boyutlu (2D) dizi detektörler	53
3.1.8. Elektronik portal görüntüleme sistemleri (EPID)	55
3.1.9. Jel dozimetreler	56
3.2. Yöntem	56
3.2.1. YART tekniği için yapılan kalite güvenilirlik testleri	57
3.2.2. Mekanik testler	57
3.2.3. Dozimetrik testler	60
3.2.4. Küçük alanlar için PDD, ışın profilleri ve verim faktörlerinin ölçülmesi	63
3.2.5. Tedavi esnasında beklenmedik ışın kesilmesi durumunun test edilmesi	64

3.2.6. Tedavi planlama sistemi testleri	64
3.2.7. VMAT tekniği için yapılan kalite güvenilirlik testleri	66
3.2.8. Statik gantri durumunda yapılacak testler	66
3.2.9. Hız tayini testleri	69
3.2.10. Statik gantri durumunda doz hızına bağlı testler	70
3.2.11. Dinamik gantri durumunda doz hızına bağlı testler	71
3.2.12. Dinamik durumda ÇYK yaprak pozisyonu doğruluğu	79
3.2.13. Tedavi cihazındaki kesintilerin kontrol altına alınması	80
4. BULGULAR	
4.1. YART için yapılan kalite güvenilirlik testleri tolerans değerleri	81
4.1.1. Mekaniksel bileşenlerin kontrol	81
4.1.2. ÇYK yaprakları ve çenenin pozisyonlandırılmasıyla ilgili testler	81
4.1.3. ÇYK geçirgenliği testi	82
4.1.4. Doz izleme sistemi testleri	82
4.1.5. Tedavi esnasında cihazda oluşun beklenmedik kesintilerin test edilmesi	82
4.1.6. Tedavi planlama sistemi testleri	82
4.2. VMAT için yapılan kalite güvenilirlik testleri tolerans değerleri	84
4.2.1. Statik gantri durumunda gantri açısının doğruluğu	84
4.2.2. Statik gantri durumunda kolimatör açısının doğruluğu	84
4.2.3. Statik gantri durumunda ÇYK pozisyonunun doğruluğu	84

4.2.4. Statik gantri durumunda verim doğrusallığı ve tekrar edilebilirliğinin testi	84
4.2.5. Statik gantri durumunda ışın düzgünlüğü ve simetrisi	84
4.2.6. Gantri hızı testi	84
4.2.7. ÇYK yaprak hızı testi	84
4.2.8. Statik durumda verim doğruluğu	84
4.2.9. Statik durumda düşük doz hızında ışın düzgünlüğü ve simetrisi	85
4.2.10. Gantri rotasyonu boyunca çeşitli doz hızlarında düzgünlük ve simetri	85
4.2.11. Değişen gantri rotasyonu ve doz hızında düzgünlük ve simetri	85
4.2.12. 1000 MU'den yüksek değerlerde verim kontrolü	85
4.2.13. Sabit gantri hızıyla doz hızı değişimlerinde verim kontrolü	85
4.2.14. Doz hızı ve gantri hızının karşılıklı bağılılığı	85
4.2.15. Maksimum doz hızı ve gantri hızı değişimlerinde verim kontrolü	85
4.2.16. Dinamik durumda ÇYK yaprak pozisyonu doğruluğu	86
4.2.17. Tedavi cihazındaki kesintilerin kontrol altına alınması	86
5. TARTIŞMA	88
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	92
KAYNAKLAR	107
EKLER	
Ek 1. Fizik Mühendisleri Tarafından Yayınlanan Kalite Uygunluk Belgesi Testleri	
ÖZGEÇMİŞ	

TABLolar DİZİNİ

Tablo 2.1. Radyasyon nicelikleri, birimleri, eski ve SI birimleri arasındaki dönüşümler	5
Tablo 2.2. AAPM TG142 günlük test limitleri.....	33
Tablo 2.3. AAPM TG142 aylık test limitleri.....	34
Tablo 3.1. Ticari olarak üretilen küçük hacimli iyon odalarının bazı özellikleri.	44
Tablo 3.2. Ticari olarak üretilen elektrometrelerin bazı özellikleri.....	47
Tablo 3.3. Ticari olarak üretilen katihal dozimetrelerinin bazı özellikleri	50
Tablo 3.4. Gantri hızı, doz hızı ve açısal alan uzunluğunun üç farklı kombinasyonu ...	75
Tablo 3.5. Hareketsizlik doğrulaması için yaratılan test planının doz hızı, gantri hızı kriterleri.....	78
Tablo 4.1. YART için kabul, devreye sokma ve kalite güvenilirlik testleri	83
Tablo 4.2. VMAT için uygulanan farklı testler ve uygulanma sıklıkları.....	87

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Radyasyonun sınıflandırılması.....	4
Şekil 2.2. X- ışını tüpü.....	7
Şekil 2.3. Gantri'nin iç yapısı. A: X-ışını tedavisi, B: Elektron tedavisi.....	7
Şekil 2.4. a) Fotoelektrik etkileşim, b) Compton etkileşimi, c) çift oluşum.	10
Şekil 2.5. Co ⁶⁰ bozunum şeması.....	14
Şekil 2.6. Kobalt-60 tedavi cihazının bileşenleri.....	15
Şekil 2.7. Bir medikal linağın temel bileşenleri ve çalışma mekanizması.....	16
Şekil 2.8. Çok yapraklı kolimatör sistemi.....	17
Şekil 2.9. Yoğunluk ayarlı bir demet ve demet yoğunluğunun matrisi.....	20
Şekil 2.10. VMAT tedavi tekniğinin gösterimi.....	21
Şekil 2.11. Yüzde derin doz.....	22
Şekil 2.12. Farklı enerjilerdeki foton demetleri için merkezi eksen derin doz dağılımları 10x10 cm alan, SSD=100 cm (yalnızca 3.0 mm Cu HVL için SSD=50 cm).....	23
Şekil 2.13. 6 MV foton enerjisinde %DD'un derinlik ve alan boyutuna bağlı değişimi.....	23
Şekil 2.14. RDF(A)'nın ölçüm geometrisi. Fantom z_{max} derinliğinde P noktasındaki doz (a) A alan boyutunda ve (b)10x10 cm ² alan boyutunda.....	26
Şekil 2.15. CF ölçümleri için geometri. Havada P noktasında (a) A alan boyutu (b) 10x10 cm ² alan boyutu.....	27
Şekil 2.16. TPR ölçüm geometrisi (a) fantomda bir z derinliğinde (b) fantomda bir z_{ref} derinliğinde.....	28
Şekil 2.17. 10 MV X ışını için 10x10 ve 30x30 cm ² alan boyutlarında, çeşitli derinliklerde alınan profil eğrileri.....	29
Şekil 3.1. Kavramsal piramit.....	41
Şekil 3.2. Ticari olarak piyasada bulunan çeşitli iyon odaları.....	42

Şekil 3.3. Ticari olarak piyasada bulunan çeşitli elektrometreler	46
Şekil 3.4. a) Su eşdeğeri katı fantom, b) Su fantomu	49
Şekil 3.5. Farklı boyutlarda bulunan TLD'ler.....	51
Şekil 3.6. Koruma kutusu içinde yaprak halinde bulunan radyografik film	52
Şekil 3.7. a) Radyasyona maruz kalmamış, b) çeşitli alan boyutlarında ışınlanmış radyokromik filmlere örnekler.....	53
Şekil 3.8. Çeşitli firmalar tarafından üretilen iki boyutlu detektörler.....	54
Şekil 3.9. Tedavi planlama sisteminin doğrulaması için kullanılan birbiriyle tam çakışmamış alanların örneği.....	65
Şekil 3.10. Tongue-Groove etkisinin tanımında kullanılan ÇYK alanlarına bir örnek.....	66
Şekil 3.11. Tongue ve Groove etkisinin uygun olmayan modellemesi	66
Şekil 3.12. a) VMAT uygulamasında kullanılan deneysel silindirik fantom kurulumu, b) Testte ışınlanan film, şekilde görülen kırmızı daire oluşan pırıltı yıldızının merkezinden sabit noktada oluşan yoğunluktur ve her bir bant açısını elde etmek için de kullanılabilir, c) Dairesel konturdaki görüntü/doz değerleridir. Fantomun kurulumundaki ufak bir kayma bantların yoğunluğunda farka sebep olur.	77
Şekil 3.13. VMAT tedavilerinde ÇYK doğruluğunun test edilmesinde kullanılan aralık pozisyonları	80
Şekil 6.1. Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi A.D. günlük kalite kontrol çizelgesi	93
Şekil 6.2. Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi A.D. Haftalık kalite kontrol çizelgesi	95
Şekil 6.3. Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi A.D. aylık kalite kontrol çizelgesi	97
Şekil 6.4. İleri teknoloji cihazlar için önerilen günlük kalite kontrol çizelgesi	99
Şekil 6.5. İleri teknoloji cihazlar için önerilen haftalık kalite kontrol çizelgesi	100
Şekil 6.6. İleri teknoloji cihazlar için önerilen aylık kalite kontrol çizelgesi.....	101
Şekil 6.7. Kalite yönetimini gösteren şema	104

SİMGELER ve KISALTMALAR

A	Kütle numarası
$a\mu$	Atomik zayıflama sabiti
Bq	Becquerel
cGY	SantiGray
Ci	Curie
E	Enerji
E_{ab}	Soğurulan ortalama enerji
E_{tr}	Yüklü parçacıklara transfer olan ortalama enerji
eV	Elektron Volt
μ_e	Elektronik zayıflama sabiti
f	Doku hava oranı birimi rad/Röntgendir (hava için: 0.87 rad/R)
Gray	Gray, SI biriminde soğurulan doz
kV	Kilovolt
mA	Miliamper
mAs	Miliampersaniye
N	Radyoaktif atom sayısı
R	Röntgen, ışınlama birimi
Rad	Absorbe edilen dozun birimi
rem	Eşdeğer doz
s	Saniye
Sv	Seivert
T	Bir kesitin kalınlığı
W_R	Radyasyon ağırlık faktörü
Z	Atom numarası
ρ	Maddenin yoğunluğu
ΔE_{ab}	Soğurulan enerji değişimi
Δm	Maddenin kütle değişimi
Δm_{air}	Havanın kütle değişimi
ΔQ	Aynı işaretli yüklerin toplamının değişimi

λ	Bozunum sabiti
μ_{ab}	Lineer enerji absorpsiyon sabiti
μ_m	Lineer kütle zayıflama sabiti
μ_{tr}	Lineer enerji transfer sabiti
μ	Lineer zayıflama sabiti
3BKRT	Üç boyutlu konformal radyoterapi
AAPM	Amerika medikal fizik derneği
BT	Bilgisayarlı Tomografi
DC	Doğru akım
EPID	Dijital portal görüntüleme cihazı
GRRT	Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi
IAEA	Uluslar arası Atom Enerji Kurumu
ICRP	Uluslararası Radyasyondan Korunma Komitesi
LiF	Lityum Florür
ÇYK	çok yapraklı kolimatör
MU	Monitor Unit
SRC	Stereotaktik radyocerrahi
SRT	Stereotaktik radyoterapi
SSD	Kaynak – ışınlanan yüzey mesafesi
TLD	Termoluminesans Dozimetre
VMAT	Volümetrik yoğunluk ayarlı ark terapi
YART	Yoğunluk ayarlı radyoterapi

1. GİRİŞ

Radyoterapinin amacı; tanımlanan bir tümör hacmine belirlenen dozu vermenin yanı sıra hacmi çevreleyen sağlıklı dokuya en az zarar vererek hastaya iyi bir yaşam kalitesi sağlamak ve sağ kalım süresini arttırmaktır. Günümüzde üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT), yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART), stereotaktik radyoterapi/radyocerrahi (SRT/SRC), volümetrik yoğunluk ayarlı ark terapi (volumetric modulated arc therapy, VMAT) ve tomoterapi gibi teknikler radyoterapi uygulamalarında geniş çapta kullanılmaktadır.

Konformal radyoterapide homojen doz yoğunluğa sahip az sayıda alanların kullanılması birçok tümör yerleşiminde normal dokuların gereksiz yere doz almasına sebep olmaktadır (Nutting ve ark., 2000). Her tedavi alanındaki ışın yoğunluğunun değiştirilmesi ilkesine dayanan YART tekniği, konvansiyonel ve 3 boyutlu konformal radyoterapi teknikleri ile karşılaştırıldığında hedef bölgede daha yüksek doz dağılımının yanı sıra normal ve riskli dokularda daha düşük doz sağlayabilmektedir (Verhey ve ark, 1999; Verhey ve ark. 2002).

YART çalışmalarıyla beraber hem tedavi planlama sistemlerinde hem de linak cihazlarında çok daha kompleks düzenlemeler yapılmış ve kalite kontrol parametreleri ile kalite kontrol sıklığı arttırılmıştır.

YART tedavilerine başlamadan önce yapılması gereken bazı kalite kontrol testleri vardır. Bunların ilki Linak cihazında yapılması gereken geometrik-mekanik kontrollerdir (Hounsell ve Jordan, 1997). Yapılması gereken diğer kontroller ise dozimetrik kalite kontrolleridir. YART'da küçük alanlarda ve küçük MU (Monitör Unit)'larda ışınlama temeldir. Bu yüzden dozimetrik kontrollerde daha detaylı ve kontrol sıklığı daha fazla testler uygulanmalıdır. Bu testler klasik kalite kontrol testlerine ek olarak yapılmalıdır. Özellikle küçük alanlarda yapılacak dozimetrik kontroller oldukça zor teknikler gerektirmektedir. Yapılması gereken dozimetrik kontroller birçok protokol ve makalede belirtilmiştir (AAPM, 2003; Hug ve ark., 2002; Budgell ve ark., 2000; Losasso ve ark., 1998).

VMAT, YART ile oluşturulan yüksek konformal doz dağılımlarına benzer yaklaşımla yapılan açı temelli tedavi prosedürüdür. Bu metot gantri hareketi ve dinamik kolimatör hareketinin birleştirilmesiyle yapılır. Ark ışınının uygulanması sırasında doz hızı, gantri hızı ve ÇYK'lerin hızı dinamik bir şekilde değiştirilebilir. ÇYK'lerin şekli ve gantri pozisyonu verilen MU'lara indekslenmiştir. ÇYK hareketiyle hem doz hızının hem de gantri hareketinin senkronizasyonu nedeniyle VMAT tekniği statik YART uygulamalarına göre yeni ve farklı kalite güvenilirlik ve kalite kontrol prosedürleri içermelidir (Ezzell ve ark., 2003).

Yapılan çalışmalarda ve yayınlanan raporlarda yapılması gereken testler belirtilmiştir. Yapılacak olan testler AAPM TG 142 raporu test prosedürlerini içerir ve olabildiğince bu toleranslar içinde uygulanmalıdır. Ayrıca VMAT tekniğinde dinamik unsurlar için yapılması gereken testler bulunmaktadır.

Yukarıda anlatılan YART ve VMAT gibi tedavi tekniklerinin uygulandığı yüksek teknolojiye sahip cihazların kullanımı kanser tedavilerinde son derece faydalı teknolojiler olmasına rağmen çeşitli kaza risklerin ortaya çıkabilmesi mümkündür. İyonize radyasyon tedavisinde bu kaza riskini ortadan kaldırmak için şunlara dikkat edilmelidir:

- Kalite güvenilirliği programlarının oluşturulması ve uygulanması.
- Uluslararası düzenlemelere uyulması (Oyar, 1998).

Bu amaçla bu tez çalışmasında değişik uluslararası kuruluşlar tarafından oluşturulmuş farklı kaynaklar incelenerek, standart ve yeni teknolojilerle donanmış olan ve radyoterapi amacıyla kullanılan lineer hızlandırıcı cihazları için kalite kontrol protokollerinin incelenmesi amaçlandı.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Radyasyon

Radyasyon terimi boşlukta veya bir madde ortamında enerji emisyonu ve yayılımı olarak tanımlanabilir (Khan, 2010). İç dönüşüm geçiren atomlar, nötron ve proton sayılarını dengeleyerek kararlı hale geçebilmek için enerji yayarlar, boşlukta ve madde içerisinde hareket edebilen bu enerji radyasyon enerjisidir.

2.1.1. Radyasyonun sınıflandırılması ve maddeyle etkileşimi

Bir elektromanyetik dalga veya parçacık enerjisinin büyüklüğüne ve maddenin atomik yapısına göre maddeyi iyonlaştırır ya da iyonlaştırmaz. Maddeyle etkileşiminden yola çıkarak radyasyon Şekil 2.1'deki gibi iki sınıfa ayrılabilir.

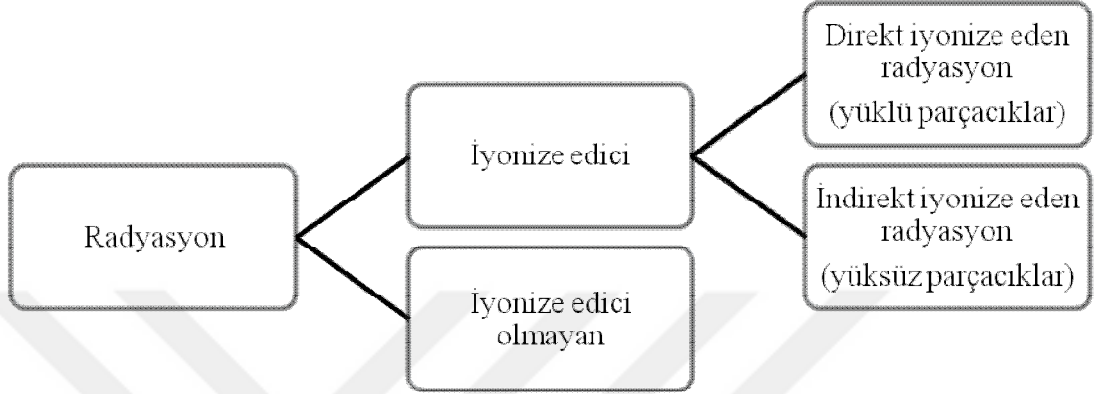
- İyonlaştırıcı olmayan radyasyon; maddeyi iyonize edemez.
- İyonlaştırıcı radyasyon; maddeyi direkt ya da dolaylı olarak iyonize eder.
 - Direkt iyonize eden radyasyon; bu gruba yüklü parçacıklar girer. Örneğin: elektronlar, protonlar, yüklü ağır parçacıklar ve iyonlar.
 - Dolaylı olarak iyonize eden radyasyon yüksüz parçacıklardır. Örneğin: fotonlar (X ve γ ışınları), nötronlar vs.

Direkt iyonizasyon yapan radyasyon, direkt Coulomb etkileşimleri nedeniyle ortama enerji bırakır. Bu etkileşim yüklü parçacıklar ile ortamdaki atomun orbital elektronları arasında gerçekleşir.

Dolaylı olarak iyonizasyon yapan radyasyon enerjisini ortama iki aşamada bırakır:

- Birinci aşamada yüklü bir parçacık ortama bırakılmış olur (fotonlar elektronları veya pozitronları serbest bırakırlar, nötronlar ise protonları veya daha ağır iyonları serbest bırakırlar).

- İkinci aşamada serbest kalmış yüklü parçacıklar ortamdaki atomların yörünge elektronları ile direkt olarak Coulomb etkileşimi yoluyla enerjilerini ortama bırakırlar (IAEA, 2005).



Şekil 2.1. Radyasyonun sınıflandırılması.

2.1.2. Radyasyonun ölçüm birimleri

Radyasyon yayıldığı zaman birçok etkileşim oluşur ve yayıldığı ortamda enerji depolanır. Kütle başına soğrulan bu enerji radyasyon dozu olarak tanımlanır ve etkileşimler canlı dokusu içinde meydana gelirse biyolojik değişiklikler ile sonuçlanır. Radyasyon dozuna maruz kalmayı belirlemek bu etkileşimleri anlamada, birimler ise etkileşimleri tanımlamada yol göstermektedir (Martin, 2006).

Radyasyon nicelikleri ve birimleri Tablo 2.1’de listelenmiştir. Ayrıca çeşitli niceliklerin tanımlarıyla bunların eski ve SI birimleri bağlantıları da listededir (IAEA, 2005).

Tablo 2.1. Radyasyon nicelikleri, birimleri, eski ve SI birimleri arasındaki dönüşümler.

Nicelik	Tanım	SI Birimi	Eski Birim	Dönüşüm
Işınlama (X)	$X = -\frac{\Delta Q}{\Delta m_{air}}$	$2.58 \times \frac{10^{-4} C}{kg \text{ air}}$	$R = \frac{1 \text{ esu}}{cm^3 \text{ air}_{STP}}$	$R = 2.58 \times \frac{10^{-4} C}{kg \text{ air}}$
Doz (D)	$D = -\frac{\Delta E_{ab}}{\Delta m}$	$1 Gy = 1 \frac{J}{kg}$	$1 rad$ $= 100 \frac{erg}{g}$	$1 Gy = 100 rad$
Eşdeğer doz (H)	$H = D W_R$	$1 Sv$	$1 rem$	$1 Sv = 100 rem$
Aktivite (A)	$\mathcal{A} = \lambda N$	$1 Bq = 1 s^{-1}$	$1 Ci$ $= 3.7 \times 10^{10} s^{-1}$	$1 Bq = \frac{1 Ci}{3.7 \times 10^{10}}$

Işınlama birimi (X)

SI birim sisteminde ışınlama birimi Coulomb/kilogram (C/kg)'dır. Bu birim 0 °C sıcaklıkta ve 760 mm-Hg basınçta, havanın bir kilogramında bir Coulomb'luk elektrik yükü değerinde, pozitif ve negatif iyonlar oluşturan x veya gama ışın miktarıdır. Eski birim olarak röntgen'de kullanılır.

$$1 \frac{C}{kg} = 3,876 \times 10^3 R \quad (2.1)$$

Soğurulma doz birimi (D)

SI birim sisteminde Gray (Gy) kullanılır. Radyasyon alan maddenin bir kilogramına, bir Joule enerji veren ışın miktarına Gray denir. Eski birim olarak Rad kullanılır. Radyasyon alan maddenin bir kilogramına, 10⁻² Joule'lük enerji veren ışın miktarına Rad denir.

$$1 Gy = 1 \frac{J}{kg} = 10^2 rad \quad (2.2)$$

Eşdeğer Doz Birimi (H)

Değişik türde ışınların eşit dozlardaki biyolojik etkisi farklı olabilir. Bu durum yeni bir birimin tanımını gerektirmiştir. Bu birim Rad cinsinden soğurulan dozu, biyolojik etkiyi de hesaba katacak bir faktörle çarparak elde edilir. SI birim sisteminde Sievert (Sv), eski birim olarak Rem kullanılır.

$$Eşdeğer Değer Doz Birimi (rem) = Soğurulan Doz Birimi (rad) \times Kalite Faktörü \quad (2.3)$$

Kalite faktörü ışımının sebep olduğu iyonizasyon miktarına bağlıdır. Örneğin α ışınları için 1 rad=20 rem; proton ve nötronlar için 1 rad=10 rem; beta, x ve γ ışınları için 1 rad = 1 rem'dir.

$$1Sv = 1J/kg = 10^2rem \quad (2.4)$$

Aktivite (A)

SI birim sisteminde radyoaktifliğin birimi Becquerel (Bq)'dir. Becquerel, saniyede bir bozunma gösteren radyoaktif maddenin aktivitesidir. Ayrıca eski birim olarak Curie de kullanılır. Curie, saniyede $3,7 \times 10^{10}$ bozunma gösteren radyoaktif maddenin aktivitesidir.

$$1Bq = 1 \text{ bozunma}/s = 2,703 \times 10^{-11}Ci \quad (2.5)$$

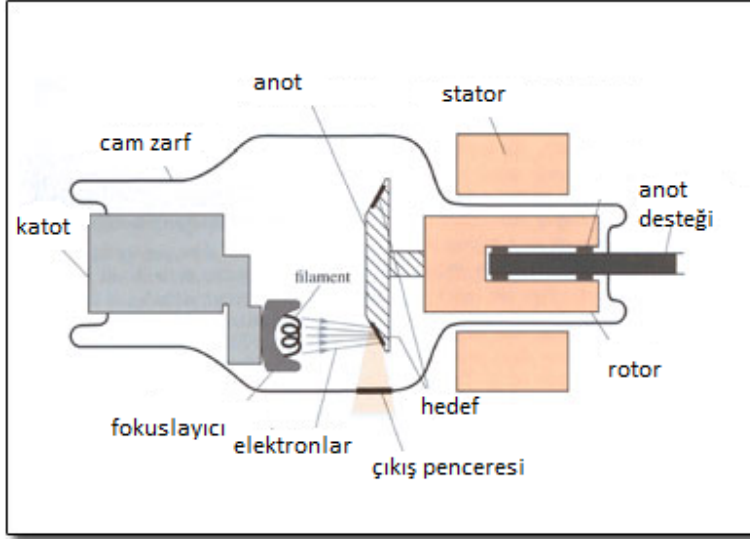
2.2. X- Işınları

X-ışınları 1895 yılında alman fizikçi Wilhelm Konrad Röntgen tarafından, yüksek voltajlı Crookes tüpü ile çalışma yaparken keşfedilmiştir (Khan, 2010).

2.2.2. X- ışınlarının elde edilmesi

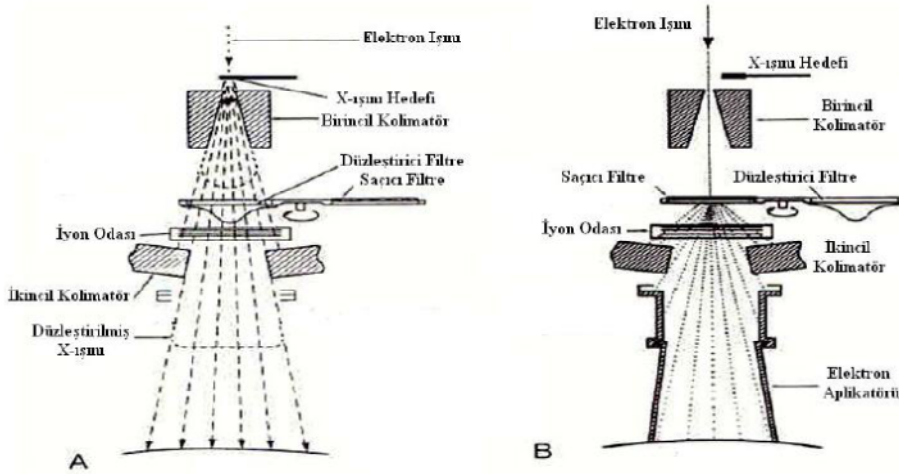
X-ışınlarının elde edilmesinde X-ışın tüpleri ve linaklar kullanılmaktadır. X-ışını tüpü, basıncı 10^{-3} mm Hg'ya kadar düşürülmüş cam bir tüpün içine yerleştirilmiş anot ve katot levhalardan oluşur. Şekil 2.2'de bir X-ışını tüpünün yapısı ve tüpü oluşturan elemanlar gösterilmektedir. Anot ve katot arasına çok yüksek elektriksel gerilim uygulandığında kinetik enerji kazanarak katodu terk eden hızlı elektronların, anot üzerine yerleştirilen erime sıcaklığı yüksek bir metal hedefe çarpması sonucu X-ışınları oluşur. Hedef metale çarpan elektronların kinetik enerjilerinin %99'u ısıya, %11'i X-ışınlarına dönüşür.

Meydana gelen X-ışınlarının enerji ve dalga boyu hedefin atom kütesine ve katot ışını elektronlarının enerjilerine bağlıdır.



Şekil 2.2. X-ışını tüpü (Numan Akdoğan, Ders notları).

Linaklar, yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalardan yararlanarak elektronlar gibi yüksek enerjili yüklü parçacıkları doğrusal bir tüp içinde hızlandıran cihazlardır.



Şekil 2.3. Gantri'nin iç yapısı. A: X-ışını tedavisi, B: Elektron tedavisi (<https://www.slideshare.net/wft1360/06-chap-04-clinical-radiation-generators>).

X-ışınları iki yolla elde edilir;

- Karakteristik X-ışınları

- Bremsstrahlung (Frenleme) X-ışını (Khan, 2010).

2.2.3. Bremstrahlung X- ışını

Anot-katot arasında hızlanan elektronlar, hedef materyalin atom çekirdeğinin yakınından geçer ve Coulomb itme kuvvetinin etkisi ile yolundan saparak hızını kaybeder. Hızındaki değişimden dolayı enerjisinde azalma gerçekleşir. Elektronun enerjisindeki bu azalım elektromanyetik radyasyon şeklinde yayılır ve Bremsstrahlung ya da frenleme X-ışını olarak adlandırılır. Enerji azalması oranı, anot malzemesinin atom numarasının karesiyle (Z^2) orantılıdır. Yani Bremstrahlung oluşumu hedef maddesinin Z 'si ile değişir (Dowsett ve ark., 2006).

2.2.4. Karakteristik X-ışını

Karakteristik X-ışınlarının elde edilmesindeki ilk adım, bombardıman eden elektronun hedef atomun iç kabuklarındaki bir elektronu yerinden ayırabilecek kadar yüksek enerjiyle çarpıtılmasıdır. Elektronun ayrıldığı kabukta oluşan boşluk daha yüksek enerji düzeyindeki bir elektronun bu düşük enerji düzeyine inmesiyle doldurulabilir. Bu geçişe iki düzey arasındaki enerji farkına eşit enerjili bir foton salınması eşlik eder. Salınan bu fotonu karakteristik X-ışını denir. Böyle geçişlerin enerjisi bağ enerjisine bağlıdır ve salınan X-ışını fotonlarının dalga boyları elektromanyetik spektrumun 0,001 nm ile 0,1 nm arasına düşer (Serway ve Beichner, 2005).

2.2.5. X-ışınlarının etkileşim türleri

X-ışını fotonlarının soğrulması iki parametreye bağlıdır. Bu parametreler; fotonların enerjisi ve soğurucu malzemenin atomik yapısıdır. X-ışını fotonları maddeyle etkileştiklerinde enerjilerini üç etkileşim ile ortama bırakırlar.

Fotoelektrik etki, Compton etkisi ve çift oluşum olan bu etkileşimlerin hepsi enerjik bir elektronun oluşması ile sonuçlanır. Fotoelektrik etkileşimde X-ışını fotonu, soğurucu maddenin atomundaki K, L ya da M kabuklarına bağlı olan bir elektronla etkileşir. Foton tüm enerjisini elektrona verir. Aktarılan enerjinin bir kısmı elektronun bağlanma enerjisini aşar ve elektronu yörüngesinden fırlatır (Şekil 2.4.a). Enerjinin diğer kısmı ise elektronun kinetik enerjisine katkı sağlar. Fırlatılan elektronun kinetik enerjisi aşağıdaki bağıntı ile verilir;

$$KE = h\nu - EB \quad (2.6)$$

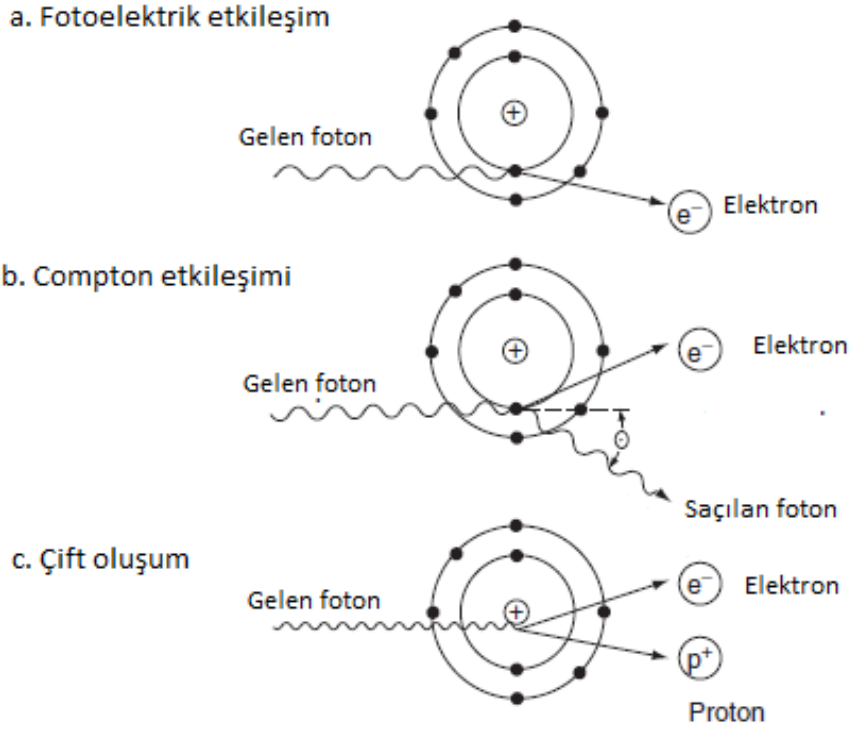
Burada $h\nu$ gelen fotonun enerjisi, EB ise elektronun yörüngeye bağlanmaya enerjisidir.

Elektronun ayrılmasıyla yörüngede oluşan boşluk başka bir elektronla doldurulur. Bu elektron aynı atomun dış kabuklarından gelebilir ya da atom dışından elektron iletimi olabilir. Negatif yüklü elektronların gevşek bağlı bir kabuktan sıkı bağlı kabuğa hareketinin sonucunda potansiyel enerji azalır. Bu azalma düşük enerjili karakteristik elektromanyetik fotonların emisyonu ile dengelidir.

Compton etkileşimi bir atomun dış yörünge elektronları ile fotonların çarpışmasını içeren bir süreçtir. Bu süreçte foton enerjisinin bir kısmını elektrona aktarır ve yolundan saçılır (Şekil 2.4.b). Foton genellikle çekirdeğin en dış yörünge elektronuyla etkileşime girer. Etkileşim sonrası elektron serbest kalır ve “serbest” elektron olarak isimlendirilir, elektronun bağlanma enerjisi fotonun enerjisi ile kıyaslandığında ihmal edilebilecek kadar küçüktür. Elektron (ve foton) enerjisi tükenene kadar iyonlaşma ve uyarılmaya sebep olan başka etkileşimler yapabilir.

Compton ve fotoelektrik etkileşim olayları diagnostik radyoloji ve radyoterapideki önemli uygulamaları açısından farklılık gösterirler. Compton etkileşiminde kütle enerji soğurma katsayısı soğurucu materyalin atom numarasından (Z) bağımsız iken fotoelektrik etkileşimde bu katsayı Z ile değişir.

Çift oluşum yüksek enerjili ($>1,02$ MeV) fotonların etkileşimlerinde meydana gelir. γ -ışını fotonları $1,02$ MeV'dan yüksek enerjiye sahiptirler ve çekirdekle etkileşime girerek bir elektron – pozitron çifti oluşturabilirler (Şekil 2.4.c). Bu miktarda enerji pozitron ve elektron ($0,51$ MeV) taneciği oluşturmak için yeterlidir. Daha fazla enerji bu parçacıklar tarafından taşınacak ve bu parçacıklar ortam içinde dolaştıkça iyonlaşmaya sebep olacaktır. Sonuç olarak pozitron bir elektron tarafından yakalanacak ve iki parçacık birden yok olacaktır. Bu durum her biri $0,51$ MeV enerjiye sahip olan iki fotonun oluşumuyla sonuçlanır ve bu fotonlar yok olma radyasyonu olarak bilinirler (Lehnert, 2007).



Şekil 2.4. a) Fotoelektrik etkileşim, b) Compton etkileşimi, c) çift oluşum (Lehnert, 2007).

2.2.6. X- ışınlarının tıpta kullanımı

X- ışınlarının tıpta iki farklı kullanım yeri vardır; görüntüleme ve tedavi. Görüntüleme için X- ışınlarının kullanımı diagnostik radyoloji olarak adlandırılır. Diagnostik radyolojide, vücudun iç resmini yaratmak için X- ışını tüplerinden elde edilen X- ışınları kullanılır. Diagnostik radyolojide kullanılan enerji aralığı gibi düşük foton enerjilerinde Compton etkileşimi ve fotoelektrik etki meydana gelebilir, Compton etkileşimi yüksek enerji aralığında baskınken fotoelektrik etki düşük enerjilerde önemlidir (Lehnert, 2007). Radyoterapi ise iyonize edici özelliği olan X-ışınları, gama ışınları, elektronlar ve protonların kötü huylu (malign) ve iyi huylu (benign) tümörlerin tedavisinde kullanılmasıdır. Tedavi amaçlı kullanılan X-ışınları diagnostik radyolojide kullanılan X-ışınlarından daha yüksek enerjiye sahiptir. Lineer parçacık hızlandırıcılarında oluşturulan yüksek enerjili X-ışınları radyoterapide tedavi için kullanılır. Radyoterapide kullanılan enerji aralığında (100 keV – 25 MeV), Compton etkileşimi önemli faktördür (Lehnert, 2007).

2.3. Radyoterapi

Radyoterapi; iyonize edici X-ışınları, gama ışınları, elektronlar ve protonların kötü huylu (malign) ve iyi huylu (benign) tümörlerin tedavisinde kullanılmasıdır.

19.yüzyıl sonlarındaki üç önemli keşif ile radyoterapinin doğuşu gerçekleşmiştir. Bunlar: 1895'te W. Roentgen tarafından X-ışınlarının keşfi, 1896'da Becquerel tarafından radyasyonun tanımlanması ve 1898'de Marie Curie ve eşi Pierre Curie'nin Radyum üzerindeki çalışmalarıdır. Radyumun keşfinden sonraki 10 yıl içinde, radyasyonla kanser tedavisine başlanmıştır.

1922 yılında Paris Uluslar Arası Onkoloji Kongresinde, Coutard ve Hautant X-ışınları ile ileri larenks kanserinin tedavi edilebildiğini göstermişlerdir. 1934'de, Coutard tarafından günümüzdeki radyasyon tedavisinin temeli olan uzun süreli fraksiyone tedavi yöntemi geliştirilmiş ve 1936'da Paterson X-ışınlarıyla kanser tedavisinin sonuçlarını yayınlamıştır.

Radyoterapinin ilk devrelerinde kullanılan cihazlarda 150-400 kV potansiyele sahip X-ışınları üretiliyordu. Bu enerji seviyesinden elde edilen X-ışınlarının doku içindeki giriciliğinin düşük olması derin yerleşimli tümörlerin tedavisinin yetersiz olmasına sebep oluyordu. Bu nedenle giriciliği daha çok olan yüksek enerjili X-ışınlarına ihtiyaç duyuldu. Yüksek enerjili foton elde etme çabaları, yüksek enerjili gama yayan radyoaktif kaynaklara ve yüksek enerjili X-ışın cihazı geliştirme çalışmalarına yöneldi.

Nükleer reaktörlerin geliştirilmesi ile yüksek enerjili gama ışınları yayan radyoaktif maddeler elde edilmeye başlanmıştır. Radyoterapi ünitelerinde ilk olarak kullanılmaya başlanan radyoaktif kaynaklar Sezyum (Cs-137) ve Kobalt (Co-60) izotoplardır.

Yüksek enerjili X-ışını elde etme amacıyla ilk doğrusal hızlandırıcı 1928 yılında İsviçreli fizikçi Wideröe tarafından yapıldı. Günümüzdeki medikal doğrusal hızlandırıcıların da esasını oluşturan ilk hızlandırıcılar 1948'de İngiltere'de tedavi amaçlı olarak kullanılmıştır.

Radyasyon fiziğinin tedavi alanındaki teknolojik ilerlemesi sayesinde daha yüksek enerjili foton, elektron, proton, nötronlar hatta ağır iyonlar kullanabilir hale gelmiştir.

Bilgisayar ve elektronik teknolojilerinin ilerlemesiyle tedavi planlamada ve uygulama tekniklerinde de gelişmeler ortaya çıkmaktadır.

Günümüzde üç boyutlu geleneksel (konformal) tedavi (3BKT) ve yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) gibi teknikler geniş çapta uygulanmaktadır (Perez ve ark., 2008; Podgorsak, 2005; Khan, 2010).

2.3.1. Radyoterapinin amacı

Radyoterapinin amacı; tanımlanan bir tümör hacmine belirlenen dozu vermenin yanı sıra hacmi çevreleyen sağlıklı dokuya en az zarar vererek hastaya iyi bir yaşam kalitesi sağlamak ve sağ kalım süresini arttırmaktır. Radyoterapi tedavi edici etkisine ek olarak hastalığa bağlı ortaya çıkan ağrı ve kanamayı gidermede de yardımcıdır.

Radyoterapi radikal, adjuvan ve palyatif tedavi olarak üç ana gruba ayrılabilir.

Radikal (İyileştirici) Radyoterapi: Tümörü tamamen kontrol altına almak amacıyla uygulanan tedavi şeklidir. Işınlanan hacim, tümörü ve mikroskopik yayılım ihtimali olan bölgeleri içermektedir. Uygulanan toplam radyasyon dozu tedavi edilecek bölgeye göre değişmekte olup 60-80 Gy arasında tanımlanmaktadır.

Adjuvan Radyoterapi: Radikal tedavinin bir aşamasıdır, ilk tedavi cerrahi ve/veya kemoterapi olabilir. Radyoterapi ise mikroskopik yayılım kontrolü için kullanılır. Uygulanan toplam radyasyon dozu 45-60 Gy arasında değişmektedir.

Palyatif Radyoterapi: Bu tip tedavide amaç sadece hastalığa bağlı ağrı ve kanama gibi belirtileri hafifletmek ve hastanın yaşam kalitesini artırmaktır. Verilen doz radikal radyoterapiye oranla daha düşük, tedavi süresinde daha kısadır. Uygulanan toplam radyasyon dozu 20-40 Gy arasında değişmektedir (Lemoigne ve Caner, 2007).

2.3.2. Tedavi teknikleri

Radyoterapi tedavi teknikleri 3 ana gruba ayrılır:

1- Eksternal Tedavi (Uzak mesafeden yapılan ışınlama)

2- Brakiterapi (Yakın mesafeden yapılan ışınlama)

3- İnternal Tedavi (Sıvı ve koloidal radyoizotopların vücuda uygulanması)

Eksternal Tedavi: Radyoaktif kaynak ya da üretilen ışın kaynağı bölümü ile hasta ışınlanmasında hedeflenen geometrik mesafenin 80 veya 100 cm olduğu bir radyoterapi tekniğidir. Radyoterapide en çok kullanılan yöntemdir. Eksternal tedavide kullanılan aygıtlar Kobalt-60, linaklar ve cyberknife gibi cihazlardır.

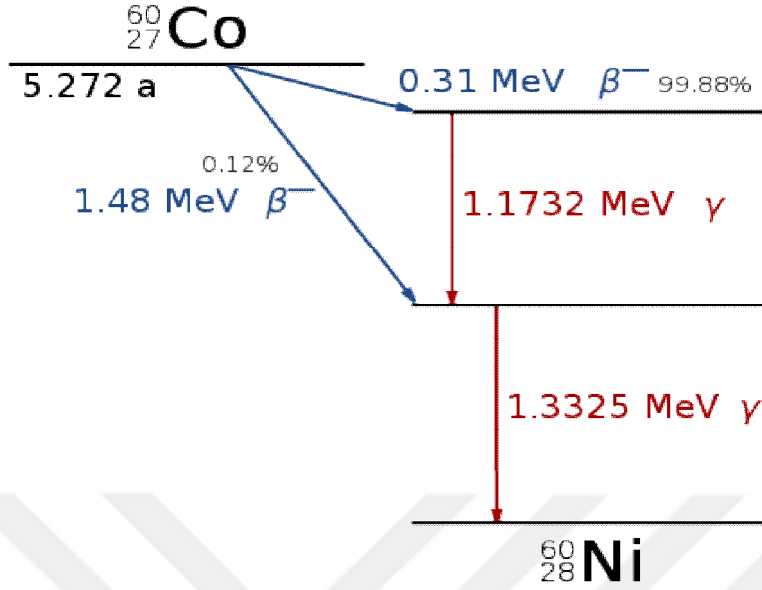
Brakiterapi: Radyoaktif kaynakların tek başına veya kaynak taşıyıcı aygıtlarla vücuda ya da tümöre değecek, doğal vücut boşluklarına yerleştirilecek veya tümörün içinde olacak şekilde kullanıldığı bir radyoterapi yöntemidir.

İnternal Tedavi: Bu tedavide radyoaktif madde vücut boşluklarına ya da doku içine verilerek hastalıklı bölgenin ışınlanması sağlanmaktadır.

2.4. Eskternal Tedavi Cihazları

2.4.1. Kobalt-60 (Co⁶⁰) Teleterapi Cihazları

1940' lı yıllarda nükleer reaktörlerin geliştirilmesi ile yüksek enerjili Gamma ışınları yayan radyoaktif maddeler elde edilmiş, radyoaktif sezyum (Cs¹³⁷) ve kobalt (Co⁶⁰) kaynakları teleterapi ünitelerinde kullanılmaya başlanmıştır. Co⁶⁰ teleterapi cihazları radyasyon kaynağı olarak radyoaktif Co⁶⁰ kullanan cihazlardır. Radyoaktif Co⁶⁰ kaynağı nükleer reaktörlerde, radyoaktif olmayan Co⁵⁹,un nötron ile bombardıman edilmesiyle elde edilir. Co⁶⁰ kaynağından çıkan beta bozunumları ile birlikte enerjileri 1,17 MeV ve 1,33 MeV kadar olan gama ışınları ortaya çıkar (ortalama enerji 1,25 MeV) (Şekil2.5).



Şekil 2.5. Co^{60} bozunum şeması (<https://www.boundless.com/physics/textbooks/boundless-physics-textbook/nuclear-physics-and-radioactivity-30/radioactivity-190/gamma-decay-711-6322/>).

Co^{60} cihazının temel bileşenleri Şekil 2.6'da gösterilmektedir. Co^{60} cihazının genelde 2 cm çapında silindir veya disk şeklinde bir kaynağı vardır ve kaynağın aktivitesi yaklaşık olarak 5000 ile 15000 Ci arasında değişir. Co^{60} kaynağı, wolfram ve kurşundan yapılmış ve ağırlığı yaklaşık bir ton olan bir kafa içerisinde muhafaza edilmektedir, yarılanma süresi 5,27 yıldır.

Kobalt-60 demetinin soğrulma karakteristiği incelendiğinde maksimum soğrulma yüzeyden 0,5 cm derinlikte olduğu gözlenmektedir. Bu nedenle Kobalt kaynağından çıkan gama ışınları cilt yüzeyinden 0,5 cm derinlikte maksimum değere ulaşır ve cilt korunma olayı (skin sparing effect) izlenmektedir.

Co^{60} tedavi cihazlarından elde edilen foton enerjisinin standart mesafe (100cm) ve alanda ($10 \times 10 \text{cm}^2$) yüzde derin doz (%DD) değeri, 5 ve 10 cm doku derinliklerinde sırasıyla maksimum soğrulan dozun %80 ve %59 değerine ulaşmaktadır (Podgorsak, 2005; Perez ve ark., 2008).



Şekil 2.6. Kobalt-60 tedavi cihazının bileşenleri (<http://barc.gov.in/technologies/cobalt/cobaltad.html>).

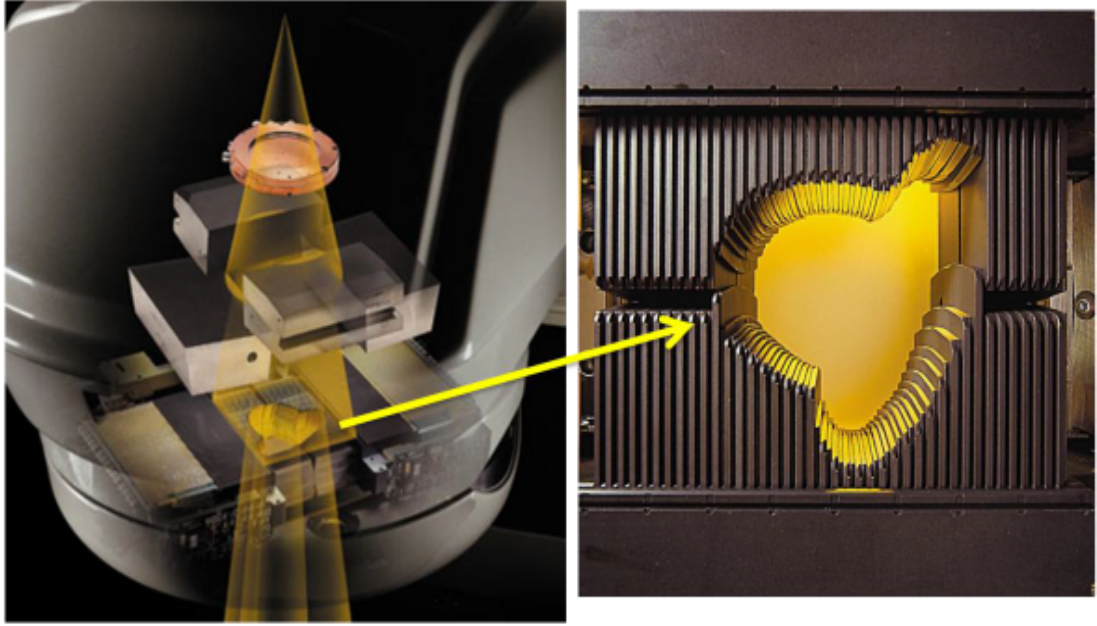
2.4.2. Linaklar

Linaklar, yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalarla, elektronlar gibi yüksek enerjili yüklü parçacıkları doğrusal bir tüp içinde hızlandıran cihazlardır. Şekil 2.7’de bir medikal lineer hızlandırıcının temel bileşenleri gösterilmektedir.



Şekil 2.7. Bir medikal lineer hızlandırıcının temel bileşenleri (<http://www.mdbuyline.com/versa-hd-the-technical-breakdown-of-elektas-new-radiotherapy-linear-accelerator/>).

Günümüzde genellikle medikal linaklarda, tedavide düzenli ya da düzensiz tedavi alanları oluşturmak için çok yapraklı kolimatör (ÇYK) sistemleri kullanılmaktadır (Şekil 2.8). ÇYK'ler kurşun, serrobend ya da tungsten yapraklardan oluşan, birbirinden bağımsız ve otomatik hareket edebilen bilgisayar kontrollü çok yapraklı kolimatör sistemleridir. Tipik bir ÇYK yapısında 80-120 adet yaprak bulunmaktadır.



Şekil 2.8. Çok yapraklı kolimatör sistemi.(<https://www.slideshare.net/spa718/updates-in-radiotherapy-for-breast-cancer>).

ÇYK'lerin cihazın kafasındaki konumu üreticiye göre değişmektedir. Bazı üreticiler bir çift ikincil kolimatör çenesini çok yapraklı kolimatörler ile yer değiştirmekte bazıları ise çok yapraklı kolimatörleri üçüncül bir kolimatör yapısı gibi ikincil kolimatör çenesinin altına monte etmektedir. Her bir yaprağın izomerkezdeki eni üreticiye göre değişmekte olup 1-3 cm arasındadır. ÇYK'lerin altında veya üstünde radyasyon sızıntısını önlemek için ek diyaframlar da kullanılmaktadır (AAPM, 2001).

2.5. Eksternal Radyoterapi Teknikleri

2.5.1. Konformal radyoterapi

Konformal radyoterapi, hastaya özgü 3 boyutlu görüntülemeyle tümör kontrolünü daha da arttıran ve risk altındaki yapıların daha iyi şekilde korunmasını sağlayan bir eksternal radyoterapi tekniğidir. Bu teknikle hastaya özgü 3 boyutlu görüntülemeye dayanarak sadece tümörü ışınlamak için özel olarak şekillendirilmiş homojen doz yoğunluğuna sahip tedavi alanlarından oluşan radyoterapi planları dizayn edilmekte ve hastaya uygulanmaktadır. Bu tedavi tekniği normal yapılardaki dozu azaltırken tümöre radikal

dozun verilmesine imkan sağlayarak tedavinin yan etkilerini de azaltmaktadır (IAEA, 2008).

Konformal radyoterapi süreci şu şekildedir:

- Tedavide pozisyon sürekliliğini doğru şekilde sağlamak için, her hastaya özel olarak sabitleme yapılır (örneğin; baş maskesi, vücut maskesi, vakumlu yataklar, vb),
- BT ya da diğer görüntüleme teknikleriyle ilgili tedavi bölgesinin görüntüleri elde edilir,
- Görüntüler aktarım sistemleriyle konturlama bilgisayarlarına gönderilir ve tedavi planlaması sırasında kullanılan GTV, CTV, PTV, riskli organ ve yapılar uygun yazılımlar kullanılarak konturlanır.
- Konturlamayla oluşturulan 3 boyutlu yapılara göre, TPS yazılımı ile tedavide kullanılacak olan tedavi cihazı ve enerji seçilir ve tedaviye uygun olan ışın alanları belirlenir. Tedavi alanlarının düzenlenmesinden sonra doz ve doz dağılım hesaplamaları için gerekli olan normalizasyon noktası, her bir alan için ağırlık değeri, fraksiyon sayısı ve fraksiyon başına tedavi dozu gibi parametreler girilir. Doz dağılım değerlendirmesi için 2 ve 3 boyutlu doz dağılımlarının yanı sıra DVH verileri incelenir.
- Tedavi planı tamamlanıp, değerlendirilip kabul edildikten sonra görüntülerden yeniden yapılandırılmış dijital görüntüler (DRR, Digitally Reconstructed Radioaograph) oluşturulur. DRR'lar tedavi alanlarının bilgisini ve hastanın anatomik görüntüsünü içeren 2 boyutlu bir radyografıdır ve tedavi planının setup'ında bir referans görüntü görevi görür. İlk tedaviden önce tedavi planına göre tanımlanan parametreler ile hastanın tedavi cihazında set-up'ı yapılır. Bu esnada port filmler veya dijital görüntü sistemleriyle elde edilen görüntüler DRR veya simülatör filmleri ile karşılaştırılır. Bunun yapılmasındaki amaç, hastaya doğru tedavi pozisyonunun kontrol ederek sağlamaktır. (Khan, 2010; Perez ve ark., 2008).

2.5.2. Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART)

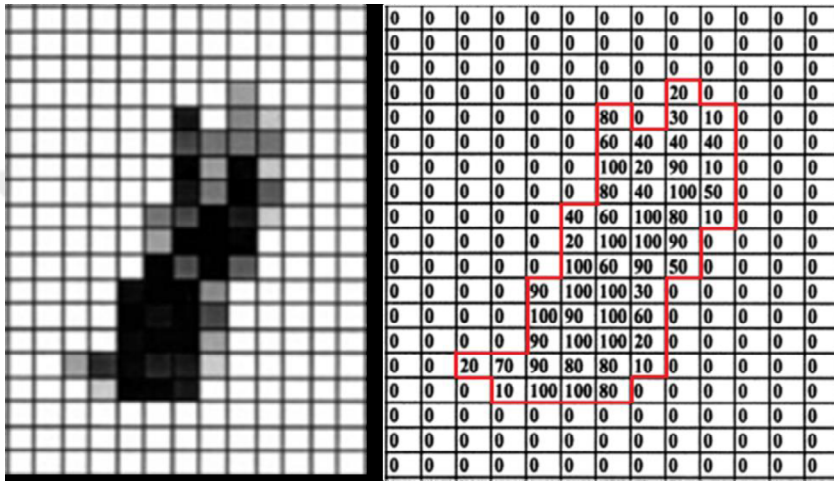
Konformal radyoterapi tekniğinde homojen doz yoğunluğa sahip az sayıda alanların kullanılması birçok tümör yerleşiminde normal dokuların gereksiz yere doz almasına sebep olmaktadır (Nutting ve ark. 2000). Bu teknikte hedef ve normal doku tanımlanması ile dozun hacimsel değerlendirmesi hedef dozunu arttırmayı ve/veya belirli yerlerde normal doku dozunu azaltmayı kolaylaştırmış olmasına rağmen, homojen olmayan alanların kullanılması ile YART tekniği tedavi edici oranda daha büyük gelişmelere yol açmıştır.

Her tedavi alanındaki ışın yoğunluğunun değiştirilmesi ilkesine dayanan YART tekniği, konvansiyonel ve 3 boyutlu konformal radyoterapi teknikleri ile karşılaştırıldığında hedef bölgede daha yüksek doz dağılımının yanı sıra normal ve riskli dokularda daha düşük doz sağlayabilmektedir (Verhey, 1999; 2002). YART'daki bu dozimetrik avantaj tümör kontrolünü arttırmakta, normal dokuları daha iyi şekilde koruyarak geç yan etkiyi azaltmaktadır. YART tekniğinin en önemli avantajları şu şekildedir:

- Karmaşık tedavi geometrilerinde kritik organlarda ve çevre dokularda koruma,
- Tümör çevresindeki normal doku dozunu artırmadan, tümör hacmine daha yüksek doz verebilme,
- Daha önce ışın almış olgularda tümör çevresindeki normal yapıları minimum dozda tutabilme,
- Hedef hacim kenarında daha keskin doz düşüşü sağlayarak normal doku ışınlanmasını azaltarak daha düşük oranda yan etkilerin görülmesini sağlama,
- Yüksek, orta ve düşük dozları gerektiren hedeflerin aynı anda tedavisi mümkün olabilmektedir.

YART tekniğinde, radyasyon yoğunluğunu demet boyunca değiştirilebilmek için tersten tedavi planlama algoritmalarından yararlanılmaktadır. Planlama işleminde, alanlar oluşturulduktan sonra istenilen doz dağılımı tedavi planlama bilgisayarına belirtilir ve bilgisayar demetlerdeki segmentlerin yoğunluğunu hesaplayarak istenilene en yakın doz dağılımını meydana getirir (Hunt ve Burman, 2003). Bilgisayar yazılımı matematiksel optimizasyon teknikleri ile istenilene en yakın doz dağılımını elde etmeye çalışır. Hedef

hacimin (PTV) komşuluğunda normal doku bulunuyorsa PTV üzerine yönlendirilen ışının yoğunluğunu artırıp normal dokuyu gören ışının yoğunluğunu azaltarak hedef hacimde istenilen doz dağılımını oluşturur. Bu, her vokselden (her bir pikselin temsil ettiği doku hacmi) geçen ışının ağırlığının bilgisayar desteği ile en uygun şekilde ayarlanması ile sağlanır. Şekil 2.9'da yoğunluk ayarlı demet ve demet yoğunluğu matrisi gösterilmektedir.



Şekil 2.9. Yoğunluk ayarlı bir demet ve demet yoğunluğunun matrisi

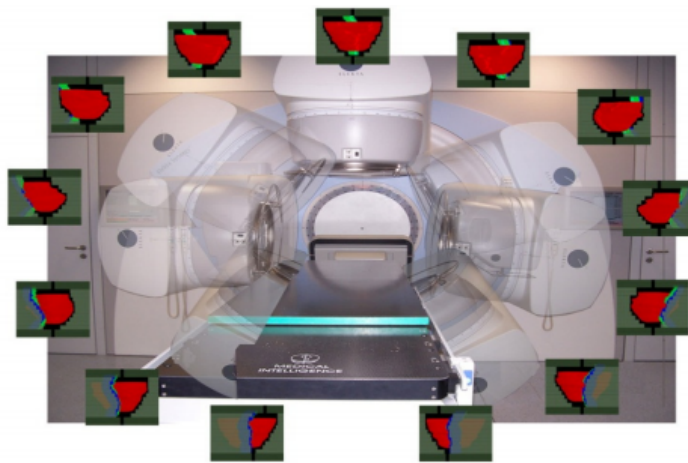
Bir YART planı tasarlamak için birçok optimizasyon metodu kullanıldığı gibi yoğunluk ayarlı alanları tedavi cihazında uygulamak için de birbirinden farklı yöntemler bulunmaktadır. Demet yoğunluğunu değiştirmek için fiziksel kompensatörler (düzenleyiciler) kullanılabilmesine rağmen üretimleri zaman almakta ve kullanımı zor olmaktadır (Purdy, 1997). Bilgisayarla kontrolü mümkün olan ÇYK'ler yoğunluk ayarlı alanların uygulanabilmesini daha kolay hale getirmektedir.

2.5.3. Volümetrik yoğunluk ayarlı ark terapi (VMAT)

VMAT, yoğunluk ayarlı alanların gantri rotasyonu ile verilmesi temeline göre çalışan ve geniş ölçüde kullanılan bir tekniktir. VMAT'ı YART'tan ayıran özellik, ışınlama esnasında gantrinin hasta eksenini etrafında döngüsel bir hareket ile dönmesidir. VMAT'ın YART'a göre en önemli üstünlüğü tedavileri çok daha kısa sürede bitirebilmesi ve tedavi hızına bağlı olarak hasta hareketinin en aza inmesiyle tedavi kesinliğinin artmasıdır. VMAT, dozu modüle ederken üç değişkeni kullanır. Bu değişkenler, ÇYK

yapısı, gantri hızı ve doz hızıdır. VMAT, yoğunluk ayarlı ark terapi (IMAT)'ın bir modalitesi olarak ilk olarak 1995 yılında Yu tarafından öne sürülmüştür. IMAT' ta doz ve gantri hızı sabit tutulur ve gantrinin hasta etrafındaki hareketiyle tedavi tamamlanır. IMAT, açısal doz hızı değişkenine sahip değildir. Bu sebeple, uygun doz dağılımı elde etmek için birden fazla ark planına ihtiyaç duyulmaktadır. Bu durumda, yoğunluk seviyelerinin sayısı, gantri arklarının sayısına eşittir ve doz seviyelerinin çözünürlüğünü arttırmak için ark sayısını da arttırmak gerekmektedir. Bu durumda tedavi zamanı artar.

IMAT'den geliştirilen VMAT, gantri hızına göre ve gantri hareketi esnasında değişkenlik gösterebilen doz hızına sahiptir (Şekil 2.10). Buna bağlı olarak, bazı avantajlar ve dezavantajlara sahiptir (Webb ve ark., 2003). VMAT tedavi sürelerinin YART tedavi sürelerine oranla %75-80 oranında daha az olması avantajları arasındadır (Verbakel ve ark., 2009). Tedavi sürelerindeki bu düşüş, hasta konforu ve sayısındaki artışla birlikte daha dikkatli bir şekilde görüntü kılavuzluğunda tedavilerin yapılmasını sağlayabilir. Diğer bir avantaj ise MU etkinliğinin artmasıdır. Bu şekilde hasta tedavisinde uygulanacak radyasyon dozu daha az MU ile uygulanır. Gösterilen bu iki avantaj sayesinde genellikle hedef hacmin iyi sarılması ve kritik organ dozlarının YART' a göre daha iyi korunması şeklinde sonuç verir (Rao ve ark., 2010). VMAT' ın en çok dikkat çeken dezavantajı ise YART'a göre optimizasyon sürelerinin artmasıdır. Çeşitli tekniklerin gelişmesi ile bu dezavantaj azalma göstermiş olsa da bu sorun tamamen çözülememiştir.



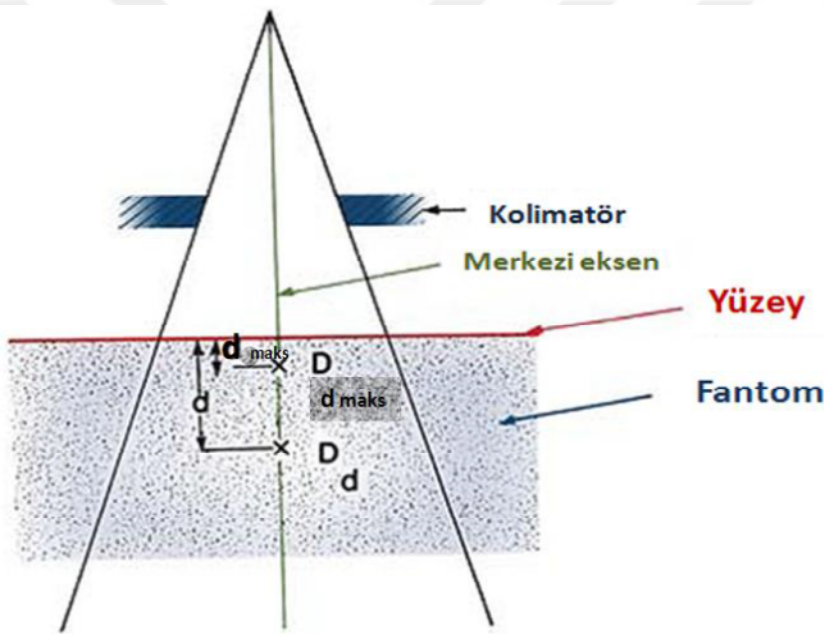
Şekil 2.10. VMAT tedavi tekniğinin gösterimi.

2.6. Radyoterapide kullanılan önemli dozimetrik kavramlar

2.6.1. Yüzde derin doz

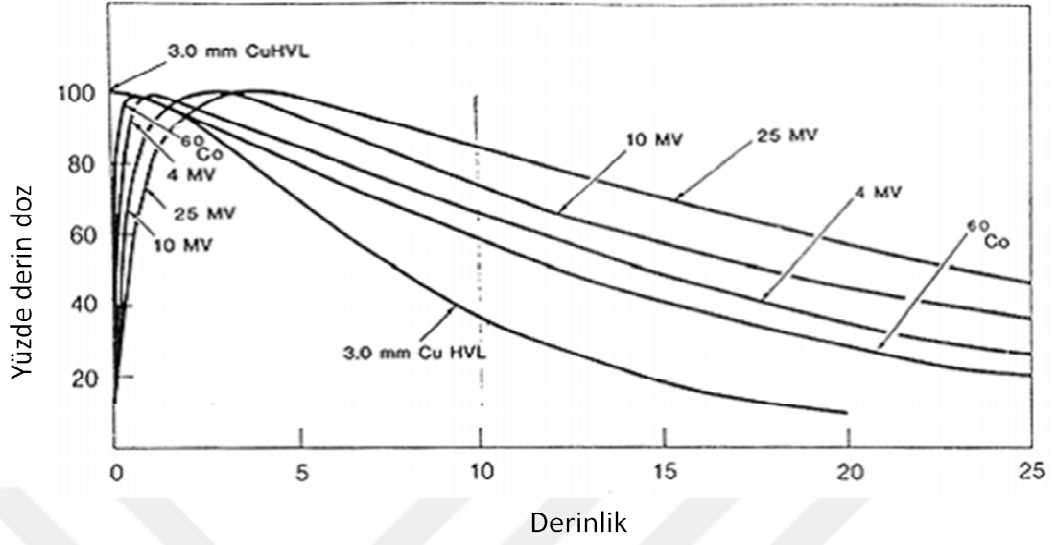
Merkezi eksen boyunca derinlikle değişen doz dağılımlarını karakterize etmenin yolu, sabit enerji, sabit alan ve sabit mesafe koşulunda bir noktadaki dozu (d), maksimum doz derinliğindeki doz değerine (d_{maks}) oranlayarak normalize etmektir. D_d , d derinliğindeki doz ve D_{dmaks} ise d_{maks} derinliğindeki doz değerleri olmak üzere %DD değeri aşağıdaki şekilde formüle edilmektedir:

$$\%DD = (D_d / D_{dmaks}) \times 100 \quad (2.7)$$

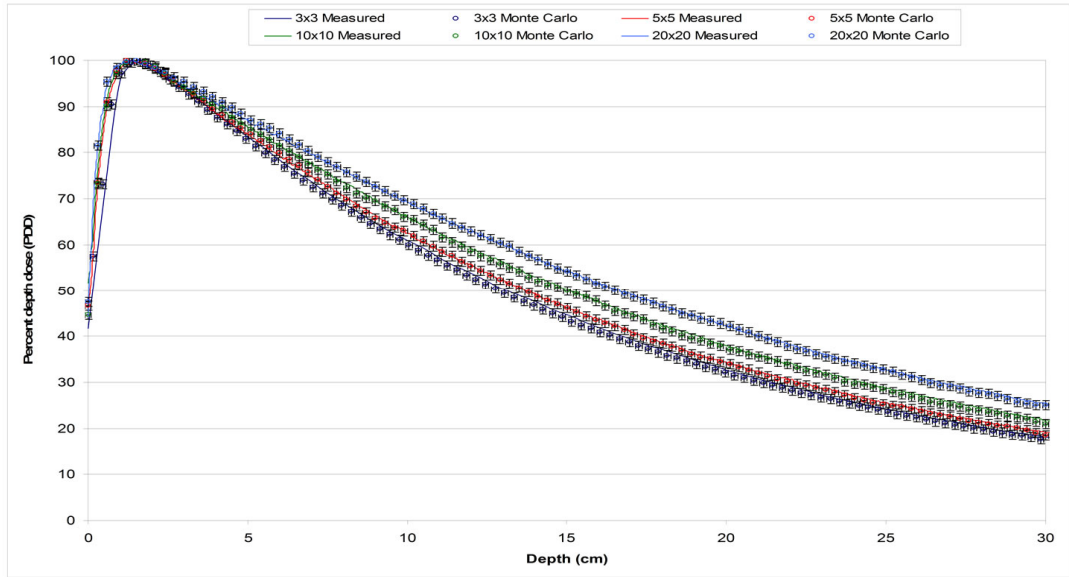


Şekil 2.11. Yüzde derin doz (http://www.radiation-therapy-review.com/Percentag_Depth_Dose.html)

Birçok parametre merkezi derin doz dağılımını etkiler. Bunlar; enerji, SSD, alan büyüklüğü ayrıca alan şekli ve derinliktir. Şekil 2.12. %DD'un derinlik ve enerjiye bağlı değişimini, Şekil 2.13. ise %DD'un alan boyutuna bağlı değişimini göstermektedir.



Şekil 2.12. Farklı enerjideki foton demetleri için merkezi eksen derin doz dağılımları. 10x10 cm² alan, SSD=100 cm (yalnızca 3.0 mm Cu HVL için SSD=50cm) (http://breakinginmatter.com/?page_id=76).



Şekil 2.13. 6MV foton enerjisinde %DD'un derinlik ve alan boyutuna bağlı değişimi.

2.6.2. Yüze dozu

Megavoltaj foton ışınlarında yüze dozu genellikle maksimum doz noktasındakinden daha küçüktür. Megavoltaj foton ışınlarında yüze dozu ışın enerjisine ve alan boyutuna bağlı olarak değişir.

Foton enerjisi arttıkça yüzey dozu azalır. $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan boyutunda 6 MV enerjili X - ışını için yüzey dozu % 15 iken, 18 MV enerjili X ışını için % 10'dur. Belli bir enerjideki yüzey dozu alan boyutuyla artış gösterir.

Yüzey dozu ince pencereleli paralel-düzlem iyon odası ile ölçülür. Yüzey dozu:

- Kolimatör, düzleştirici filtre ve havadan saçılan fotonlar
- Hastadan geri saçılan fotonlar
- Hasta civarındaki koruma bloklarından ve havada foton etkileşmelerinden ortaya çıkan yüksek enerjili elektronlardan gelen katkıları temsil eder (Podgorsak, 2005).

2.6.3. Build-up bölgesi

Yüzey ile maksimum doz noktası arasındaki doz bölgesi build-up bölgesi olarak adlandırılır. Build-up bölgesindeki doz, hasta içindeki foton etkileşmeleri (fotoelektrik olay, Compton saçılması ve çift oluşum) ve bu etkileşmeler sonucu ortaya çıkan ikincil yüklerin maksimum doz noktasına kadar arttığı bölgedir (Williams ve Thwaites, 2000).

2.6.4. Doz maksimum derinliği

Hasta yüzeyi altındaki maksimum doz derinliği, ışın enerjisi ve alan boyutuna bağlıdır. Buradaki asıl etki enerjidir. Alan boyutu etkisi çok az olduğundan ihmal edilebilir (Podgorsak, 2005).

Belli bir enerji için en büyük maksimum doz derinliği yaklaşık $5 \times 5 \text{ cm}^2$ alan içindir. Daha büyük alanlarda; kolimatör saçılması ve düzleştirici filtre etkisinden dolayı düşer. $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 'den daha küçük alanlar için, fantom saçılma etkisi yüzünden azalır (Johns ve Cunningham, 1984)

2.6.5. Radyasyon ışın alanı

Radyoterapide kullanılan ışın alanları, çeşitli şekillere sahiptir. Işın alanları var olan hedef hacime göre biçimlendirilir. Genel olarak radyoterapide dört çeşit alan şekli kullanılır. Bunlar; kare, dikdörtgen, dairesel ve düzensiz alanlardır (Hendee ve ark, 1996).

Kare ve dikdörtgen alanlar radyoterapi cihazlarında monteli olan kolimatörler ile sağlanır. Dairesel alanlar tedavi cihazına eklenen özel kolimatörler ile yapılırken düzensiz alanlar, koruma blokları veya ÇYK ile düzenlenir.

İsteğe bağlı oluşturulan herhangi bir eşdeğer kare veya daireysel alan hesaplanabilir. Bu hesaplamalar radyasyon dozimetresinde önem taşır ve benzer ışın parametreleri ile karakterize edilebilir. İsteğe bağlı oluşturulan dikdörtgen alanların a ve b kenarları yaklaşık olarak eş kenarlı kare alana eşdeğer olabilir ve denklem 2.8'deki gibi ifade edilir.

$$a_{eş} = \frac{2ab}{a+b} \quad (2.8)$$

Dairesel alan için ise yukarıdaki denklem 2.9'daki gibi yaklaşık olarak $r_{eş}$ daireysel alan yarıçapına eşdeğerdir.

$$a_{eş}^2 = \pi r_{eş}^2 \quad (2.9)$$

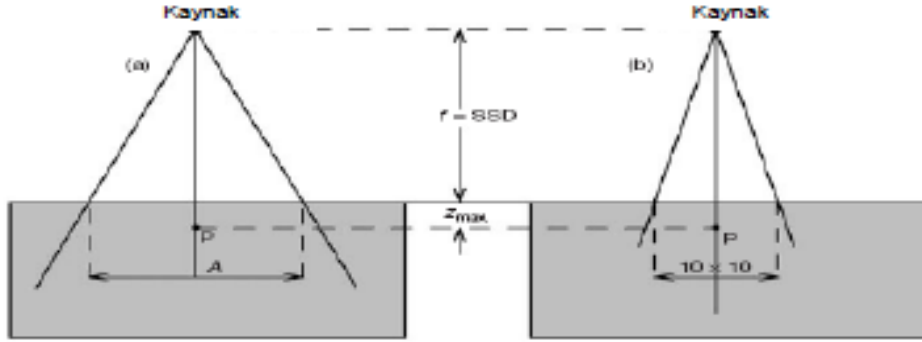
2.6.6. Rölatif doz faktörü

Verilen bir SSD'de belirli foton enerjisi için, Şekil 2.14'de görülen P noktasındaki doz oranı (fantomdaki d_{max} derinliğinde) alan boyutuna bağlıdır; alan boyutu arttıkça doz artar. Rölatif doz faktörü (RDF) (Khan tarafından toplam saçılma faktörü (S_{cp}) veya bazen cihaz verim faktörü olarak tanımlanır) bir fantomda A alan boyutu için P noktasındaki dozun $D_p(d_{max}, A, f, hv)$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan için P noktasındaki doza ($D_p(d_{max}, 10, f, hv)$) oranıdır.

$$RDF(A, hv) = \frac{D_p(d_{max}, A, f, hv)}{D_p(d_{max}, 10, f, hv)} \quad (2.10)$$

RDF (A, hv)' nün ölçüm geometrisi Şekil 2.14.(a)'da $D_p(d_{max}, A, f, hv)$ için 2.14.(b)'de ise $D_p(d_{max}, 10, f, hv)$ için gösterilmiştir (Podgorsak, 2005). Khan' a göre ise;

$$S_{cp}(A, hv) = S_c(A, hv)S_p(A, hv) \quad (2.11)$$



Şekil 2.14. RDF(A)'nin ölçüm geometrisi. Fantom d_{max} derinliğinde P noktasındaki doz, A alan boyutunda (a) ve $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan boyutunda (b) (Khan, 2013).

RDF'nin iki bileşeni vardır; kolimatör ve fantom saçılması (Khan, 2003).

2.6.7. Kolimatör faktörü

Havada ışınlama, primer ve saçılan olmak üzere iki bileşen içerir:

- Primer bileşen, asıl bileşendir; kaynaktan direkt olarak gelir ve alan boyutuna bağlı değildir.
- Saçılan bileşen, tam olarak belli olmayan, hava da herhangi bir noktada büyük oranda kolimatörden, ayrıca düzleştirici filtre ve havadan kaynaklanabilir. Bu bileşen alan boyutuna bağlıdır. Alan boyutu arttıkça saçılma ihtimali artmaktadır.

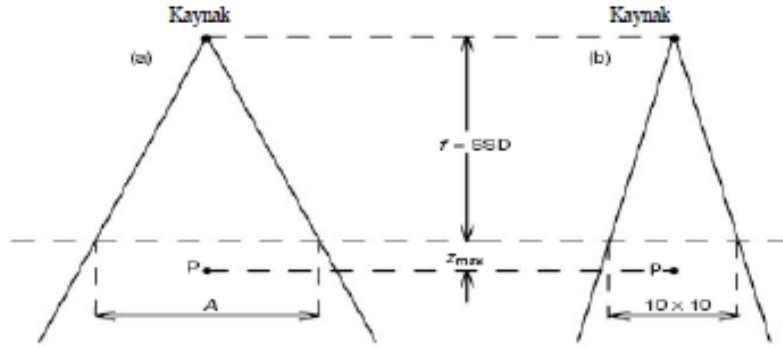
Havada ışınlama, hava kerma (K_{hava}) ve doz (D), A alan boyutuna bağlıdır ve kolimatör faktörü (CF) parametresi ile temsil edilir (veya Khan tarafından tanımlanan Sc (kolimatör saçılma faktörü)). CF aşağıdaki gibi tanımlanır.

$$CF(A, hv) = \frac{K_{hava}(A, hv)_{hava}}{K_{hava}(10, hv)_{hava}} = \frac{D(A, hv)}{D(10, hv)} \quad (2.12)$$

CF'nin ölçüm geometrisi Şekil 2.15' de gösterilmiştir. Şekil 2.15.(a)' da $D(A, hv)$, 2.15.(b)' de ise $D(10, hv)$ ölçümleri gösterilmiştir (Podgorsak, 2005).

CF ölçümü genellikle verilen enerjide maksimum doz build-up'ı sağlamak için yeterli genişlikteki build-up başlıklı iyon odası ile yapılır. Küçük alanlarda build-up başlığı tamamen alan içinde kalacak şekilde seçilen kaynak-detektör uzaklıklarında (SDD)

ölçüm alınır. Bununla beraber bu veri ters kare kanunu kullanılarak nominal SSD'ye göre düzeltilebilir (Khan, 2003).



Şekil 2.15. CF ölçümleri için geometri. Havada P noktasında (a) A alan boyutu (b) 10x10 cm² alan boyutu (Khan, 2013).

2.6.8. Doku-fantom oranı

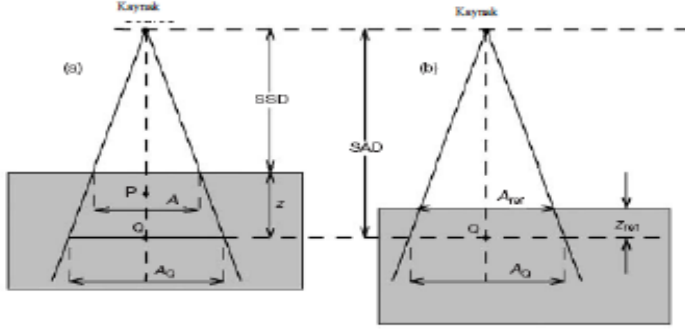
Doku fantom oranı (TPR), rotasyon radyoterapisi için Johns tarafından bulunmuştur (Johns ve Cunningham, 1984). İzomerkez, çoklu alan kullanılarak yapılan tedavilerde de kullanılır. Rotasyon tedavisi, kaynağın belli bir eksen etrafında dairesel olarak dönmesiyle uygulanır. Hasta etrafında rotasyon sırasında hasta konturuna bağlı olarak SSD değişkenlik gösterirken kaynak – eksen uzaklığı (SAD) sabittir (Podgorsak, 2005).

$$TPR(z, A_Q, hv) = \frac{D_Q}{D_{Qref}} = \frac{D_Q}{D_{Qref}} \quad (2.13)$$

Burada D_Q doz ve \dot{D}_Q doz oranı iken D_{Qref} ve \dot{D}_{Qref} seçilen z_{ref} derinliğindeki doz ve doz oranıdır. z_{ref} değeri genellikle, 5 veya 10 cm' dir. D_Q ve D_{Qref} doz ölçüm geometrisi Şekil 2.16' da görülmektedir.

- TPR aynı üç parametreye bağlıdır (z , A_Q ve hv). Fakat SSD ve SAD'dan bağımsızdır.
- $0 \leq TPR \leq 1$
- A_Q ve hv sabit iken TPR, z artışıyla azalır

- z ve $h\nu$ sabit iken TPR, A_Q artışıyla artar
- z ve A_Q sabit iken TPR, $h\nu$ artışıyla artar.



Şekil 2.16. TPR ölçüm geometrisi (a) fantomda bir z derinliğinde (b) fantomda bir z_{ref} derinliğinde (Khan, 2013).

2.6.9. Fotonun enerji tayini

Doku fantom oranı (TPR), radyasyon alanının merkezi ekseninde farklı derinlikler için sabit ölçüm noktasında alınan dozun, 5 cm veya 10 cm referans derinlikteki doza oranıdır. Bu işlem farklı alan boyutları için tekrarlanır ve böylece bir foton enerjisi için TPR tabloları elde edilir. TPR_{10}^{20} ise $10 \times 10 \text{ cm}^2$ referans alan boyutu için 20 cm ve 10 cm derinliklerde ölçülen D_{20} ve D_{10} dozlarının oranıdır. Bu oran, foton demetinin kalitesinin bir göstergesi olarak tanımlanmıştır (Podgorsak, 2005).

TRS-398 protokolünde enerji tayini için bu oranı kullanarak TPR aşağıdaki eşitlikten elde edilir.

$$TPR_{10}^{20} = 1.2661D_{10}^{20} - 0.0595 \quad (2.14)$$

2.6.10. Merkezi eksenden uzaklık oranı ışın profilleri

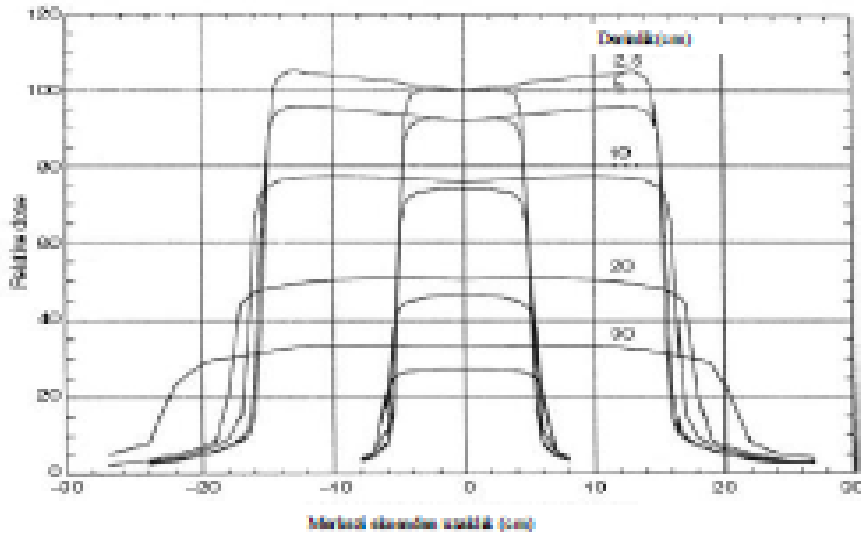
Merkezi eksen boyunca oluşan doz dağılımı ile hasta içinde tanımlanan doz dağılımı için gerekli olan bilgilerin sadece bir kısmı verilir. Üç boyutlu (3D) ve iki boyutlu (2D) doz dağılımları için merkezi eksen verileri ve eksen dışı doz profillerinin bağlantısı tanımlanmalıdır (Podgorsak, 2005).

Bunu bulmak için, fantom içinde tanımlanan bir derinlikte, merkezi eksene dik olarak ölçülen ışın profilleri belirlenir. Ölçüm derinlikleri genellikle d_{max} ve 10 cm dışında

tedavi planlama sistemini istediği derinliklerdir. Şekil 2.17’ de 10 MV X - ışını için 10x10 ve 30x30 cm² alan boyutlarında çeşitli derinliklerde alınan profil eğrileri gösterilmektedir. OAR genellikle aynı derinlikteki bir eksen dışı noktasındaki dozun, belli bir derinlikteki merkezi eksen dozuna oranı olarak tanımlanır.

Megavoltaj X ışını profilleri, ayrı üç bölge içerir. Merkezi, yarı gölge (penumbra) ve gölge (umbra).

Merkezi, bölge ışın merkezi ekseninden, geometrik alan kenarının 1 - 1.5 cm içerisinde var olan profilin merkez kısmını temsil eder. Geometrik alan boyutu (optik ışık alanı ile belirlenen) ışın profilinde % 50’ lik doz skalası aralığı olarak tanımlanır. Megavoltaj enerjiler için merkezi bölge, kalın hedefe çarpan elektronların enerjisinden etkilenir. Buradaki etkinin asıl kaynağı, hedefin atom numarası, düzleştirici filtrenin atom numarası ve geometrisidir



Şekil 2.17. 10 MV X ışını için 10x10 ve 30x30 cm² alan boyutlarında, çeşitli derinliklerde alınan profil eğrileri.

Doz profilinin yarıgölge bölgesinde, hızlı doz değişimi olur. Bu kolimatörler ile tanımlanmış alan boyutuna, focal spot boyutuna (ayna boyutu) ve yana doğru (lateral) elektronik dengesizliğe bağlıdır. Geometrik ışın kenarında var olan doz düşüşü, sigmoid şekillidir ve kolimatör çeneleri altındaki yarıgölgesel kuyruk bölgesinde genişler. Burada kolimatör çenelerinin transmisyondan (transmisyon yarıgölge), kaynak

boyutunun (geometrik yarıgölge) katkısından ve en önemlisi hastadan saçılan X-ışını (saçılmış yarıgölge) etkisi söz konusudur. Toplam yarıgölge, fiziksel yarıgölge olarak adlandırılır ve bu üç etkinin toplamı olarak yer alır. Fiziksel yarıgölge ışın enerjisine, kaynak boyutuna, SSD' ye, kaynak- kolimatör uzaklığına ve fantom derinliğine bağlıdır. Gölge radyasyon alanı dışındaki bölgededir. Bu bölgedeki doz genellikle azdır ve kolimatör zırhlaması içinden geçen radyasyondan kaynaklanır.

2.7. Radyoterapide kalite kontrol ve kalite güvenilirlik

Kalite kontrol ölçülen gerçek kalite performansını mevcut olan standartlara kıyaslayan düzenleyici bir süreçtir. Kalite kontrol, kalite güvenilirliği sürecinin bir parçasıdır ve aşağıdaki işlemsel teknikler ve kullanılan aktivitelerle ilgilidir.

- Kalite gereksinimlerinin karşılandığının kontrol edilmesi,
- Gereksinimler yerine getirilmediyse doğru performansın ayarlanması.

Tedavi ekipmanlarının performansında, kullanıldıkları klinik ömürleri boyunca kabul edilir tolerans değerlere uyumlu olması temeldir. Düzenli performans testlerinin devamlı kalite kontrolü cihaz kullanılmaya başladıktan hemen sonra başlar. Eğer kalite kontrol ölçümlerinde beklenen performanstan sapma görülürse düzenleyici faaliyetlere ihtiyaç duyulur. Bir cihazın kalite kontrol programı aşağıda belirtilen adımları içermelidir:

- Test edilecek parametreler ve yapılacak testler,
- Testleri uygulamak için kullanılacak ekipmanlar,
- Testlerde kullanılacak geometri ve testlerin yapılma sıklığı,
- Testleri yapan personel grubunun ya da bireyler bir problemle karşılaştığında sorumlu olacak kişinin belirlenmesi,
- Beklenen sonuçlar,
- Tolerans ve faaliyet seviyeleri,
- Tolerans değerler aşıldığında yapılması gereken eylemler.

Önerilen test programları mevcut kullanım koşullarına uygun olmayabilir. Programlar özel ekipmanlara ve klinik duruma göre uyarlanabilmelidir. Test içerikleri mümkün oldukça basit ve tanımlanan amaçla ilgili olmalıdır. Testlerin yapılma sıklığı kritik

parametrelerin kontrol edildiği basit testlerden karmaşık genişletilmiş yıllık testlere doğru giden bir hiyerarşiyi takip eder.

Kalite kontrol programları ek sınaama teslerine izin verebilmek için esnek olmalıdır. Düzensiz girişimler ve ek kalite kontrol testlerinden kaynaklanan tedavi kesintisini en aza indirmek için ölçüm cihazlarını düzgün sırada tutmak ve gerektiğinde yeterli ekipmana sahip olmak temeldir.

Kalite güvenilirlik, yeterli güveni (Bir ürün veya hizmet kalitesi için verilen gereksinimlerini karşılamak) sağlamak için gerekli olan planlı ve sistematik eylemlerdir. Bu işlem, faaliyetler ve işlemler ile ilgili tüm prosedürleri kapsayan geniş bir kapsama sahiptir. Ayrıca söz konusu süreçteki tüm personel gruplarını da içerir.

Radyoterapide kalite kontrol, medikal yönergelerin tutarlılığını sağlayan prosedürlerin tümüdür. Hedef hacmin ve sağlık dokuların aldığı doz, personelin maruz kaldığı radyasyon ve tedavi sonucunda hastanın yeterli takip edilmesi gibi bu yönergelerin gerekliliklerinin güvenli bir şekilde yerine getirilmesini sağlar (Podgorsak, 2005).

Linaklarda kalite kontrolün amacı, cihazın karakteristiğinde cihaz kabulünde alınan referans değerlerinden sapma olup olmadığından emin olunmasıdır. Bir tedavi cihazının kurulumu ve kabul prosedüründe yapılacak olan testleri ve referans değerleri çeşitli yayınlar tanımlar. Uluslararası Elektroteknik Komisyonu (IEC), AAPM ve Amerika Medikal Fizik Enstitüsü (ACMP) gibi kurumların yayınları bunlara örnek gösterilebilir. Alınan bu temel değerlerin çoğu tedavi planlama sisteminde tedavi cihazının modelini oluşturmak için kullanılır. Böylelikle tedavi cihazında tedavi edilen her hasta için plan hesabı yapılabilir.

Temel değerlerden sapma olması hastaların yanlış tedavi edilmesiyle sonuçlanabilir. Cihaz parametrelerinin temel değerlerinden sapmasının çeşitli sebepleri olabilir. Cihazın performansındaki beklenmedik değişimler, yanlış kullanım, mekaniksel arızalar, fiziksel kazalar ya da yedek parça değişimindeki hatalardan dolayı kaynaklanabilir. Dalga kılavuzu, bükme magnetleri gibi ana parçaların değişimi orijinal değerlerden sapmalar meydana getirebilir. Bunlara ek olarak cihazın parçalarının zaman içinde eskimesi de

aşamalı olarak gerçekleşen değişimlere sebep olabilir. Kalite kontrol programları hazırlanırken bu durumlar da göz önünde bulundurulmalıdır. Bu tez kapsamında YART ve VMAT gibi yüksek teknoloji tedavileri destekleyen tedavi cihazları için kalite kontrol prosedürleri incelenecek ve bu cihazlar için kalite kontrol prosedürlerine eklenmesi gereken parametreler belirlenecektir.

2.7.1. AAPM TG 142 numaralı raporu

AAPM tarafından 2009 yılında yayınlanan raporda klinik lineer hızlandırıcıların günlük, aylık ve yıllık kalite kontrol testlerinin limitleri için önerilerde bulunmaktadır (AAPM, 2009). Günümüzde bir çok klinikte kalite kontrol testlerinin değerleri bu rapordaki değerler referans alınarak değerlendirilmektedir. Tablo 2.2, 2.3 günlük ve aylık kalite kontrol testlerinin limit değerleri verilmiştir.

Tablo 2.2. AAPM TG142 günlük test limitleri.

Prosedür		YART dışı tedaviler	YART	SRS/SBRT
Dozimetrik	X- ışını verimi	3%		
	Elektron verimi			
Mekanik	Lazer kontrolü	2 mm	1,5 mm	1 mm
	Uzaklık göstergesi kontrolü	2 mm	2 mm	2 mm
	Kolimatör boyutu göstergesi	2 mm	2 mm	1 mm
Güvenlik	Kapı uyarı göstergeleri	Uygulanmaz	Fonksiyonel	Fonksiyonel
	Kapı açılıp kapanma güvenlik sistemleri kontrolü		Fonksiyonel	
	Tedavi odası kamera sistemi kontrolü		Fonksiyonel	
	Stereotaktik güvenlik sistemi		Uygulanmaz	
	Radyasyon alan monitörleri		Fonksiyonel	
	Beam on göstergesi		Fonksiyonel	

Tablo 2.3. AAPM TG142 aylık test limitleri.

Prosedür		YART dışı tedaviler	YART	SRS/SBRT
Dozimetrik	X- ışını verimi	Uygulanmaz	2%	2%
	Elektron verimi			
	Destek gözlem iyon odaları kararlılığı			
	Doz hızı kararlılığı			
	Foton ışın profili kararlılığı			
	Elektron ışın profili kararlılığı			
	Elektron enerji kararlılığı			
Mekanik	Işık-ışın alanı uyumu	2 mm /1 ⁰	2 mm	1 mm/0,5 ⁰
	Işık-ışın alanı uyumu (asimetrik)		1 mm	
	Gantri/kolimatör açısı göstergesi		1 ⁰	
	Çene pozisyon göstergesi (simetrik)		2 mm	
	Çene pozisyon göstergesi (asimetrik)		1 mm	
	Çarpaz kıl merkezlemesi		1 mm	
	Tedavi masası pozisyon göstergesi		2 mm	
	Wedge açısı doğrulaması		2 mm	
	Lazer kontrolü		1 mm	

2.7.2. YART için kalite kontrol testleri

Tedavi sırasında ÇYK'lerin hareketine bağlı olarak uygulanan iki YART tekniği bulunmaktadır. Eğer ÇYK'lerin şekli ve pozisyonu radyasyonun uygulandığı her bir segmentte sabit bir şekilde duruyorsa bu teknik dur ve ışınla olarak adlandırılır. Radyasyon uygulanırken ÇYK'lerin hareket ettiği teknik ise dinamik YART olarak isimlendirilir (Bayouth, 2008; Bhangle ve ark., 2007; Munter ve ark., 2003).

Kalite kontrol açısından bakıldığında kontrol edilmesi gereken noktalar:

- Dozimetrik ve geometrik karakteristiklerin testi; cihaz kalite kontrolü, kabul testleri ve ÇYK'lerin rutin kontrolü
- Planlama sistemi ve dataların cihazla uyumluluğunun testi; YART için algoritmanın test edilmesi
- Hastaya özgü planların testi; segmentler ve ışın alanlarının bir ve iki boyutlu dozimetresi ve tüm tedavinin üç boyutlu dozimetresinin yapılması şeklindedir.

ÇYK tabanlı YART cihazlarının üç önemli karakteristiği vardır. Bunlar: Tedavi cihazının mekaniksel bütünlüğü, ÇYK'lerin uzaysal ve mekansal konumlandırılmasının hassasiyeti ve küçük MU' larda radyasyon ışının doğruluğu şeklinde sıralanabilir. Tedavi cihazlarının parçalarının özellikle ÇYK sisteminin mekaniksel bağımlılığı YART uygulamalarında üç boyutlu konformal radyoterapiye göre daha fazladır. Aynı şekilde sistemin aşınması ve yıpranması da artmaktadır. Bu nedenle üç boyutlu konformal radyoterapide uygulanan kalite güvenilirlik testlerine ek olarak özel testlerin uygulanması gerekmektedir. YART sistemlerinde en çok dikkat isteyen bileşen ÇYK sistemidir. ÇYK'lerin performans karakteristiği lif pozisyon doğruluğunun, tekrar edilebilirliğinin, lifler arasındaki boşluğun ve lif hızının sürekli gözlenmesiyle tespit edilir (Jatinder ve ark., 2007).

YART tekniğinde eş olmayan ışın yoğunlukları çeşitli bilgisayar tabanlı optimizasyon teknikleri kullanılarak yapılır. Doz dağılımları, her bir ışının küçük ışın (segment) olarak isimlendirilen küçük kısımlara bölünmesiyle hesaplanır. Küçük ışınlar yoğunlukları değiştirirler. Küçük ışınlar $1 \times 1 \text{ cm}^2$ gibi çok küçük alanlara sahip olduklarından, küçük ışınların boyutundaki ufak bir hata radyasyon çıktısında çok büyük hatalara sebep

olabilir (LaSasso ve ark., 2001). Kolimatör geçirgenliği, yarıgölge ve alan dışı dozlar gibi radyasyon ışınına ait parametrelerin doğru bir şekilde modellenmesi YART için çok önemlidir. Planlama; yoğunluk dağılımı, kolimatör geçirgenliği, liflerin boyutu, lifler arasındaki sızıntı, ÇYK hareketindeki limitler gibi parametrelere bağlıdır. AAPM' in TG40 ve TG53 numaralı raporları tedavi planlama sistemlerini radyoterapi sürecinin çok önemli bileşenleri olarak tanımlar. Aynı şekilde YART tekniğinde tedavi planlama sistemlerinin kalite güvenilirliği de önemlidir. AAPM' in raporlarında YART için özel olarak tanımlanmış test ve limit değerler bulunmamaktadır. YART tedavi planlama sistemlerinin kalite güvenilirlik testleri; planlama için görüntü verilerinin bütünlüğü, modüle edilmiş ışınlar için göreceli doz dağılımının hesaplanması, heterojenite doğrulaması, lif diziliminin incelenmesi ve MU hesaplamalarını içermelidir. Her kurum kalite güvenilirlik prosedürlerinin ilkelerine bağlı olarak kendi kalite kontrol programını oluşturmalıdır. YART tekniğinin klinik uygulamasında gerekli olan çaba göz ardı edilmemelidir (Jatinder ve ark., 2007)

Üç boyutlu konformal tedavilerin kalite güvenilirlik prosedürleri tipik olarak sadece kullanılan sistemin parametrelerine bağlıdır. Belirli klinik vakalarda özel bir bölgedeki radyasyon dozunun in vivo dozimetrelerle gözlenmesinin dışında hastaya bağlı kalite güvenilirlik işlemlerine gereksinim duyulmaz. YART tedavilerinde geleneksel kalite güvenilirlik yeterli değildir. YART' taki benzer tüm problemleri tahmin etmek oldukça zordur. Yoğunluğu modüle edilmiş her bir alanda uygulanan doz ve MU arasında küçük bir ilişki vardır. Bu yüzden direkt ölçümler genellikle "hibrit plan" ile yapılır. Bu işlem bir hastanın planındaki yoğunluğu modüle edilmiş alanların geometrik fantomun bilgisayar tomografi görüntüsü üzerine aktarılmasıyla yapılır. Daha sonra bilgisayardaki doz dağılımları film ya da diyot dozimetrelerin herhangi biri kullanılarak ölçülen doz ile kıyaslanır. Sıklıkla fantomdaki yüksek ve düşük doz değişim bölgelerindeki dozları ölçmek için iyon odaları kullanılır. Hastaya özel kalite güvenilirlik sadece toplam sistemin kontrolünü sağlar. Hastanın aldığı YART tedavisinin doğruluğu ile ilgili bilgi vermez. Hastanın tedavisinin doğruluğu büyük ölçüde hasta hareketine, iç organ hareketlerine ve heterojenitelere bağlıdır (Jabbari ve ark., 2012; Jatinder ve ark., 2007).

Bütün bu bilgiler doğrultusunda YART tedavilerinin kalite güvenilirlik ve kalite kontrol prosedürlerinde izlenmesi gereken testler şu şekilde sıralanabilir:

1) Mekanik testler:

- Mekaniksel bileşenlerin testi
- ÇYK lifleri ve çene pozisyonlanması
- ÇYK lif ve jaw pozisyonunun kalibrasyonu
- ÇYK lif ve jaw pozisyonlarının tekrar edilebilirliği
- Dozimetrik lif aralığı
- Dozimetrik lif boşluğu kararlılığı testi
- Lif hızı kararlılığı testi
- Gantri açısına bağlılığın test edilmesi

2) Dozimetrik testler:

- ÇYK geçirgenliği
- Doz izleme sistemi testleri
- Radyasyon güvenliği
- Küçük alanlar için PDD, ışın profilleri ve verim faktörlerinin ölçülmesi
- Tedavi esnasında beklenmedik ışın kesilmesi durumunun test edilmesi

3) Tedavi planlama sistemi testleri

- ÇYK liflerinin modellenmesi

- Lif pozisyonunun modellenmesi
- Tongue ve Groove etkisi
- Lifler arası sızıntı ve lif geçirgenliği

2.7.3. VMAT için kalite kontrol testleri

VMAT tedavi tekniği YART tekniğinin genişletilmiş bir versiyonudur. Bu teknikte dinamik ÇYK ve doz hızı modülasyonuna ek olarak gantri hız modülasyonu ile birlikte açısız olarak uygulanır. Bu yaklaşım tedavide çoklu alanlara olan ihtiyacı ortadan kaldırır, teorik olarak tedavi planı sadece tek bir ark ile uygulanır. Bu şekilde zaman konusunda konvansiyonel YART tekniğine göre büyük avantaj sağlar. Pratik uygulamalarda sıklıkla bir ya da daha fazla ark ile tatmin edici VMAT planları yapılmaktadır (Michael ve ark., 2016).

VMAT tekniğinin geliştirilmesiyle senkronize gantri rotasyonu ve lif hareketi, doz hızı değişimi ve kolimatör rotasyonu gibi parametreler gündeme gelmiştir. Her bir tedavi cihazında hareket eden parçalar bu parametrelere göre belirlenir. Üretici firmalara bağlı olarak bu parametreler değişkenlik gösterir (NCS, 2015).

Genel olarak linaklarda VMAT tekniğinde kontrol sistemi iki gruba ayrılır. İlk olarak, tedavi konsolu tedavinin uygulanması için gerekli olan gantri hızı ve doz hızının değişmesiyle gantri açısına karşılık gelen dozu kontrol eder. ÇYK kontrolleyicisi ise gantri açısına bağlı olarak ÇYK pozisyonunun kontrolünü sağlar. Bu şekilde gantri açısı iki kontrol sistemiyle senkronize olur, bu VMAT tekniğinin uygulamasında çok kritik bir noktadır. Tedavi cihazının kafasının büyük kütesinden dolayı gantri zor bir şekilde modüle edildiği ve kontrol edildiği için uygulama süresince birincil gantri hızına göre yapılır (Michael ve ark., 2016).

VMAT için linak kalite kontrol temel olarak Ling ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmalara dayanmaktadır (Ling ve ark., 2008). Bu testlerde linağın statik gantri YART için düzgün bir şekilde çalıştığı varsayılır ve VMAT'ın doğru bir şekilde uygulanabilmesi için gerekli olan ek testler yapılması önerilir (Michael ve ark., 2016).

VMAT'ın doğru uygulanması, gantri açısına karşı doz kontrol sisteminin doğru çalışmasını gerektirir. Bu, gantri dönüş hızı ve doz hızının karşılıklı etkileşiminin hassas kontrolüne dayanır ve gantri açısının bir fonksiyonu olarak bu doğruluk değerinin ölçülmesi için kapsamlı testler gerektirir (Michael ve ark., 2016).

VMAT için oluşturulacak kalite güvenilirlik prosedüründeki testler aşağıdaki gibi gruplandırılabilir:

1) Sabit gantri testleri:

- Gantri açısı doğruluğu
- Kolimatör doğruluğu
- ÇYK pozisyonu doğruluğu
- Verim doğruluğu ve tekrar edilebilirliği
- Işın düzgünlüğü ve simetrisi

2) Hız tayini testleri:

- Gantri hızı
- ÇYK lif hızı

3) Sabit gantride doz hızına bağlı testler:

- Verim doğruluğu
- Düşük doz hızında ışın düzgünlüğü ve simetrisi

4) Dinamik konumda doz hızına bağlı testler:

- Sabit gantri rotasyonu ve sabit doz hızında ışın düzgünlüğü ve simetrisi
- Değişen gantri rotasyonu ve doz hızında ışın düzgünlüğü ve simetrisi

- 1000 MU'dan yüksek değerlerde verim kontrolü
- Doz hızı ve gantri hızının karşılıklı bağımlılığı
- Maksimum doz hızı ve gantri rotasyon değişimde verim kontrolü

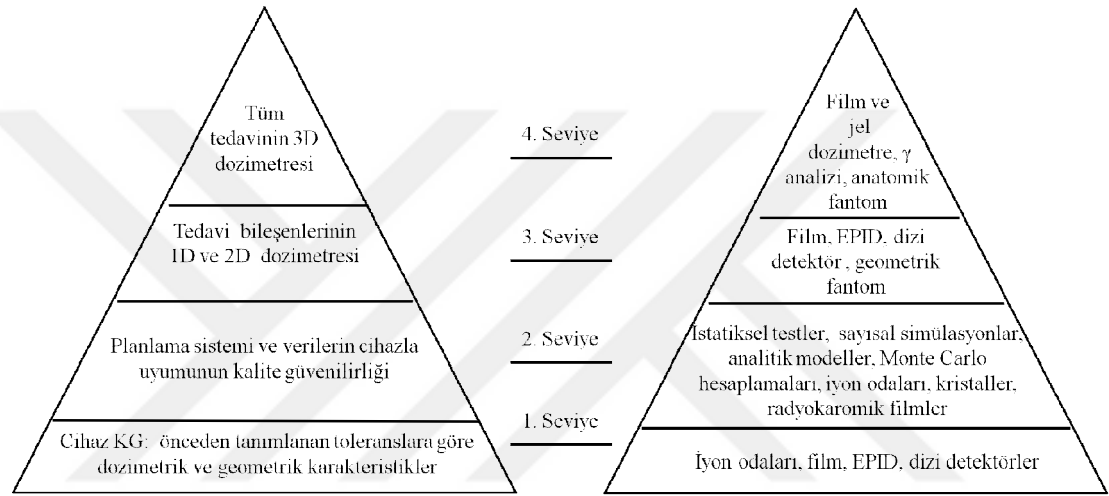
5) Dinamik durumda ÇYK lif pozisyonu testleri



3. GEREÇ ve YÖNTEM

3.1.Gereç

YART tedavi tekniği doğrulamasında kullanılan çok sayıda dozimetre sistemi mevcuttur. Özel sistemlerin seçimi doğrulanacak tedavi parametrelerinin sayısına ve planlanan kalite kontrol sürecinin kapsamına bağlıdır. Bu seçim için Şekil 3.1' de gösterilen dört farklı seviyeye sahip olan kavramsal piramit kullanılır.



Şekil 3.1. Kavramsal piramit (ESTRO, 2008).

Kavramsal piramit YART tekniğindeki çeşitli dozimetrik kalite kontrol adımlarını bu adımlarda kullanılacak alet edevatla ilişkilendirir. Bu piramitteki her bir seviyenin doğruluğu alt seviyelerin kararlılığına bağlıdır. En alttaki iki seviyede, YART planlaması ve uygulamasında kullanılan periyodik kalite kontrol prosedürü parçaları gösterilmektedir.

İdeal olarak, bir klinikte yeni ya da modifiye edilmiş YART tekniğine geçildiğinde, kalite kontrol süreci piramidin en üst seviyesinden başlar. Eğer üç boyutlu doz dağılımı ve üç boyutlu dozimetre doğrulması sonuçları arasında beklenmedik bir belirsizlik görülürse bir sonraki adım daha spesifik olan, piramidin bir alt seviyesindeki teste geçmek olacaktır. Hata kaynağı tespit edilene kadar bu işlem aynı şekilde tekrar edilir (ESTRO, 2008).

3.1.1. İyon odaları

İyon odaları, radyasyon dozunu belirlemek amacıyla kullanılan doz ölçüm araçlarıdır, özelliklerine göre farklı şekil ve ölçülerde bulunurlar. İyon odaları toplayıcı bir merkezi elektrot ve iletken bir dış elektrodu olan içi gaz dolu bir kaviteden oluşmaktadır. En çok kullanılan iyon odası türü hava ile doldurulmuş olanlarıdır. Gaz mükemmel bir yalıtıcıdır ve bu sayede elektrotlar arasında elektrik akımı akmaz. Radyasyonla etkileşim sonucunda gaz iyonize olur ve bir elektrik akımı oluşur. Bu akım elektrik yüklerinin zıt işaretli elektrotlara doğru hareketine neden olur. Oluşan akım elektrometre ile ölçülerek doz değeri elde edilir (Podgorsak, 2005).



Şekil 3.2. Ticari olarak piyasada bulunan çeşitli iyon odaları(<http://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/57/11/3463>).

Tablo 3.1’ de ticari olarak piyasada bulunan bazı küçük hacimli iyon odaları ve üreticilerin literatürlerine bağlı olarak tasarım karakterleri gösterilmektedir. Tabloda gösterilen tüm iyon odaları suya dayanıklıdır. Aynı zamanda silindirik geometriye sahiptirler, bu sayede ışın merkezi ekseninin iyon odasının simetri eksenine dik olduğu ışın giriş açısının bir fonksiyonu olarak hassasiyet yanıtındaki değişimleri en aza indirilir. Silindirik iyon odaları, kararlılıklarının yüksek olması, soğrulan doza verdikleri doğrusal cevap, ışın kalitesi cevaplarının bağımsızlığı ve birincil standart

kalibrasyonlarının izlenebilirliği sebebiyle, radyoterapide kullanılan mega-voltaj fotonların nokta doz ölçümlerinde tercih edilmektedirler. (Dong ve ark., 2003; Low ve ark., 1998; Doblado ve ark., 2005).

Tablodaki etkin uzunluk; eksen boyunca aktif olan hacmin uzunluğu ve efektif çap ise eksene dik olan radyal yöndür.



Tablo 3.1. Ticari olarak üretilen küçük hacimli iyon odalarının bazı özellikleri.

Üretici	Model	Hacim (cc)	Etkin Uzunluk (mm)	Etkin Yarıçap (mm)	Doz cevabı (nC/Gy)	Sızıntı (10^{-15} A)	Merkezi Elektrot	Duvar Materyali
Capincet	PR-05PW	0,07	5	4	2,1	10	Hava eşdeğeri plastik	Hava eşdeğeri plastik
PTW	T31006	0,015	5	2	0,4	4	Gümüş	Akrilik Grafit
	T31002	0,125	8,5	5,5	4	4	Alimünyun grafit	Akrilik Grafit
IBA	CC01	0,01	3,6	2	0,33	0,75	Gümüş	Hava eşdeğeri plastik
	CC04	0,04	3,6	4	1	0,5	Hava eşdeğeri plastik	Hava eşdeğeri plastik
	CC08	0,08	4	6	2,7	4	Hava eşdeğeri plastik	Hava eşdeğeri plastik
	CC13	0,13	5,8	6	4	4	Hava eşdeğeri plastik	Hava eşdeğeri plastik
Exradin	A1/A1 SL/M1/T1	0,05	4,35	4	1,7	1	Hava eşdeğeri plastik	Hava eşdeğeri plastik
	A14/A 14SL/T 14	0,009	2	4	0,3	1	Hava eşdeğeri plastik	Hava eşdeğeri plastik
	A14P/T 14P	0,002	1,5	2,5	0,08	1	Hava eşdeğeri plastik	Hava eşdeğeri plastik
	A16	0,007	1,8	2,4	0,3	1	Hava eşdeğeri plastik	Hava eşdeğeri plastik

Toplanan iyonların iyon odasının aktif hacminde yaratılmasından dolayı tüm iyon odaları aynı miktarda hacim averajı gösterirler. Hacim averajı doz dağılım ölçümlerinde yüksek eğim bölgesinde pertürbasyonlara sebep olmaktadır. Bu tipik olarak dik doz geçişi bölgeleriyle birlikte meydana gelir. Küçük alanların ölçümlerinde hacim averajı gerçek dozun yanlış ölçülmesine sebep olmaktadır. Bu yüzden doğru doz ölçümlerinin yapılabilmesi için iyon odasının oldukça küçük olması ya da başka bir deyişle yüksek uzaysal çözünürlüğe sahip olması gerekmektedir. Ayrıca uzaysal olarak hızla değişen dozların doz profili ölçümlerinde, doz dağılımının ölçülen şekli hacim averajıyla belirsizleşir. Bu ölçümlerde doğru sonuç elde etmek için yüksek uzaysal çözünürlüklü detektörler kullanılmalıdır.

İyon odalarının boyutu açısından bakıldığında, eğer tedavi planlama sistemi aktif iyon odası hacmi boyunca averaj dozu ölçme kapasitesine sahipse, büyük iyon odası kullanımı pozisyonlandırma sebebiyle kaynaklanan ölçüm hassasiyetini azaltacaktır. Küçük hacimli iyon odasının doz ölçümlerinde kullanılmasının pozisyonlandırma hatalarına olan hassasiyeti daha fazladır. Ancak aktif iyon odası hacminden daha küçük olan yüksek homojen doz bölgelerinde büyük iyon odalarının kullanılması önerilmemektedir. Eğer tedavi planlama sistemi hacim averajlı dozu sağlayamıyorsa, ölçümlerde küçük iyon odaları kullanılır ve iyon odası derin olmayan doz değişim bölgesine yerleştirilir.

Mega-volt foton ışını dozimetresinde modern iyon odalarının verdiği yanıt kesindir. Ancak bazı çok küçük iyon odalarında, iyonlaşma sinyalini arttırmak için merkezi elektrot yüksek atom numaralı malzemeden yapılır. Bu durumda alan boyutu ve derinlik değişimiyle önemli hassasiyet değişimlerine sebep olmaktadır. Çelik elektroda sahip olan iyon odalarını YART ve VMAT ölçümlerinde kullanırken dikkatli olunmalıdır.

İyon odalarının başlıca fonksiyonu zamana bağlı kararlı yanıt vermektir. Bir kalite kontrol prosedüründe kullanılacak olan iyon odalarının kalibrasyonları tam ve güvenilir olmalıdır. Buna ek olarak eğer yeni iyon odaları ölçümlerde kullanılacaksa, kullanılmadan önce bazı performans testleri yapılmalı ve ondan sonra kullanılmalıdır. (Low ve ark., 2011).

3.1.2. Elektrometreler

Elektrometreler 10^{-9} A ya da daha küçük akımları ölçebilen cihazlardır. Bir iyon odası ile birlikte kullanılan elektrometre; negatif geri beslemeli, standart bir direnç ya da standart bir kondansatörün yanı sıra yüksek kazanç için işlemsel bir yükselticiye sahip cihazdır (Mayles ve ark., 2007).

Elektrometrelerde olması gereken temel özellikler:

- Doğruluk
- Doğrusallık
- Kararlılık
- Hassasiyet
- Yüksek empedans
- Düşük sızıntıdır.



Şekil 3.3. Ticari olarak piyasada bulunan çeşitli elektrometreler(<http://www.iba-dosimetry.com/complete-solutions/high-performance-reference-class-electrometers>).

Tablo 3.2' de modern elektrometrelerin performans özelliklerinin bazıları sıralanmıştır. Bu elektrometreler eski modellerin birçoğuna göre daha düşük kaçak akıma sahiptir.

Tablo 3.2. Ticari olarak üretilen elektrometrelerin bazı özellikleri.

Üretici	Tanım	Model	Doğruluk %	Doğrusallık %	Kararlılık(%)	Gösterge	Minimum yük (pC)	Minimum akım (pA)	Sızıntı (10 ⁻¹⁵ A)
CNCM	Referans elektrometre	206	0,2	0,05	0,1	4 1/2-digit	0,0001	0,001	<3
	Modified Keithley 602	K602	0,1	0,10		4 1/2-digit	0,001	0,001	<5
PTW	UNIDOS	T10005	0,5	0,50	0,5	4 1/2-digit	0,001	0,001	-
Wellhofer	Referans elektrometre	Dose1	0,2	0,25	0,1	dijital	0,1	0,1	<10

YART ve VMAT ölçümlerinde kullanılan küçük hacimli iyon odaları açısından bakıldığında elektrometrelerin verim okuma performansı, iyon odalarının azalan hacimleri kadar önemli hale gelmeye başlamıştır. Kablo ve elektrometre sızıntısından dolayı toplanan yük, iyon odası tarafından toplanan yük ile ters ve ölçüm için gerekli olan zamanla doğru orantılıdır. YART ve VMAT ölçümleri için gerekli olan doz toplama zamanı konvansiyonel ölçümler için gerekli olan zamana göre önemli derecede fazladır (AAPM, 1991; Wang ve ark., 2003). Bu tekniklerde uygulanan dozun büyük bir kısmı kolimatör ve gantri sızıntısından oluşur ve iyon odası tarafından direkt ölçülemezler. Bu yüzden tüm ışınların ölçülmesi gereklidir.

Ölçümler yapılırken elektrometre otomatik sızıntı doğrulaması ile çalıştırılmalıdır. Bu doğrulama düşük doz YART ve VMAT ölçümlerinin doğruluğunu etkiler.

3.1.3. Fantomlar

Fantomlar ortamların modellenmesi için kullanılan malzemelerdir. Fantomlar kullanılarak iyonlaştırıcı ve iyonlaştırıcı olmayan radyasyonla araştırmalar yapılır. Radyoterapide, radyolojide, nükleer tıpta ve radyasyondan korunmada kullanılırlar. Fantomlar canlı doku eşdeğeri malzemeden yapılırlar ve radyasyonun insandaki etkisini

temsil edecek ortamı sağlarlar. Bu özelliklerinden dolayı radyasyon dozimetrisi sürecinin temel ögelerinden birini oluştururlar.

Radyoterapi dozimetrisi için ilk standart fantom fikri Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri Komisyonunun 1963 yılında yayınladığı 10 no'lu raporda (ICRU, 1963) öne sürülmüş ve aynı komisyonun 23 no'lu raporunda tanımlanmıştır (ICRU, 1973).

Fantomlarda bulunması gereken özellikler aşağıdaki gibi sıralanabilir;

1. Fantomun geometrisi ve fiziksel boyutları kullanılacağı uygulama için gerekli boyutta olmalıdır.
2. Fantom yapımında kullanılan canlı doku eşdeğeri malzemenin element bileşimleri ve kütle yoğunluğu bilinmelidir.
3. Fantom üzerinde kullanılacak olan radyasyon detektörü için kavite bulunmalıdır.

Kullanım amaçlarına bağlı olarak fantomların tasarımı ve yapıldıkları malzemenin cinsi farklılık gösterir. Fonksiyonlarına göre fantomlar görüntüleme, kalibrasyon ve dozimetrik fantomlar olmak üzere üç gruba ayrılabilirler (ICRU, 1992).

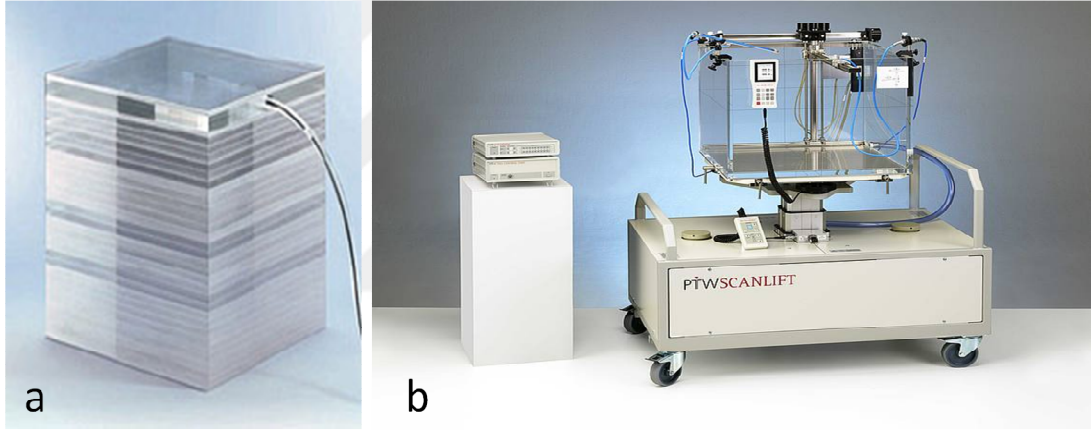
Görüntüleme fantomları; görüntü kalitesinin değerlendirilmesinde kullanılır. Bir görüntüleme fantomu üzerinde belirtilen boyutlarda farklı nesnelere barındırabilir. Bu şekilde anatomik özelliğe uygun olarak gerekli diferansiyel azalmalar ve görüntü kontrastı test edilir (DeWerd, 2014).

Kalibrasyon fantomu; radyasyon detektörlerinin yanıtının ve dijital görüntülerden elde edilen sayısal bilgilerin değerlendirilmesinde kullanılır. Aktif ve aktif olmayan olmak üzere iki çeşidi vardır. Aktif kalibrasyon fantomları bilinen miktarlarda belirlenmiş radyonüklid madde içerirler. Aktif olmayan fantomların ise sadece radyasyon etkileşim özellikleri vardır.

Dozimetrik Fantomlar; belirlenmiş bir geometride soğrulan doz ölçümleri için kullanılır. Fantomda belirlenmiş bir noktadaki soğrulan doz radyasyon detektörleri ile ölçülür

(ICRU, 1992). Canlı insan vücudunda böyle bir işlemi yapmak tehlikelidir ve yine insan vücuduna detektörler yerleştirilerek ölçüm alınması pratik bir yöntem değildir.

Radyoterapi cihazlarının kalibrasyonundaki amaçlardan biri çeşitli vücut dokularına uygulanan radyasyon dozunun doğruluğundan emin olmak içindir. Eğer fantom çoğunlukla tedavi edilen dokuların atomik bileşenine ve kütle yoğunluğuna benzer değerlere sahipse, doz transferinin en az belirsizlikle başarılacağı iddia edilir. Tüm dozimetre protokollerinde dozimetri fantomu için materyal olarak su önerilir ve doz kalibrasyonu için referans olarak alınır. Suya ek olarak akrilik ve polyester plastiğin dozimetri fantomu olarak kullanılabilmesi önerilir fakat doz kalibrasyonunda su referans alınmalıdır.



Şekil 3.4.a) Su eşdeğeri katı fantom, b) su fantomu (http://www.ptw.de/acrylic_and_rw3_slab_phantoms0.html)

Su fantomu dozimetri için öncelikli araçtır. Tüm boyutları yaklaşık 60 cm olan, su ile dolu, transparan bir tekneden oluşur. Fantom içinde hareket edebilen bir kol üzerine suya dayanıklı bir iyon odası yerleştirilebilir.

Su fantomu ışına ait derin doz, profil, doz verimi gibi dozimetrik ölçümlerin yapılmasını sağlar aynı zamanda, elde edilen verilerin analizini yapan bilgisayar kontrollü sisteme sahiptir.

3.1.4. Katı hal dozimetreleri

Mega-volt foton ışın dozimetresinde, özellikle küçük alanların ölçülerinde *p*-tip yarı iletken diyot detektörlerin bu ölçümler için uygun olan pek çok özelliği bulunmaktadır. Tablo 3.3’ de ticari olarak bulunan mega-volt diyotlar ve ana özellikleri listelenmiştir. Diyot detektörler genellikle çok küçük hacme sahiptirler ve radyasyona olan hassasiyetleri oldukça yüksektir. İyon odalarına göre kıyaslandığında diyotların hassasiyeti 20-100 kat daha fazladır.

Tablo 3.3. Ticari olarak üretilen katıhal dozimetrelerinin bazı özellikleri.

Üretici	Tanım	Model	Hacim (cc)	Etkin uzunluk (mm)	Etkin yarıçap (mm)	Radyasyon cevabı (nC/Gy)	Malzeme yoğunluğu (g/cm ³)
Scanditronix	Filtrelenmiş foton alan diyotu	PFD	0	0,5	2	35	2,3
	Filtrelenmemiş SRS alan diyotu	SFD	0	0,5	0,6	6	2,3
PTW	Kristal detektör	60003	-	0,25	0,25	-	3,5

Diyot detektörlerde bulunan silikonun yüksek atom numarası düşük enerjili fotonlara yüksek derecede hassasiyete neden olur. Böylelikle düşük enerjili fotonların bulunduğu küçük alanların doz dağılımı ölçülerinde genellikle diyot detektörler kullanılır (Westermarck ve ark., 2000; Higgins ve ark., 2003; Griessbach ve ark., 2005).

Diyot detektörlerin verdiği data genellikle oryantasyona bağımlılık gösterir. Diyot eksenine dik olan ışın girişi için bu bağımlılık yaklaşık 3%’ dür (Westermarck ve ark., 2000). Bazı raporlarda, yöne olan bağımlılığa ek olarak uzun-süreli kullanıma bağlı olan,

geri dönüştürülemez radyasyon hasarını vurgulamaktadır (Li ve ark., 1995; Wolff ve ark., 1998; Zhu ve ark., 2000) Bu yüzden diyotların sadece görelî doz ölçümlerinde kullanılmaları ve diyot oryantasyonuna dikkat edilmesi önerilmektedir.

Küçük alan dozimetrelerinin bir diğêr türü termolüminesans detektörlerdir (TLD) (Richardson ve ark., 2003). TLD bütünleşmiş bir dozimetredir ve genellikle küçük boyutludur (Şekil 3.5). Kübik ya da silindirik şekle sahiptir, yumuşak doku eşdeğêrinde atom yapısına sahiptir ve fiziksel yoğunluğu 2.6 g cm⁻³ tür. TLD lineer olmayan doz cevabı verirler bu yüzden bazı enerji cevabı değişimlerinde kullanılırlar. TLD uygulamalarında işgücü fazladır ve iyon odası ölçümlerine göre kullanışsızdır.



Şekil 3.5. Farklı boyutlarda bulunan TLD'ler (http://www.rgochina.com/en/product_view_432_203.html).

3.1.4. Radyografik film

X - ışınlarının keşfedildiği tarihten günümüze radyografik filmler radyasyonun ölçümünde kullanılmaktadır. Radyografik filmlerin kullanımı kolay, hızlı ve ucuzdur. Şekil 3.6' da bir koruma kutusu içinde yaprak halinde bulunan radyografik film gösterilmektedir. Bu yüzden radyoterapide ki pek çok uygulama için sık kullanılır. Yüksek çözünürlüklü veri sağlar ve ışınlama düzleminde iki boyutlu (2D) doz dağılımı verir. Ancak, filmin ışınlanmasını, film banyosunu ve veri analiz kısmını etkileyen pek çok parametre bulunmaktadır. AAPM' in yayınlamış olduğu 69 numaralı raporunda film dozimetresinde her bir adımda yapılması gerekenler önerilmektedir (AAPM, 2007).

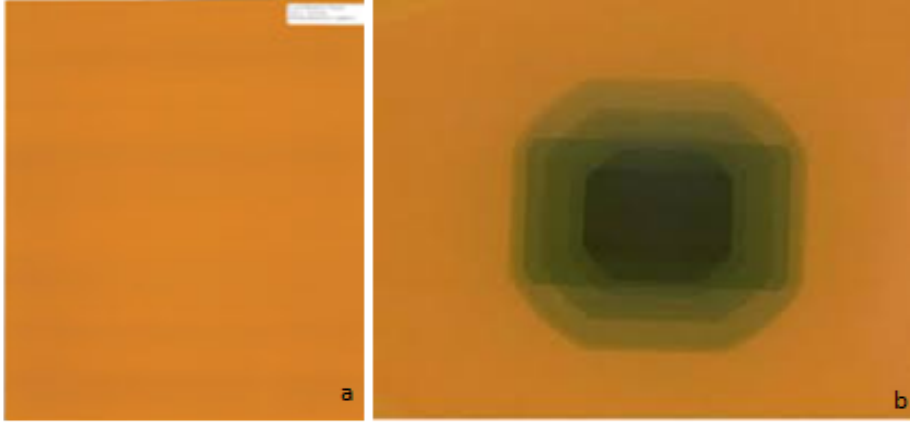


Şekil 3.6. Koruma kutusu içinde yaprak halinde bulunan radyografik film (<https://www.nde-ed.org/EducationResources/CommunityCollege/Radiography/EquipmentMaterials/radiographicfilm.htm>).

Uygulamadaki kompleksliği, iş gücü ve elde edilen bilgi arasındaki ilişki göz önünde bulundurulduğunda, radyografik filmler kullanışlı bir ölçüm tekniği değildir.

3.1.5. Radyokromik film

Radyokromik filmlerin iyonize radyasyona olan cevabını tayin etmek için banyo sürecine gerek yoktur. AAPM' in 55 numaralı raporunda dozimetri ölçümlerinde radyokromik filmlerin kullanımından bahsedilmektedir (AAPM, 1998). Kullanılan radyokromik filmlerin çoğu Gafchromic MD-55 ve HS tabanlıdır. Bu filmler radyasyona duyarlıdır (McLaughlin ve ark., 1994; Ramani ve ark., 1994; Bogucki ve ark., 1997; Reinstein ve ark., 1998). Günlük rutin YART ve VMAT ölçümleri için filmlerin doz hassasiyeti oldukça azdır. Yüksek hassasiyetli radyokromik filmlerin (Gafkromik EBT) optik yoğunluk hassasiyeti radyografik filmlere yakındır.



Şekil 3.7. a) Radyasyona maruz kalmamış, b) çeşitli alan boyutlarında ışınlanmış radyokromik filmlere örnekler.

Radyokromik filmler, doku eşdeğerine yakın karakteristikleri ve uyumlu doz cevaplarından dolayı, doğru görelî doz dağılımları hesaplamaları elde etmek için kullanılırlar (AAPM, 2008; Dini ve ark., 2005; Hirata ve ark., 2005; Zeidan ve ark., 2004). YART ölçümlerinde ışın yarı gölge modellemelerinde kullanılacak ışın profillerini elde etmek için kullanılırlar (Sohn ve ark., 2003; Dempsey ve ark., 2000). Aynı zamanda küçük alanların görelî verim faktörü ölçümlerinde ve fantom temelli doz dağılımı ölçümlerinde kullanılabilirler (Sohn ve ark., 2003; Kellermann ve ark., 1998; Bazioglu ve ark., 2001).

3.1.6. İki boyutlu (2D) dizi detektörler

Radyoterapi uygulamalarında zamanla değişen doz desenlerine geçildikçe birden daha fazla noktada eş zamanlı yapılan dozimetrik ölçümler önemli hale gelmiştir (Watts, 1998; Amerio ve ark., 2004; Stasi ve ark., 2005.). Bu tarz ölçümler geleneksel olarak radyografik filmlerin iki boyutlu detektör gibi kullanılmasıyla gerçekleştirilir. Ancak, bu tarz uygulamalar filmin optik yoğunluğunun enerji, derinlik, alan boyutu, oryantasyon ve banyo süreci gibi bir çok faktörden etkilenmesinden dolayı basit değildir. Ek olarak YART ve VMAT gibi ileri radyoterapi teknikleri ile tedavi edilen hasta sayısı arttıkça daha hızlı ve verimli dozimetrik cihazlara olan ihtiyaç artmıştır. Bunun sonucu olarak iki boyutlu dizi detektörler geliştirilmiştir.

Dizi detektörlerin ana avantajı bilgisayar ile basit bir şekilde bağlantı kurabilmeleri ve çevirim içi bilgi akışı sağlamalarıdır. Bir boyutlu dizi detektörler YART ölçümleri için önerilirler fakat 2D dizi detektörler düzlemsel doz ya da doz dağılımı doğrulaması bakımından daha pratiklerdir.

Son yıllarda 2D dozimetri için çeşitli sistemler geliştirilmiştir. Bu sistemlerde en çok kullanılan dozimetrik prensip havada ya da yarıiletken materyalde iyonlaşmadır. İyon odalarının avantajları; kalibrasyonlarının basit olması ve pratik olarak ölü zamanlarının olmaması ve radyasyon hasarından etkilenmemeleridir. Genelde dozimetrik özellikler detektörün fiziksel özellikleriyle yönetilir. Bu fiziksel özelliklerin en önemli olanları; doz doğrusalığı, enerji bağımlılığı ve atım cevabı başına doz şeklindedir (Jursinic ve ark., 2003).

Ticari olarak bulunan çeşitli 2D dizi detektörler detektör sayısı, detektör aralığı, detektör şekli, efektif ölçüm noktası, su eşdeğeri yığılma tabakası, geri saçılma tabakası ve kapsadığı maksimum alan bakımından farklılık gösterir (Letourneau ve ark., 2004; Spezi ve ark., 2005; Wiezorek ve ark., 2005).



Şekil 3.8. Çeşitli firmalar tarafından üretilen iki boyutlu detektörler (<http://www.iba-dosimetry.com/complete-solutions/matrixx-universal-detector-array>).

2D dizi detektör sistemleri, sabit pozisyonlarda konumlandırılmış diyotlara ya da piksel iyon odalarına bağlıdır. Diyotlar ya da iyon odaları arasındaki hassas hacim 7-10 mm

arasında değişir. Uzaysal çözünlüğe ek olarak Nyquist teoremi doz dağılımında detektör aralığı ve uzaysal frekansları ilişkilendirmede kullanılabilir. Dizi detektör boyunca alınan değişik verilerin doğrulanması için yapılan uygun kalibrasyon işlemlerinden sonra soğrulan doz ölçümlerinde kullanılabilirler.

Dozimetrik amaçlarla kullanılan ticari 2D dizi detektörler yazılım programları ile birlikte kullanılırlar. Bu yazılım programları planlama sistemindeki hesaplanmış doz dağılımlarını aktarılır ve profillerin bir boyutlu dozimetrik analizini ya da iki boyutlu doz hesabını yaparlar. 2D dizi detektörler detektör sayıları ile limitlidir.

Günümüzde elektronik gerçek zamanlı 2D detektör sistemleri ile tedavi doğrulama işlemleri gerçekleştirilmektedir. Ancak bu detektörler kullanılırken karakteristik özellikleri tüm kalite güvenilirlik ve dozimetri doğruluğunu etkileyeceğinden dikkate alınmalıdır (Wiezorek ve ark., 2005).

3.1.7. Elektronik portal görüntüleme sistemleri (EPID)

Elektronik portal görüntüleme cihazları tedavi süresince mega-volt (MV) görüntüler elde etmek için üretilmiştir (Antonuk, 2002). MV görüntüler dijital formatta elde edilir ve analiz için kullanılırlar. Görüntülerden elde edilen bilgi uygulanan doz ile ilgili olabilir. CCD, SLIC, AMFPD ve AMFPIs IMRT hasta planlarının kalite kontrollerinde kullanılmak üzere, son yıllarda geliştirilen sistemlerdir. Elektronik Portal Dozimetri (EPID) olarak adlandırılan bu sistemler, kullanım kolaylığı ve güvenilirliğiyle son yıllarda ön plana çıkmaktadır. EPID sistemleri, CCD kamera sistemleri, SLICs, AMFPD ve AMFPIs türlerini içerir. EPID sistemleri 1 mm bakır tabaka, fosfor pırıldayan yüzey, foto-diyot dizisi, amorf silikon yüzey ve 16-bit ADC' den oluşur. EPID sistemleri birçok klinikte IMRT hasta tedavi planlarının ve ayrıca ÇYK yapraklarının kalite kontrolünde öncelikli olarak kullanılır. Linak kafasına takılır ve ışın geometrisiyle uyumludur, ancak dönen gantri ile detektörün sarkma olasılığı da hesaba katılmalıdır. Bu sistem sayesinde, gerçek zamanlı dijital değerlendirme mümkündür ve arada başka bir işleyici olmadığından, veri değerlendirmesi daha kısa bir zamanda sonuçlanır. EPID sistemleri esas olarak hasta lokalizasyonu için tasarlandığından yüksek çözünlüğe sahiptir. Ancak, dozimetrik kullanım için görüntü cevapları standart bir değere kalibre edilmelidir ve bu kalibrasyon EPID ile aynı SSD mesafesindeki bir iyon odasına göre yapılmalıdır.

EPID cevabını etkileyen faktörler olarak detektörün su eşdeğeri derinliği ile alan boyutu, doz hızı ve enerji miktarı verilebilir (Erden, 2014). YART ve VMAT' ta EPID' lerin kullanım amaçları:

- ÇYK pozisyonunu kontrol etmek
- Yaprak dizilim dosyasının tedavi cihazına doğru aktarıldığından emin olmak
- Tedavi cihazının dozimetrik ve kombine mekaniksel performansını ölçmek.

3.1.8. Jel dozimetreler

Üç boyutlu (3D) doz dağılımı doğrulamaları jel dozimetreleri ile yapılabilir. Jel dozimetre hidrojen içeren jelden oluşur ve 3D doz dağılımlarını kaydeder. Kaydedilen bu bilgiler daha sonra Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) ya da Bilgisayarlı Tomografi (BT) ile okunur (De Deene ve ark., 1998; Gustavsson ve ark., 2003; Oldham ve ark., 2001). Şu anda en geçerli olan iyonize radyasyonun soğrulmasıyla polimerize monomerlerin sertleştiği jelatinden oluşan jel dozimetredir (Maryanski ve ark., 1996).

Bir jel dozimetre tedavi boyunca uygulanan dozun 3D uzaysal dağılımını zamandan bağımsız olarak eşzamanlı olarak toplayabilir. Jel dozimetreler su eşdeğeridir ve doz dağılımı etkisinden etkilenmez. Düşünüldüğünde gerçek bir hasta gibi kullanılabilir olmasına rağmen, hastaya özgü kalite güvenilirlik testleri için oldukça karmaşıktır ve işgücü çok fazladır. Bu bakışla, jel dozimetreler tedavi öncesi kalite güvenilirlik aracından ziyade klinik öncesi dozimetre aracı olarak düşünülebilir (De Deene ve ark., 2000; Gustavsson ve ark., 2003).

3.2. Yöntem

YART ve VMAT tedavileri gibi kompleks uygulanmaların gerçekleştirildiği ileri teknolojiye sahip lineer hızlandırıcılarda yapılan testler incelendi ve yapılma teknikleri anlatıldı. Daha sonra Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı' nda yapılan kalite kontrol testlerine kıyaslamalar yapılarak, mevcut olan dozimetre ekipmanları da gözönünde bulundurularak kalite kontrol prosedürlerine yapılabilecek eklemeler belirlendi.

3.2.1. YART tekniği için yapılan kalite kontrol testleri

Yapılan testler, mekanik ve dozimetrik testler olmak üzere iki gruba ayrılabilir.

3.2.2. Mekanik testler

YART tedavisinin kalite güvenilirliği için önemli olabileceği düşünölen bazı mekaniksel testleri içermektedir.

Mekaniksel bileşenlerin testleri

Amaç: mekaniksel rotasyon ekseninin (gantri, kolimatör ve masa) geometrik doğru bir tedavi için uygun oluşunun test edilmesidir.

YART uygulanırken, birden fazla gantri açısı ve kolimatör rotasyonundaki YART segmentlerinin doğru uyumunun sağlanması için, lif kalibrasyonu ve kaynak ile kolimatörün hizalanmasına özellikle dikkat edilmesi gereklidir (IPEM, 2010). Milimetre altı seviyede bir kalibrasyon için YART ölçümlerine başlanmadan önce, özellikle küçük alanları içeren yerlerde izomerkez ayarlamalarının yapılması önerilir.

İzomerkez doğruluğu için literatürde çeşitli testler bulunmaktadır (Lutz ve ark., 1988; Treuer ve ark., 2000). Kolimatör, gantri ve masa rotasyonunun bir fonksiyonu olarak optik çapraz tel göstergesi sabit bir noktada tanımlanır. Gantri kolu, kolimatör ve masanın mekaniksel ayarı sadece cihaz kurulumu sırasında yapılır.

ÇYK lifleri ve çenenin konumlandırılması ile ilgili testler

Amaç: Lif ve kolimatör çene pozisyonlandırma hatalarının tolerans değerler içinde olup olmadığından emin olmak için yapılır.

ÇYK'lerin konvansiyonel kullanımı tek bir alanın diyafram şekillendirmesiyle alakalıdır. Diğer taraftan YART' da bu durum bir çok küçük segmentin ya da lif boşluğunun kullanımıyla karakterize edilir. Burada yaprakların yanlış pozisyonları hedef hacim ve riskli organlar tarafından soğrulan doz bakımından çok büyük hatalara sebebiyet verebilir. Böylece, yaprakların pozisyonlandırılması ile ilgili çok sıkı tolerans seviyelerine ihtiyaç vardır. ÇYK sistemleri sadece YART tekniğine göre tasarlanmadığı için özellikle ÇYK karakteristiğine önem verilmelidir (Ezzel ve ark., 2003; Hartford ve ark., 2009; Low, 2002; IPEM, 2006).

Çeneler, ÇYK lif bankları ve ÇYK yaprakları gibi mekaniksel bileşenler sürtünmeden dolayı rahat hareket edebilmeleri için her zaman küçük bir boşlukla üretilirler. Yaprak hareketi ya da pozisyonu gantri açısının rotasyonel hareketinden etkilenebilir. ÇYK yaprakları maksimum yaprak hızıyla hareket edebilir. Segmentli YART için bu konular tedavi zamanının artmasına sebep olabilir.

Kayan pencere tedavileri için yaprak hızının azalması ışın tutucu etkiye sahip olur ve aynı zamanda uygulanan dozun doğruluğundan taviz verilmesine neden olacaktır.

Yaprak pozisyonu ve tekrar edilebilirliği doğrulanmalıdır. Bu testler üretici firmalara özel olabilir (LoSasso ve ark., 2008; Liu ve ark., 2008; Bayouth, 2008).

Önerilen testler:

- Yaprak ve çene pozisyonunun kalibrasyonu ve doğrulanması: yaprak banklarının ve kolimatör çenesinin kalibrasyonu için metot tolerans düzeyle ilişkili olan istenilen değerden olan sapmaları tespit edebilecek hassasiyette olmalıdır. Kullanılan metotlar ÇYK modeline ve kullanılacak YART tekniğine bağlıdır. Bu metotların bazıları üretici firmalar tarafından önerilebilir. Yaprak pozisyonun doğrulanmasında, rutin kalite kontrolde film dozimetre ve EPID kullanıldığı halde su fantomunda küçük detektörlerle (diyot, kristal vb.) doğrulama testlerinin yapılması önerilmektedir (AAPM, 2008). Yaprak pozisyonunda bir hata olup olmadığını MU fonksiyonu olarak tespit edilmesini sağlayan yöntem Garden Fence testidir (Chui ve ark., 1994; LoSasso ve ark., 2001; 2008). Garden Fence önceden tanımlanmış pozisyonlarda küçük yaprak boşluklu yaprak hareket dosyasından (MU fonksiyonu olarak yaprak pozisyonu içerir) oluşur. Pozisyonlar ve boşluklar tüm yaprak çiftleri için özdeştir. Film üzerinde oluşan dozun görsel kontrolü 0,5 mm hata ile tespit edilebilir. Aynı zamanda EPID bu işlem için kullanılabilir (Chang ve ark., 2004). Eğer bir motor kodlayıcı eksik bir sayım gösterirse bu durum yaprak pozisyonundaki hata ile sonuçlanacaktır. Bitişik segmentlerden oluşan bir testin Garden Fence testine kıyaslanması kaynaklarda önerilmektedir (AAPM, 2001; Low ve ark., 2001; Sastre ve ark., 2004). Bu testlerin görsel analizi film ya da portal görüntüleme gibi yüksek çözünürlüklü

dedektasyon metotlarıyla yapılır. Oluşacak sapmaların nicel bir ölçümü elde etmek için bir boyutlu (1D) diyot dizi detektör kullanılması önerilmektedir (Liu ve ark., 2008). Aynı işlem 2D iyon odası dizisi kullanılarak da gerçekleştirilebilir. Burada iyon odasının verdiği sonuç yaprak pozisyonunun doğruluğu olarak kullanılabilir (Spezi ve ark., 2005; Yang ve ark., 2003).

- Yaprak ve çene pozisyonunun tekrar edilebilirliği: Yaprak ve çene pozisyonunun doğrulamasının yanında bu pozisyonların tekrar edilebilirliğinin de test edilmesi gerekmektedir. Bu işlem yaprakların ya da kolimatörlerin belli bir konuma ulaşması için bir dış konumdan iç konuma ya da tam tersi şekilde tekrar edilen ölçümlerle yapılır. Her bir pozisyon için en az 3 kez ölçüm yapmak gerekir. Ölçümlerde su fantomunun kullanılması halinde tarama cihazının histerisi için aynı tarama yönü kullanılmalıdır.
- Dozimetrik yaprak aralığı: Sadece kayan pencere tekniği için yapılan bir testtir. Dozimetrik yaprak aralığı yuvarlatılmış yaprak kenarlarından dolayı oluşan, ışık alanına göre radyasyon alanının genişlemesinin tayin edilmesinde kullanılır. Varian marka cihazların yuvarlatılmış ÇYK kenarları için ekstra geçirgenlik modeli kullanılır. Dozimetrik yaprak aralığı çeşitli genişliklerdeki boşlukların kullanıldığı integral doz metoduyla tanımlanır (Vial ve ark., 2006). Önerilen tolerans seviyesi 0,1 mm' dir.
- Dozimetrik yaprak boşluğu kararlılığı testi: Sadece kayan pencere tekniğinde uygulanan bir testtir. Mekaniksel toleransın yanında aşınma ve yıpranmada genişlik aralığında değişimlere sebep olabilir ve dozimetrik doğruluğu etkileyebilir. Dozimetrik yaprak boşluğu kararlılığı dar bir kayan pencere dozunun ölçülmesiyle tayin edilebilir. Ölçümler oluşturulan homojen bir dinamik alanda yeterli birikmesi olan tek bir dozimetreye yapılabilir. Fakat bu ölçümlerde öncelikli olarak EPID ya da dizi detektörlerin kullanılması önerilmektedir (Chui ve ark., 1994; Vieira ve ark., 2002). Okunan veriler 10x10 cm² alanın sinyaline normalize edilerek sonuçlar hesaplanır.

- Yaprak hızı kararlılığı testi: Bu testte dozimetrik yaprak boşluğu testinde kullanılan yöntem kullanılır. Toplam MU sayısı ve doz hızı için farklı değerler kullanılarak yaprak hızları düşükten hızlıya doğru test edilir. Yaprak hızıyla ilgili değişkenler bir kayıt dosyasında gözlenebilir ya da aşırı ışın tutulmasıyla gösterilebilir. Yaprak hızlanması ve yavaşlaması uygulanan yoğunluk profilleri üzerinde ihmal edilebilir bir etkiye sahiptir (Martens ve ark., 2001; Pittomvils ve ark., 2007).
- Gantri açısına bağlılığın test edilmesi: Farklı gantri açılarında yaprak ve çene pozisyonlamasının doğruluğu ile dozimetrik yaprak boşluğu kararlılığı testinin tekrar edilmesiyle yapılır. Seçilen açılarda yaprak hareketi yerçekimi kuvvetine paralel yönde olmalıdır.

3.2.3. Dozimetrik testler

ÇYK geçirgenliği testi

ÇYK'lerin üretici firma tarafından belirlenen limitleri ve ya ek gereksinimleri aşmaması için yapraklar arası sızıntının ve yaprak geçirgenliğinin test edilmesi için yapılır. Ölçülen sızıntı ya da geçirgenli TPS' in modellenmesi için kullanılır.

Yapraklar arası sızıntı ve yaprak geçirgenliği ÇYK tasarımına dayanmaktadır (AAPM, 2001; Huq ve ark., 2002). YART tekniğinde uygulanan dozun çoğu ÇYK yapraklarıyla şekillendirilmiş alanlarla uygulanır. Burada yapraklar kısmen yedekleme blokları ile korunabilir. Eğer yapraklar boyunca geçirgenlik yedekleme blokları ile korunmuyorsa, yapraklar arası sızıntı ve yaprak geçirgenliği düşük doz bölgelerindeki doza eklenir.

Kolimatörün mümkün olduğu kadar kapatılmasıyla yaprak geçirgenliği test edilir. Ölçümlerde iyon odası kullanılır. Ölçülen sinyalin büyük kısmı bitişik yaprak geçirgenliği ve yapraklar arası geçirgenliğin ortalamasıdır. Bu yüzden bu iki bileşeni birbirinden ayırmak için yüksek çözünürlüklü detektörlerin kullanımı daha uygun olacaktır. Kullanılan yöntem konvansiyonel radyoterapide kullanılan yöntemden farklı olmamasına rağmen testin sonuçları YART için çok daha fazla önemlidir.

Doz izleme sistemi testleri

Amaç: YART tekniği kullanılırken doz izleme sisteminin gereklilikleri karşıladığından emin olmak için ve temel performans karakteristiklerini toplamak için yapılır.

YART tedavilerinin ayırt edici özelliği küçük MU ve bunun yanında küçük alan boyutuna sahip segmentlerin kullanılmasıdır. Bu yüzden YART tedavilerinde üzerinde durulması gereken en temel konu linağın tüm kullanılan MU' larda istenilen dozu doğru bir şekilde uygulamasıdır. Doz izlemesi ve kontrolü üretici firmaya göre değişiklik gösterse de her linak çok kaplı iyon odası, doz ve servo plakasına sahiptir. Bu, linağın uyguladığı dozun gözlenmesi ve kontrolü için önemlidir. MU, doz hızı, alan homojenitesi gibi parametreler başına doz değişimi bu sistem ile önemli limitler içerisinde tutulabilir (Ravikumar ve ark., 2005; Mohr ve ark., 2007; Kang ve ark., 2008).

Önerilen Testler:

- Tekrar edilebilirlik: tekrar edilebilirlik testi NCS-8 (NCS, 1995) ve IEC 60976/60976 (IEC, 2007) ile uyumlu olarak yapılır. YART tekniği için test klinik olarak kullanılan MU değerleri aralığında uygulanır (2, 5, 10, 20, 50, 100, 200, 500, 1000 MU gibi).

Tekrar edilebilirlik aşağıdaki bağlantıda verilen değişim katsayısı ile tanımlanır:

$$s = \frac{100}{\bar{R}} \sqrt{\sum_{i=1}^n \frac{(\bar{R}-R_i)^2}{n-1}} \% \quad (3.1)$$

Burada;

n: ölçüm sayısı

R_i : yapılan ölçümün okuması

\bar{R} : R_i değerlerinin ortalamasıdır

- Orantısallık: MU sayısı ve ölçülen doz arasındaki doğrusal ilişkiyi göstermek için yapılır. NCS-8 ile uyumlu olarak yapılır (NCS, 1995). Günümüzde klinik olarak kullanılan düşük MU segmentleri için olan dozları içermektedir.

Tekrarlanabilirlik için toplanan veri seti orantısallık için kullanılabilir. Doz hızının değişken olduğu durumlarda IEC-60976/60976 (IEC, 2007) prosedürü kullanılabilir.

- Işın profili kararlılığı: Işın profilinin kararlılığı düşük MU değerlerinde gantri açısının bir fonksiyonu olarak belirlenmelidir. Alanın merkezi ekseninde dozun orantısallığına ek olarak ışının içindeki tüm noktalarda lokal doz değişimleri en düşük noktada tutulmalıdır. Bu test için genellikle iyon odası matrisleri ve EPID kullanılır. 1D ya da 2D dizi detektörler lineer hızlandırıcının kafasına monte edilir ve ışının verilmeye başlandığı andan itibaren gantri açısının ve MU değerinin bir fonksiyonu olarak toplam doz profilini ölçer.

Radyasyon güvenliği testleri

Amaç: saçılan ve sızıntı radyasyonu engellemek için belirlenmiş olan koruyucu bariyerlerin kontrolü için yapılır.

YART tekniğinin anahtar özelliklerinden biri homojen olmayan doz yoğunluklarının kullanımınıdır. Tek bir alan çoklu segmentlere bölünür ve bunun sonucunda toplam MU sayısı 2-5 kat arasında artar (IPEM, 1997). Sonuç olarak bariyer tasarımının artan MU göre gerekli korumayı sağladığının doğrulanması gerekmektedir.

Bariyer hesaplamaları uygulanan Gy başına artan MU sayısı için tekrar adapte edilmelidir. MU sayısındaki artış YART faktörü olarak adlandırılan ve tedavi makinesinin kafasından saçılan radyasyonun artışını sayan faktör ile yansıtılır. YART faktörü YART için gerekli olan birim doz başına ortalama MU sayısının konvansiyonel tedaviler için gerekli olan MU sayısına oranıdır. Bu bağıntı IPEM' in 75 numaralı raporunda (IPEM, 1997), NCRP' nin 151 numaralı raporunda (<http://www.scribd.com/doc/47437337/NCRP-Report-151>, Erişim tarihi: 27 Ocak 2013) ve IAEA' in 47 numaralı raporunda (IAEA, 2006) bulunabilir. Sızıntı dozdaki artışı hesaplamak için klinik bilgilerin kullanılması tavsiye edilir. YART'ta yapılacak hesaplamaların kabulü için olan ölçümler konvansiyonel için olan ölçümlerden farklı değildir. YART faktörü ve iş yükü zamanla değişirse hesaplamaların tekrarlanması gerekir.

3.2.4. Küçük alanlar için PDD, ışın profilleri ve verim faktörlerinin ölçülmesi

Amaç: Küçük alanlar için PDD, ışın profillerinin ve verim faktörlerinin elde edilmesidir. YART alanları çoklu segmentler ya da küçük alanlara sahip kayan pencere aparatları içerir. Işın veri yapılandırması ve ya TPS'in doz hesaplama doğruluğu için ışın verilerinin küçük alanlar için doğrulanmış olması gerekmektedir.

Yapılacak testler için standart su fantomunun kullanılması önerilmektedir, fakat bu ölçümler için verilen pratik öneriler dikkate alınmalıdır (IPEM, 2010).

Önerilen Testler:

- PDD: ölçülen küçük alan PDD'lerinin ele alınmasındaki problemlerden biri derinliğin artmasıyla ışın ekseninden sapmaların olma ihtimalidir. Böyle bir derin doz hesaplamalarının yanlış yapılmasına sebep olur. Alan boyutuna göre çok büyük olan bir detektörle tarama yapılırken PDD hacim averaj etkisinden etkilenecektir. Küçük alan PDD ölçümleri için eksenini ışın eksenine paralel olan diyotlar tercih edilmelidir. Aynı zamanda hacmi yaklaşık olarak $0,01 \text{ cm}^3$ olan iyon odaları da kullanılabilir. Küçük derinliklerdeki bozukluğu azaltmak için tarama yönü derinden yüzeye doğrudur.
- Işın profilleri/yarıgölgeler: profilleri ve yarı gölgeleri ölçmek için eksenini ışın CAX'ına paralel olan diyotlar tercih edilmelidir. Aynı zamanda yüksek uzaysal çözünürlüklerinden dolayı radyokromik filmler de kullanılabilir. Su eşdeğeri olmadıkları için ve hacim averajından dolayı yarıgölgede genişleme gösterdikleri için iyon odaları bu ölçümler için önerilmez. İyon odalarının kullanıldığı durumlarda da hacimlerinin $0,01 \text{ cm}^3$ ve çelik elektrotsuz olanlarının kullanılması tavsiye edilir.
- Verim faktörleri: toplam saçılma faktörü S_{cp} 'nin hesaplamadaki belirsizliği ortadan kaldırmak için su da çok uygun detektörler kullanılarak ölçülmesi önerilmektedir. Kullanılacak detektörün klinik olarak kullanılan küçük alan boyutlarını ölçmek için yeterince küçük olması gerekmektedir. İyon odasına uygun düzeltme faktörünün kullanılmadığı durumlarda en küçük iyon odasının

kullanılması bile şüpheli sonuçlar verir. Korunmalı diyotlarda yüksek atom numarasına sahip olan koruma materyali doz pertürbasyonuna neden olacağından verim fazla hesaplanabilir. Diğer yandan korumasız diyotlarda büyük alan boyutlarında düşük enerjili saçılan fotonlara fazla yanıt verebilirler. Bu yüzden küçük alanların verim faktörü ölçümleri için korumasız diyotlar önerilmektedir.

3.2.5. Tedavi esnasında beklenmedik ışın kesilmesi durumunun test edilmesi

Amaç: tedavi sürecince meydana gelebilecek herhangi bir ışın kesilmesinde tedavinin doğruluğunun test edilmesi amaçlanmıştır.

YART tedaviler çoklu alanlardan oluşmaktadır ve bu alanlar bazı zamanlar karmaşık doz profillerine sahiptirler. Bir sebepten dolayı tedavi cihazında radyasyon aktarılmasının durmasından sonra cihaz, ışının kesildiği andaki kontrol noktasındaki gantri açısı, kolimatör, MU ve ÇYK ayarları ile devam edecektir. Ek olarak R&V sistemi, tedavinin kesildiği ve uygulanması gereken dozun kalması durumunda bunu kaydeder.

Işının kesilmesiyle yapılan film, iyon odası ya da diyot dizi ölçümleri ile kesinti olmaksızın yapılan ölçümler karşılaştırılır. Bu işlem farklı kontrol noktalarında birkaç kez uygulanır. Her bir kesintide, R&V sisteminin kayıt yapabilmesi için tedavi kapatılmalı ve kalan tedavi dozu R&V sistemi ile uygulanmalıdır.

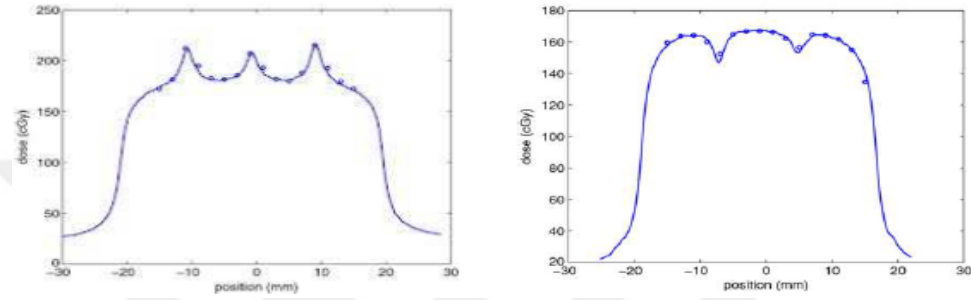
3.2.6. Tedavi planlama sistemi testleri

Yaprak ucu modellemesinin testi

Yaprak ucu modellemesi doğrulamasının çeşitli yaprak pozisyonlarında yapılması önerilir. Her ÇYK tasarımının kendine has karakteristiğinin olduğu ve yaprak ucu modellemesinin doğruluğunun aynı zamanda uygulanan tekniğe bağlı olduğu göz önünde bulundurulmalıdır. Pozisyonel çözünürlüğe ihtiyaç duyulduğu için diyotlar, kristaller ya da sıvı dolu iyon odaları, film dozimetre ve EPID önerilen ölçüm cihazlarıdır. %50 doz pozisyonun birkaç mm altında bir uyum olması önerilir. TPS, birçok küçük segmentten oluşan YART alanını ölçülen profillere göre hesaplar. Ölçümlerde küçük alanlı segmentler farklı eksen dışı pozisyonlarda konumlandırılır. Kabul edilen sınır maksimum dozun %5-10 olmasıdır.

ÇYK yapraklarının modellenmesinin testi

Yaprak pozisyonu modelinin doğrulanması için üst üste binen alanların kullanılması önerilir. Birbiriyle çakışan alanlar ve küçük boşluklar TPS’de planlanır ve film ölçümleriyle kıyaslanır. Bu şekilde çakışan alanların bir örneği Şekil 3.9’da gösterilmektedir. Küçük segmentli YART alanları kullanılırken alan pozisyonu için tolerans değeri 0,5 mm olması önerilmektedir.

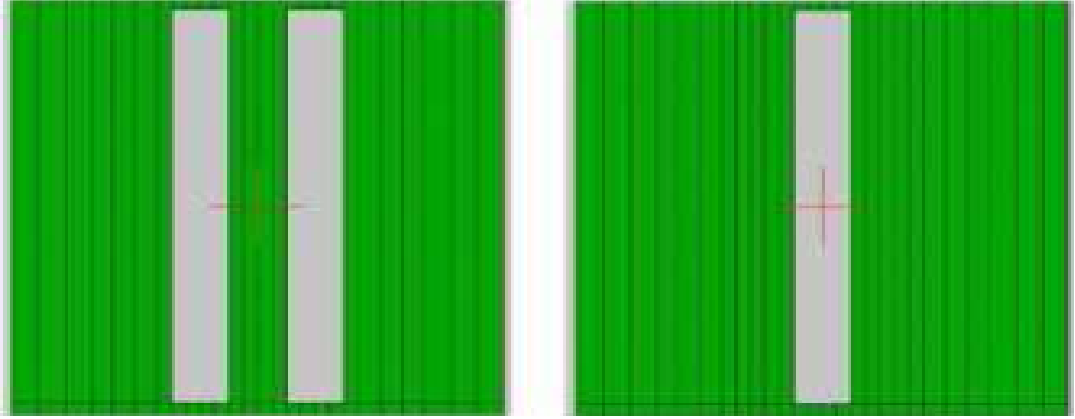


Şekil 3.9. Tedavi planlama sisteminin doğrulanması için kullanılan birbiriyle tam çakışmamış alanların örneği. (NCS, 2013).

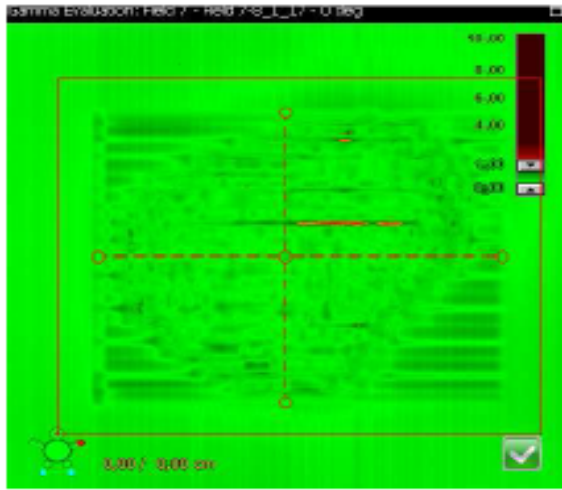
Tongue ve Groove etkisi

Tek bir yaprağın radyasyon alanına girmesiyle ortaya çıkar. Sonuç olarak çenenin tanımladığı alana kıyasla ÇYK’lerin tanımladığı alanda maksimum yarım tam genişlik değerinde artış meydana gelir (Liu ve ark., 2008; Huq ve ark., 2002; Sykes ve ark., 1998). Çeşitli TPS’ler bu etki için değer girilmesine izin verir ve bu şekilde doz hesaplama hataları önemli derecede azaltılır. Aynı ayrı ÇYK’ler ile tanımlanmış alanlar bu değer tanımlanması için kullanılır.

Bu etkinin doğru modellenmesi yaprak yönüne dik yarı alanların eklenmesiyle sağlanır. TPS sonuçlarıyla film dozimetre sonuçları ya da çenelerin geri çekilmesiyle tanımlanan dar ÇYK alanlarının yarı tam genişlik değerleri ile kıyaslanır. Örneğin üç adet geri çekilmiş yaprak ile tanımlanan alanlarda referans derinlikte alan boyutu 3 cm yerine 2,8 cm olacaktır (Jordan ve Williams, 1994). Şekil 3.10’da Tongue ve Groove etkisinin tanımlanmasında kullanılan alanlara bir örnek verilmiştir. Bu etkinin uygun olmayan modellenmesi ise Şekil 3.11’de gösterilen hataya sebep olacaktır.



Şekil 3.10. Tongue ve Groove etkisinin tanımında kullanılan ÇYK alanlarına bir örnek (NCS, 2013).



Şekil 3.11. Tongue ve Groove etkisinin uygun olmayan modellemesi (NCS, 2013).

Tongue ve Groove etkisinin dozimetrik etkisi uygun kolimatör açısı ve segmentler seçilerek azaltılabilir.

3.2.7. VMAT tekniği için yapılan kalite güvenilirlik testleri

VMAT tedavilerinde dinamik faktörler devreye girdiğinden dinamik bileşenlerin kalite güvenilirlik testleri yapılmalıdır.

3.2.8. Statik gantri durumunda yapılacak testler

Gantri açısının doğruluğu

VMAT için referans olarak kullanılacak gantri açısı doğruluğunun temel seviyesini tanımlamak için yapılır.

VMAT tedavilerinde gantri açısı önemli bir niceliktir. Dinamik VMAT tekniği için kıyaslama yapabilmek için gantri sabitken temel doğruluk seviyesinin kaydedilmemesi gerekir.

Kardinal açılar için gantri açısı ölçümleri su terazisi ya da eğimölçer kullanılarak yapılır.

Kolimatör doğruluğu

VMAT için referans olarak kullanılacak kolimatör açısı doğruluğunun tespit edilmesi amaçlanmıştır.

Kolimatör açısı VMAT'ta kullanılan dinamik parametrelerden biridir. Dinamik VMAT tekniği için kıyaslama yapabilmek için aynı gantri açısında olduğu gibi, kolimatör açısı içinde temel doğruluk seviyesinin kaydedilmesi gerekmektedir.

Gantri 90^0 ve 270^0 iken tüm kardinal kolimatör açılarının ölçümleri su terazisi ve ya eğimölçer kullanılarak yapılır.

ÇYK pozisyonu doğruluğu

VMAT için referans olarak kullanılacak ÇYK yaprak doğruluğunun tespit edilmesi amaçlanmıştır.

ÇYK yaprak pozisyonu VMAT'ta kullanılan dinamik parametrelerden biridir. Dinamik VMAT tekniği için kıyaslama yapabilmek için ÇYK yaprak pozisyonu için temel doğruluk seviyesinin kaydedilmesi gerekmektedir.

YART tekniğinde yaprak ve çene pozisyonunun kalibrasyonu ve doğrulanmasının yapılması için kullanılan "Garden Fence" ve "Picket Fence" testleri ile doğrulama yapılır.

Verim doğrusallığı ve tekrar edilebilirliğinin doğrulanması

VMAT için referans olarak kullanılacak verim doğrusallığı ve tekrar edilebilirliğinin statik durumda ve nominal doz hızında tespit edilmesi amaçlanmıştır.

Değişen doz hızlarıyla uygulanan VMAT dozlarıyla MU sisteminin tekrar edilebilirliği ve birleştirme kapasitesi üzerinde yüksek hassasiyet gerekli hale gelmiştir.

Doğrusallık ve tekrar edilebilirlik klinik olarak kullanılan MU aralığında tanımlanmalıdır.

Doğrusallık aşağıdaki bağıntıyla tanımlanır:

$$l = \frac{R}{MU} \quad (3.2)$$

Burada:

R : ölçümlerin okuması

MU : monitor unit sayısıdır.

Tekrar edilebilirlik değişim katsayısı olarak tanımlanır ve aşağıdaki bağıntıyla bulunur:

$$s = \frac{100}{\bar{R}} \sqrt{\sum_{i=1}^n \frac{(\bar{R}-R_i)^2}{n-1}} \% \quad (3.3)$$

Burada;

n : ölçüm sayısı

R_i : yapılan ölçümün okuması

R : R_i değerlerinin ortalamasıdır

Işın düzgünlüğü ve simetrisi

VMAT için referans olarak kullanılacak ışın düzgünlüğü ve simetrisinin statik durumda tespit edilmesi amaçlanmıştır.

Gantrinin hareket etmesiyle ışının düzgünlüğü ve simetrisi değişebilir. Bunun için statik durumdayken referans olarak düzgünlük ve simetri verisi elde edilmeli ve dinamik durumda elde edilen verilerle karşılaştırılmalıdır.

Kardinal gantri açıları için kardinal koordinatlarda ışın profilleri ölçülerek veriler elde edilir.

3.2.9. Hız tayini testleri

Gantri hızı testi

Maksimum gantri hızını tanımlama ve üretici tarafından verilen değerlerle uyumlu olup olmadığını kontrol etmek için yapılan testlerdir.

Linak dinamik durumda çalışırken gantri hızı iki ardışık kontrol noktası arasındaki gantri pozisyonunun sonucudur, bu kontrol noktaları arasında MU ve gerçek doz hızı uygulanır. Maksimum ve minimum doz hızı daha çok TPS'lerde değişebilen bir veri girişi olarak kullanılır.

DICOM RT plan dosyasında ya da direkt linakda kullanıcı tarafından belirlenen kontrol noktalarında farklı hızlar kullanılır ve rotasyon hızı kaydedilir. Eğer mümkünse hız sabitini belirlemek için hem ortalama hem de gerçek rotasyon hızları kaydedilir.

ÇYK yaprak hızı testi

En yavaş ÇYK yapraklarının maksimum hızını belirlemek için yapılır. Elde edilen veriler TPS'de veri olarak kullanılabilir.

En yavaş yaprağın maksimum hızı ve sergilediği hız değişimleri TPS' in hesapladığı uygulama süreleri, hızlar ve doz hızları arasında iyi bir ilişki olmasını gerektirir. Tedavi süresince tüm yaprakların davranışının TPS' de belirlendiği varsayıldığından, TPS' de girilen maksimum yaprak hızı en yavaş yaprağın maksimum hızı ile belirlenmelidir.

Tüm kardinal açılarda ya da en az bir referans noktasında, yaprakların hareket yönü yerçekimine paralel ve dik olduğu durumlarda tüm ÇYK yapraklarının maksimum yaprak hızları tanımlanır. Yaprakların hepsi tek bir uçta ayarlanır ve başka bir uca hareket etmeleri istenir. Eğer linağın servis modunda mevcutsa, kolimatör açıkken hareket eden bir ya da daha çok yaprağın hızı kaydedilebilir. Bu seçenek sağlanamıyorsa, linağın kayıt dosyasından yaprak hızları alınabilir. Alan boyunca hareket ederlerken yaprakların hareketinin gözlemsel olarak kontrol edilmesi de niteleyici bir yaklaşım olarak kullanılabilir.

3.2.10. Statik gantri durumunda doz hızına bağlı testler

Verim doğruluğu

Linağın iyon odalarının çoklu ve değişen doz hızları için doğruluğunun kıyaslanması için yapılan testlerdir.

Tedavi cihazlarının iyon odaları düşük doz hızlarında ya da doz hızı anahtarlama durumunda doğruluklarını kaybedebilirler. VMAT uygulamalarında doz hızı sıkça değiştiği için bu durum tedavi cihazının verim doğruluğunu etkileyebilir.

Maksimum ve minimum doz hızlarını da içeren dört farklı doz hızında 10x10 cm² alan boyutunda verim belirlenir. Yapılacak olan ikinci test değişen doz hızlarında verim kararlılığını tanımlamak içindir. Verilen MU'lar için MU sayısının yaklaşık 1/3' üne denk gelen başlangıç doz hızları anahtarlanır. Daha sonra MU sayısının yaklaşık 1/3' ü için maksimum doz hızı uygulanır ve final olarak izin verilen minimum doz hızı ile geri anahtarlama uygulanır. Tüm kardinal açılarda tüm testler uygulanmalıdır.

Düşük doz hızında düzgünlük ve simetri

Statik durumda tüm kardinal gantri açılarında linağın güvenilir şekilde çalışacağı minimum doz hızının belirlenmesi için yapılır.

Düşük doz hızlarında ya da doz hızı anahtarlama sırasında gözlem odalarının cevabı doğruluğunu kaybedebilir. Buna ek olarak, radyasyon ışını çok düşük doz hızlarında kararsız hale gelmeye başlar VMAT tekniğinde sıklıkla düşük doz hızları kullanıldığından kararlı bir ışının oluşturulacağı minimum ve maksimum doz hızları belirlenmelidir.

Doz hızları kararlı ışın ve kararlı verimin elde edilebildiği en düşük doz hızına el ile ayarlanır. Ayrıca ek olarak, düzgünlük ve simetri minimum ve maksimum doz hızlarında ve bunlar arasında üç seviyede belirlenir. Bu işlemler gantri sıfır durumunda ölçülebilen maksimum alan boyutunda yapılmalıdır. Diğer kardinal açılarda minimum ve maksimum doz hızında düzgünlük ve simetri belirlenir.

3.2.11. Dinamik gantri durumunda doz hızına bağlı testler

Gantri rotasyonu boyunca çeşitli aralıksız doz hızlarında ışın düzgünlüğü ve simetrisi Sabit gantri rotasyonu sırasında sabitlenmiş doz hızlarında alan düzgünlüğü ve simetrisinin tanımlanması için yapılır.

Sürekli değişen alan şekli ve gantri açısından dolayı genellikle düşük dozlarda VMAT planları, linak parçalarının hız sınırlandırıcı özelliklerini karşılamak için, YART ve 3D konformal radyoterapiye göre daha fazla segmentli olur. Düzgünlük ve simetri standart cihaz kalite güvenilirliğinin bir parçası olarak çeşitli kardinal gantri açılarında kontrol edilir. Ancak, lineer hızlandırıcının dinamik durumda doğru dozu verdiğiinden emin olmak için dinamik durumdaki profil özelliklerinin statik durumdaki profil özelliklerine eşit duruma getirilmelidir. TPS'ler statik durumda, gantri 0° de alınan verilerle çalıştığı için, profiller gantri rotasyonu boyunca özellikle düşük doz hızlarında değişmez olmalıdır.

Doğrusal (1D ya da 2D) doz detektör dizileri ışın profilinin açığa bağlı ölçümlerinin alınmasında kullanılabilir. Detektör tüm gantri açıları için ışına dik yönde yerleştirilmelidir ve detektörün frekansı temsili anlık görüntüleri yakalayabilecek kadar yüksek olmalıdır. Maksimum gantri hızında, her 5° başına birden fazla profil elde edilmesi gereklidir. Bu test için uygulanan VMAT planı maksimum alan boyutunda bir açık alan ve linağın sürekli hareketini sağlamak için açısal aralığı yaklaşık 4° olan kontrol noktalarından oluşur. Ölçümler, izin verilen maksimum ve minimum doz hızlarını da içeren beş farklı doz hızı seviyesinde yapılır. Linakta kullanılan gruplu doz hızları için, toplam MU sayısının her bir ark segmenti için yavaş şekilde artırılması önerilir. Bu, sistemin ufak kararsızlıklarından dolayı oluşan istenilenden daha düşük doz hızında sistemin geri düşmesini önlemek için yapılır.

Kardinal açılarda elde edilen ışın düzgünlüğü ve simetrisi testlerinin sonuçları statik gantri testinde elde edilen değerlerle uyumlu olmak zorundadır. Diğer tüm gantri açılarında alınan ölçüm sonuçları için, profilin görsel incelemesi daha fazla araştırma yapıp yapılmaması konusunda fikir vermelidir.

Değişen gantri rotasyonu ve doz hızında ışın düzgünlüğü ve simetrisi

Sabit gantri hızıyla gantri rotasyonunda, değişen doz hızlarında alan simetrisi ve düzgünlüğünün kontrolü için yapılan testlerdir.

VMAT planları sıklıkla değişen doz hızlarıyla uygulanır. Doğru dozların uygulandığından emin olmak için alan simetrisi ve düzgünlüğünün değişen doz hızlarında kararlı olması gerekmektedir.

Arkın alternatif doz hızlı açısız alanlara bölündüğü bir DICOM RT planı kullanılır. Doğrusal dizi detektörler kullanılabilir fakat kullanılan detektör zamana bağlı profil kaydedebilme özelliğine sahip olmalıdır. Detektörlerin örnek frekansı limitli olduğu için her bir doz segmenti örnekleme için önleyecek kadar uzun olmalıdır. Alan düzgünlüğü ve simetrisi her bir doz hızı alanı için tanımlanmalı ve değerlendirilmelidir. Özellikle doz hızında gelişen bir değişiklikten sonra bu işlem yapılmalıdır.

1000 MU' den yüksek değerlerde verim kontrolü

Büyük MU' larda tedavi cihazının doğrusallığının test edilmesi için yapılan testlerdir.

YART ve açık alanların kliniksel kısıtlamalarını karşılamak için maksimum MU sayısı 1000 ile sınırlandırılmıştır. Ancak VMAT planlarında ark başına çok fazla sayıda MU uygulanır. Bu yüzden bu kullanılan doğrusallık testleri klinikte kullanılan MU sayısının aralığına göre genişletilmelidir.

Uygulanacak testte $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alana sahip bir VMAT ışını 4000 MU (ya da mümkünse daha fazla olabilir) 360° boyunca uygulanır. Işında MU sayıları 4° aralıklarla eşit olarak dağıtılmış şekildedir. Daha sonra, referans olarak $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alana sahip bir VMAT ışını 100 MU ile 360° boyunca uygulanır. Her iki ışın için toplam doz bir iyon odasıyla tanımlanmalıdır. Kurulum, doğrudan statik referans sonuçlarıyla kıyaslama yapabilmek için tercihen izomerkezde ya da gantriye monte edilmiş şekilde olur. İzomerkezdeki kurulum için açısız bağımlılıktan kaçınmak için bir silindirik fantomun merkezine yerleştirilen iyon odasıyla ya da iyon odasının yığılım (build-up) başlığıyla ölçümler alınır. Alternatif olarak, linağın kafasına monte edilebilen cihazlar kullanılabilir.

Sabit gantri hızında doz hızı değişimlerinde verim kontrolü

Sabit gantri rotasyonunda değişen doz hızlarında linağın veriminin sabit olup olmadığını doğrulamak için yapılan testlerdir.

Sabit gantri açılarında doz hızı değişimlerini tanımlamak için gözlem odalarıyla testler yapılır. Linağın dinamik davranışlarında (gantri rotasyonu ve doz hızı modülasyonu) bir ark segmentinde uygulanan dozun doğruluğu değişebilir. Bundan emin olmak için bazı testler yapılır.

Test için arkın alternatif doz hızlı açısal alanlara bölüdüğü bir DICOM RT planı kullanılır. Burada da yine plan iki farklı ölçüm sistemi kullanılarak uygulanır. Bunlardan ilki silindirik bir fantomun merkezinde iyon odasıyla yapılan ya da iyon odasının yığılma başlığı kullanılarak yapılan ölçümlerdir. Alternatif olarak ta linak kafasına yerleştirilebilen cihazlar kullanılabilir. Uygulanan tüm plan ve opsiyonel olarak her bir doz alanı için uygulanan doz tanımlanmalı ve referans değerle karşılaştırılmalıdır. Referans doz seviyesi sabit doz hızında aynı alan boyutunda, aynı MU sayısının uygulanmasıyla bulunabilir.

Doz hızı ve gantri hızının karşılıklı bağıllığı

Gantri rotasyonu ve doz hızı arasındaki ilişkiyi tanımlamak için yapılan testlerdir.

Gantri açısının, gantri açısı hızının ve doz hızının doğruluğu doğru dozun uygulanması bakımından çok önemlidir. Alan başına eşit dozların iki yolla olur. Bunlar: yüksek gantri hızı ve yüksek doz hızı ya da düşük gantri hızı ve düşük doz hızlarının uygulanması şeklindedir. Gantri açısı başına özel dozların uygulanmasında gantri açısı hızı ve doz hızıyla ilişkili olan aşağıdaki bağıntı kullanılır:

$$Gantry\ açısı\ hızı = \frac{\partial (Gantry\ açısı)}{\partial t} = \frac{\partial (Gantry\ açısı)}{\partial (topMU)} * \frac{\partial (TopMU)}{\partial t}$$

$$= \frac{1}{(doz/gantry\ açısı\ derecesi)} * doz\ hızı \quad (3.4)$$

Bu formülde t = zaman ve $topMU$ = uygulanan toplam MU sayısıdır. Bazı tedavi planlama sistemleriyle sabit gantri açılı tedavi planları yapılabilse de bu zorunlu değildir. Linak gantri hızını, doz hızını ve ÇYK yaprak hızını bağımsız olarak belirler. Farklı seviyelerle sınırlı olan doz hızları için, derece başına istenilen doz farklı doz hızı seviyeleriyle ve belirli gantri hızlarıyla uygulanır.

Doz hızı ve gantri hızı arasındaki ilişkiyi tanımlamak için Ling tarafından bir adaptasyon testi ileri sürülmüştür (Ling ve ark., 2008). 5.6 x40 cm² açık alanda yedi bitişik doz bandından oluşan bir VMAT planı oluşturulur. Bulunan her bir doz bandı eşit sayıda MU değerine sahiptir fakat bantlar arasında 1mm boşluk olacak şekilde farklı doz hızı, gantri açısı ve gantri hızı kombinasyonları uygulanmıştır (Tablo 3.4). Bir çerçeve yada tepsi sistemiyle lineer hızlandırıcının kafasına monte edilen ve yığılma materyali bulunduran film oluşturulan VMAT planı ile ışınlanır. Referans olarak aynı plan gantri rotasyonu ve ÇYK hareketi olmadan ikinci bir filme uygulanır. Alternatif olarak bir açık alan kullanılabilir. Işınlanan iki filmde elde edilen profiller benzer olmalıdır.

Tablo 3.4. Gantri hızı, doz hızı ve açısai alan uzunluğunun üç farklı kombinasyonu.

		MU Sayısı	Doz Hızı	Açısai Alan Uzunluğu	Gantri Hızı
Sabit gantri hızı	1	X	DR_{Max}	Δ	v
	2	X	$DR_{Max}/2$	2Δ	v
	3	X	$DR_{Max}/4$	4Δ	v
	4	X	$DR_{Max}/8$	8Δ	v
	5	X	$DR_{Max}/16$	16Δ	v
Sabit doz hızı	1	X	DR	Δ	v_{max}
	2	X	DR	2Δ	$v_{max}/2$
	3	X	DR	4Δ	$v_{max}/4$
	4	X	DR	8Δ	$v_{max}/8$
	5	X	DR	16Δ	$v_{max}/16$
Sabit açısai alan uzunluğu	1	X	DR_{Max}	Δ	v_{max}
	2	X	$DR_{Max}/2$	Δ	$v_{max}/2$
	3	X	$DR_{Max}/4$	Δ	$v_{max}/4$
	4	X	$DR_{Max}/8$	Δ	$v_{max}/8$
	5	X	$DR_{Max}/16$	1Δ	$v_{max}/16$

Başlangıç ve bitiş belirsizliklerini azaltmak için, ark uzunluğu arttırılabilir. Aynı zamanda MU sayısı da kullanılan aynı faktörle adapte edilmelidir. Gantri hızlanmasından oluşabilecek etkiyi önlemek için düşük gantri hızına sahip doz alanlarıyla tedaviye başlanması önerilir.

Genelde linak dozu kısa bir zamanda uygular, böylelikle gantri hızı ve doz hızı maksimum seviyeye çıkar. Düşük doz hızında değişen gantri hızı sadece doz hızı açık bir şekilde tanımlandığında ya da üçüncü bir parametre olarak yaprak hızları tanımlandığında gerçekleşir.

Maksimum doz hızı ve gantri hızı değişimlerinde verim kontrolü

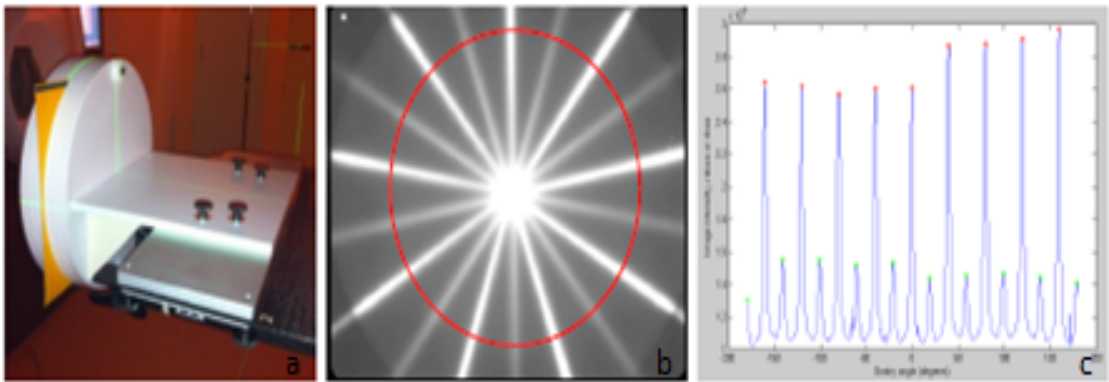
Dinamik uygulamalar sırasında gantri açısındaki büyük değişimlerin uygulanan dozdan bağımsız ışığın tanımlanması amacıyla yapılan testlerdir.

Büyük kütesinden dolayı, gantri açısındaki büyük değişimleri kontrol altında tutmak yaprak pozisyonu ya da kolimatör açısının kontrolüne göre daha zordur. Bu yüzden, değişen gantri hızları için gantri açısı ve MU arasında mümkün olabilecek eşzamanlılık sorunlarının test edilip tanımlanması önerilmektedir. Bu testler temel alınarak, klinik uygulamalarda sistemin doğru çalışmasını sağlamak için TPS’de limitlendirmeler yapılmalıdır.

Bu kapsamda önerilen testler: Eşzamanlılık filmi ve izin verilen maksimum hareketsizlik aşımı (MAIO) testidir.

Eşzamanlılık filmi: bu test Van Esch tarafından önerilmiştir (Van ve ark., 2011). Test film kullanarak, doz hızı ve gantri açısı arasındaki eşzamanlılığın bir görüntüsünü verir. Önerilen bu testte zamana bağımlılık yoktur. ÇYK yapraklarının gantri rotasyonu boyunca sabit kaldığı ve birkaç mm merkezi boşluk oluşturulan VMAT planı oluşturulur. Tüm gantri arkı, 2°’lik yüksek doz uygulanan, eşit sekiz açısız alana ve 38°’lik düşük doz uygulanan alana bölünür (Şekil 3.12).

Düşük doz hızı alanlarında gantri maksimum hızda hareket ederken (LDR+HGS) yüksek doz hızı bölgelerinde düşük hızda hareket eder (HDR+LGS). Burada dikkat edilmesi gerek nokta; MU sayısı küçük yaprak boşluğu küçük doz verim faktörünü telafi edebilecek yükseklikte olabilmesidir.



Şekil 3.12.a) VMAT uygulamasında kullanılan deneysel silindirik fantom kurulumu, b) Testte ışınlanan film, şekilde görülen kırmızı daire oluşan pırıltı yıldızının merkezinden sabit noktada oluşan yoğunluktur ve her bir bant açısını elde etmek için de kullanılabilir, c) Dairesel konturdaki görüntü/doz değerleridir. Fantomun kurulumundaki ufak bir kayma bantların yoğunluğunda farka sebep olur (NCS, 2015).

Silindirik bir fantoma yerleştirilen ve ganti dönme düzlemine yerleştirilen film doz profilleri elde etmek için kullanılır. Masanın sebep olacağı azalmanın önüne geçmek için fantom masanın baş kısmının dışına yerleştirilir. Bu test gantri açısının tanımlanması anlamına geldiği için, filmin izomerkeze göre doğru konumlandırılması ve oryantasyonuna çok dikkat edilmelidir. Gantriye göre yukarı yönlü pozisyonda bulunan her bir açı tanımlanmalı ve belirli bantların gantri açıları ile kıyaslanmalıdır. Doz uygulamasının tekrar edilebilirliği oluşan yıldızın merkezinden sabit bir uzaklıkta her bir bandın rölatif yoğunluğunun tanımlanmasıyla elde edilir. Pozisyonlama hataları ya da izomerkez belirsizlikleri profilin yüksekliğini etkiler, bu yüksekli güvenilir bir sonuç olarak kullanılması imkansızdır.

Eğer mevcut olarak silindirik fantom yoksa alternatif olarak dikdörtgen ya da başka şekilli fantomlar da kullanılabilir. Ancak bu durumda, kaynak-yüzey uzaklığı her bir gantri açısında değişecek ve sonuç olarak aynı radyal uzaklıkta farklı dozlar ölçülecektir. Böylelikle profil yükseklikleri direkt olarak ölçülen dozla ilişkili olmayacaktır. Aynı şey silindirik fantomun masa başının dışına yerleştirilmediği durumlarda da olur.

İzin verilen maksimum hareketsizlik aşımı (MAIO) testi: bir önceki testte LDR-HGS durumundan HDR-LGS durumuna geçiş ve tam tersine geçişle yapılır. Fakat, eğer LDR-LGS segmentinin önünden HDR-HGS ark segmenti gelirse gantri hızında çok az bir azalma ya da doz hızındaki bir azalma bir sonraki segmentte uygulanacak dozun üzerinde büyük etki eder. Böyle bir girişimde gantri kararsızlık gösterebilir. Dozun çok kısa bir sürede uygulanmasına neden olabilir, gantri istenilen açığa istenilen zamandan önce ya da sonra ulaşabilir. Eğer istenilen plandan sapmalar meydana gelirse linner hızlandırıcı kilitlenir. Böyle bir durumun önüne geçmek için maksimum gantri hızı ya da gantri hızlandırma parametreleri belirlenmelidir. Pratikte gantri hızının ya da hareketsizliğin aşımından dolayı linak kilitlenmez fakat büyük alanların ya da düzgünlük hataları büyük gantri hareketsizlikleri ya da doz hızı değişimlerinden kaynaklanır. Bazı tedavi planlama sistemleri gantri hızlanmaları ya da yavaşlamalarının etkini önlemek için mekanizmalar sunar.

Eğer linak dozu mümkün olan en kısa zamanda uygularsa böylelikle gantri hızı ve doz hızı maksimuma ulaşır. Yani, düşük doz hızında gantri hızını değiştirmek için doz

hızının açıkça tanımlanması gerekmektedir. Eğer bu mümkün değilse boşluk dışındaki yaprak hareketi düşük gantri hızı düşük doz hızı kombinasyonunu elde etmek için kullanılabilir (Tablo 3.5). Ya da alan boyutları verim değişikliklerini göz ardı edebilecek kadar büyükse en dıştaki yapraklar kullanılabilir.

Tablo.3.5. Hareketsizlik doğrulaması için yaratılan test planının doz hızı, gantri hızı kriterleri.

Sektör Etiketi	Linak Durumu		Sektör*				Uygulanan	
	Doz Hızı	Gantri Hızı	Doz (MU)	Gantri Hareketi (deg)	Lif Hareketi (cm)	Belirlenen Doz Hızı (MU/dk)	Doz Hızı (MU/dk)	Gantri Hızı (deg/s)
1-LH	L	H	2	12	12**	60	60	6
2-LL	L	L	2	2			60	1
3-HL	H	L	20	2			600	1
4-HH	H	H	20	12			600	6

* Parametreler ölçeklendirilirse her bir sektör ölçeklenebilir.

** Lif hareketi için gerekli olan 2s linağa bağlı olabilir.

Tablo 3.5’ de hareketsizlik performansının testi için kullanılan bir örnek verilmiştir. Gantri hızındaki hızlı değişimleri engellemek için diğer durumlar sabit tutulurken linağın durumlarından birinde, her bir segmentte uygulanan doz azaltılır. Bu şekilde mümkün olan limitlerin merkezi belirlenmiş olur. Tablo.3.5’ deki linak kriterlerinden herhangi bir kombiniyle kullanıcı kendi ihtiyaçlarına göre hareketsizlik testini yaratabilir.

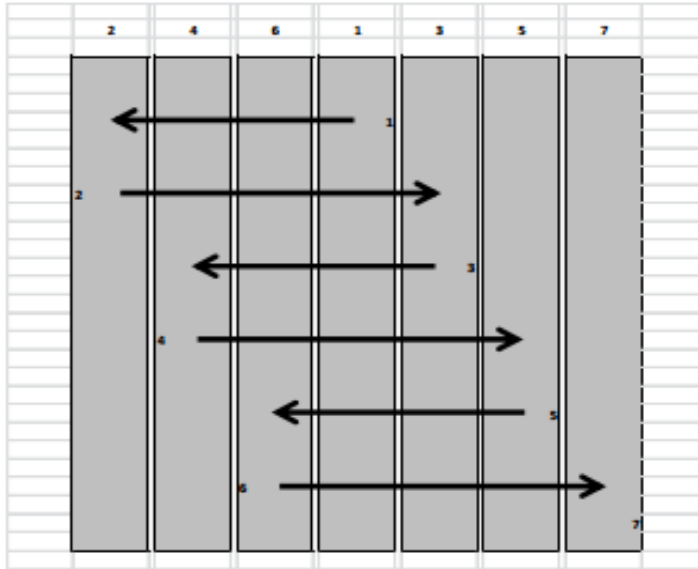
Linağın limitleri test planındaki tüm dozun değişimiyle bulunabilir. Her bir sektörün dozunun ölçeklendirilmesiyle diğer parametreler de orantısal olarak ölçeklendirilir. Bu testin verileri TPS’ de gantri hızı ya da verim faktörü gibi parametrelerin kurulumunda kullanılabilir. Ayrıca, bu testin yapılmasıyla tedavi cihazında oluşabilecek ani değişimlerin kontrol altına alınması sağlanır. Klinik olarak mümkün olan değişimler linağın yetenekleri dahilinde olmalıdır.

3.2.12. Dinamik durumda ÇYK yaprak pozisyonu doğruluğu

Gantri ve yapraklar hareket ediyorken yaprak pozisyonunun doğruluğunun test edilmesi için yapılan testtir.

Bu test dinamik durumda yaprak pozisyonunun doğruluğunu verir. Yaprak hareket yönü, gantri hareket yönü ve yer çekimi ÇYK pozisyonunu etkileyebilir.

Bu etkiyi tanımlamak için picket fence testinin dinamik şekli olan test yapılır (Ezzel ve ark., 2003). Görüntüleri kaydetmek için, ışına dik şekilde, gantrie monte edilen çerçeve ya da tepsiye yerleştirilen film ya da EPID kullanılır. Yüksek doz hızına sahip bir VMAT alanının ve hareket etmeyen ÇYK aralığı şerit alanı yaratmak için kullanılır. Takip eden segment düşük doz hızıyla kombine edilmiş yüksek ÇYK hızlı alandan oluşmalıdır. Şekil 3.13' de gösterildiği gibi merkezi aralık ve sonraki aralıklar hareket ederken aralıklar arasındaki maksimum ÇYK hızından emin olunmalıdır. Yerçekiminin yaprak pozisyonuna etkisini görmek için, test farklı kolimatör açılarıyla ve farklı gantri başlama açılarıyla saat yönünde ve tersine tekrar edilmelidir. Referans olarak gantri 0° de yedi aralıklı statik bir plan yaratılır ve ikinci bir filmde aynı kurulumda ışınlanır. Yaprak hareketi yönünde elde edilen doz profilleri referans ile kıyaslanır.



Şekil 3.13. VMAT tedavilerinde ÇYK doğruluğunun test edilmesinde kullanılan aralık pozisyonları (NCS, 2015).

3.2.13. Tedavi cihazındaki kesintilerin kontrol altına alınması

Beklenmedik kesintilerde tedavi cihazının doğru bir şekilde kontrol altına alınmasının tanımlanması için yapılan testtir.

Tedavi biriminin doz uygulaması çeşitli nedenlerden dolayı istenerek (kesme butonuna basarak) ya da istemeden (sistemdeki herhangi bir hatadan dolayı) kesilebilir. Tedaviye tekrar başlandığında toplam doz dağılımının bu kesintiden etkilenmemiş olması gerekir.

VMAT tedavisi doz dağılımlarında kesintilerin etkisinin belirlenmesi için düzenli olarak plan kalite güvenilirlik cihazları ve departmanın kalite güvenilirlik prosedürleri kullanılabilir. İstenmeyen ve istenerek yapılan kesintilerin sonuçları kıyaslanır.

4. BULGULAR

4.1. YART için yapılan kalite güvenilirlik testleri tolerans değerleri

4.1.1. Mekaniksel bileşenlerin kontrolü

Temel olarak, tedavi cihazının kafasının tam bir rotasyonuyla, 100 cm' de, kolimatör dönme eksenini eğrisi 0,5 mm çapında bir daire içinde yer almalıdır. İzomerkez seviyesinde ise 1 mm olması önerilmektedir (NCS, 1995).

Gantri izomerkezini içeren küre (tüm gantri açılarında öngörülen çapraz tel ile tanımlanır) genelde gantrinin sarkmasından dolayı biraz daha büyüktür ve tercihen 1mm çapında bir daire içinde yer almalıdır, en kötü ihtimalle 1,5 mm daire içinde olmalıdır. Masanın izomerkezi ise masa 90°'den 270°'ye hareket ederken, izomerkez yüksekliğinde, oluşan çapraz tellerin eğrisi çapı 1mm olan yarım daire içinde olmalıdır. YART tekniğinde masa rotasyonlarının kullanımı genellikle sınırlıdır. Bu tüm üç eksen (masa, kolimatör, gantri) 1,5 mm alan içinde olmalıdır.

4.1.2. ÇYK yaprakları ve çenenin pozisyonlandırılmasıyla ilgili testler

Mekaniksel özellikler doğruluk (kesin pozisyonlama) ve kesinlik (pozisyonlamanın tekrar edilebilirliği) bakımından test edilir. Yapılan testlerde tavsiye edilen tolerans değerleri:

- Doğruluk ; minimum gereklilik <1mm: istenilen gereklilik <0,5 mm
- Kesinlik; minimum gereklilik <0,5 mm: istenilen gereklilik <0,2 mm

Belirtilmiş alan kenarı göstergesi normal tedavi mesafesinde ışın eksenine normal düzlemde tanımlanır. Ölçülen alan kenarı soğrulan dozun 50%' si ile tanımlanır. 10 cm' ye kadar olan yaprak/çene pozisyonlamaları için 1mm tolerans sapma değeri önerilir (NCS, 1995). Dozimetrik yaprak kararlılığı ve yaprak hızı kararlılığı testleri için ölçülen ve beklenen değerler arasında %2 sapma önerilir.

4.1.3. ÇYK geçirgenliği testi

Belirtilen özel bir tolerans değeri yoktur. Aktif geçirgenliğin üreticinin verdiği özelliklerle uyuşmasına dikkat edilmeli ve bu değer tedavi planlama sisteminde doğru bir şekilde tanımlanmalıdır.

4.1.4. Doz izleme sistemi testleri

IEC' nin önerdiği tolerans değerler temel alınır (IEC, 2007). YART ile ilgili sıkı tolerans değerler istenir. Çünkü konvansiyonel tolerans değerler yaklaşık 1 Gy doza karşılık gelen MU değerlerine uygulanırken YART' ta toleranslar toplam aralığa uygulanır.

Önerilen tolerans değerler:

- Tekrar edilebilirlik: %0,5
- Orantısallık: %1 (eğer doz hızı etkisiyle birleştirilirse %2)
- Işın profil kararlılığı %2 şeklindedir.

4.1.5. Tedavi esnasında cihazda oluşan beklenmedik kesintilerin test edilmesi

Tolerans olarak önerilen dozun rölatif %1'i içinde olması alınır.

4.1.6. Tedavi planlama sistemi testleri

Bir ışının doz dağılımı diğer tasarım detaylarının yanı sıra özel ÇYK tasarımına dayanır. Ya da tam tersine özel bir ÇYK tasarımı istenilen doz dağılımına dayanır. Mesela çoğunlukla klinik olarak kullanılan ÇYK' ler küresel olarak monte edilmemiştir. Yaprak kenarının farklı pozisyonları için benzer yarı gölgeler elde etmek için yaprak ucunun kavisli tasarımını gerektirir (Jordan ve Williams, 1994). Genelde TPS doğruluğu ölçülen ve modellenen verilerin kıyaslanması ve modellenen verilerle tolerans değerlerin tanımlanan farklılıklar için belirlenmesiyle yapılır. Konformal tedavilerde, uygun ÇYK/yaprak ucu modellemesi için, radyolojik genişlik, ışın saçakları ve yarigölge bölgesi 2 mm ile sınırlandırılmıştır (NCS, 2006). Her TPS ışın-doz karakteristiğine göre farklı ÇYK tasarımını kullanır. Buna bağlı olarak ta kullanılan tedavi cihazının TPS'deki modeline göre parametreler seçilir.

Tablo 4.1. YART için kabul, devreye sokma ve kalite güvenilirlik testleri.

Grup	Test Detayı	Uygulanan teknik	Kabul	Devreye Sokma	Kalite Kontrol Sıklığı
İzomerkez	Winston Lutz testi	SS, SW	x		Yıllık
ÇYK	Lif/çene pozisyonu doğruluğu (kalibrasyon)	SS, SW	x	x	Haftalık
	Lif/çene pozisyonu doğruluğu (Garden/Picket Fence)	SS, SW	x		Haftalık
	Lif/çene pozisyonu tekraredilebilirliği	SS, SW	x		Yıllık
	Dozimetrik lif dağılımı	SW	x	x	Bakım sonrası
	Lif boşluğu kararlılığı	SW	x		Üç ayda bir
	Lif hızı kararlılığı	SW	x		Üç ayda bir
	Gantri açısına bağlılık	SS, SW	x		Yıllık
Dozimetrik	ÇYK geçirgenliği	SS, SW	x	x	
	Doz MU: tekraredilebilirlik	SS	x		Bakım sonrası
	Doz MU: orantısallık	SS, SW	x		Bakım sonrası
	Doz MU: ışın profil kararlılığı	SW	x		Bakım sonrası
	Doz MU: ışın profil kararlılığı	SS	x		Bakım sonrası, Yıllık
	Radyasyon güvenliği	SS, SW	x		
	Küçük alanlar için alan datası	SS, SW		x	
	Beklenmedik ışın kesilmesi	SS, SW			x

4.2. VMAT için yapılan kalite güvenilirlik testleri tolerans değerleri

4.2.1. Statik gantri durumunda gantri açısının doğruluğu

Önerilen tolerans değer 1° dir (NCS, 2015). Ancak eğer mümkünse $0,5^{\circ}$ doğruluk elde edilmelidir.

4.2.2. Statik gantri durumunda kolimatör açısının doğruluğu

Önerilen tolerans değer 1° dir (NCS, 2015). Ancak eğer mümkünse $0,5^{\circ}$ doğruluk elde edilmelidir.

4.2.3. Statik gantri durumunda ÇYK pozisyonunun doğruluğu

Tüm kardinal gantri ve kolimatör açılarında yaprak pozisyonu doğruluğu, istenilen her bir yaprak pozisyonu için 1 mm' den daha iyi bir değer, tercihen $<0,5$ mm olmalıdır. Yaprak pozisyonu tekrar edilebilirliği ise 0,5 mm olmalıdır (NCS, 2015).

4.2.4. Statik gantri durumunda verim doğrusallığı ve tekrar edilebilirliğinin testi

Doğrusallık %1 içinde bir değer, tekrar edilebilirlik ise %0,5 içinde bir değer olmalıdır (NCS, 2015).

4.2.5. Statik gantri durumunda ışın düzgünlüğü ve simetrisi

Düzgünlük %3 içinde simetri ise düzleştirilmiş alanda %3 içinde olmalıdır (NCS, 2006). Düzgünlük ve simetrisinin %1,5 içinde olmasına dikkat edilmelidir.

4.2.6. Gantri hızı testi

Gantri hızı üreticinin belirttiği değer içinde olmalıdır ve maksimum gantri hızı değeri tedavi planlama sistemine girilmelidir (NCS, 2015).

4.2.7. ÇYK yaprak hızı testi

Tüm açılardaki yaprak hızı üreticinin belirttiği değerlerle uyumlu olmalıdır ve maksimum yaprak hızı değeri TPS'e girilmelidir (NCS, 2015).

4.2.8. Statik durumda verim doğruluğu

Yapılacak tüm testler için referans değerlere kıyasla verim %0,5 içinde olmalıdır (NCS, 2015).

4.2.9. Statik durumda düşük doz hızında ışın düzgünlüğü ve simetrisi

Doz hızı üretici tarafından tanımlandığı gibi kararlı olmalıdır. Tüm kardinal açılar için, bütün doz hızlarında, referans profile göre düzgünlük %2 içinde olmalıdır. Düzgünleştirilmiş alanda simetri ise referans profile göre %2 içinde olmalıdır (NCS, 2015).

4.2.10. Gantri rotasyonu boyunca çeşitli doz hızlarında düzgünlük ve simetri

Tüm doz hızlarında ve gantri açılarında düzgünlük ve simetri değişimi, aynı ekipmanlar kullanılarak alınan referans profile göre %2'den küçük olmalıdır. Klinik olarak pratikte sadece kullanılan doz hızının tanımlanan düzgünlük ve simetri toleransları içinde olması önerilir (NCS, 2015).

4.2.11. Değişen gantri rotasyonu ve doz hızında düzgünlük ve simetri

Doz hızındaki değişimden sonra düzgünlük ve simetrinin statik referans değerinin %2 içinde olması gereklidir (NCS, 2015).

4.2.12. 1000 MU' den yüksek değerlerde verim kontrolü

Referans değerden izin verilen sapma %0,5'dir (NCS, 2015).

4.2.13. Sabit gantri hızıyla doz hızı değişimlerinde verim kontrolü

Toplam planın ölçülen ve referans dozu arasındaki farkı %0,5 olmalıdır. Eğer zamana bağlı iyon odası ölçümleri yapıyorsa her bir uygulanan doz segmenti referans dozun %1'inden daha fazla farklı olmamalıdır (NCS, 2015).

4.2.14. Doz hızı ve gantri hızının karşılıklı bağıllığı

Gantri rotasyonu varken olmaksızın elde edilen profiller arasındaki fark %2'den küçük olmalıdır (NCS, 2015).

4.2.15. Maksimum doz hızı ve gantri hızı değişimlerinde verim kontrolü

Piklerin istenen ve ölçülen açısız pozisyonu 1° içinde olmalıdır. Gantri hızı ve doz hızında klinik olarak kullanılan değişiklikler linak tarafından uygulanabilir olmalıdır. Yapılan test linağın istediği limitlerin tanımlanmasında kullanılır (NCS, 2015).

4.2.16. Dinamik durumda YK yaprak pozisyonu doğruluğu

Gerekli olan minimum tolerans değer <1,0 mm, istenilen tolerans değer ise <0,5 mm'dir (NCS, 2015).

4.2.17. Tedavi cihazındaki kesintilerin kontrol altına alınması

Tedavinin istenilen ve ya istenmeyen bir şekilde kesilmesi daha sonra tedavinin tamamlanmasını engellememelidir. İstenilen ve istenmeyen kesilmeler kıyaslandığında doz sapmaları %1 tercihen %0,5 içinde olmalıdır (NCS, 2015).



Tablo 4.2. VMAT için uygulanan farklı testler ve uygulanma sıklıkları.

Test Detayı	Uygulama Sıklığı	Notlar
Statik gantri durumunda gantri açısının doğruluğu	Kabul testlerinde ve her altı ayda bir	Bakım sonrası uygulanabilir
Statik gantri durumunda kolimatör açısının doğruluğu	Kabul testlerinde ve her altı ayda bir	Bakım sonrası uygulanabilir
Statik gantri durumunda ÇYK pozisyonunun doğruluğu	Aylık	0° den farklı kardinal açılar için yılda bir
Statik gantri durumunda verim doğrusalığı ve tekrar edilebilirliğinin testi	Kabul testlerinde	Bakım sonrası uygulanabilir
Statik gantri durumunda ışın düzgünlüğü ve simetrisi	Aylık	
Gantri hızı testi	Kabul testlerinde	Bakım sonrası uygulanabilir
ÇYK yaprak hızı testi	Kabul testlerinde	Bakım sonrası uygulanabilir
Statik durumda verim doğruluğu	Haftalık	
Statik durumda düşük doz hızında ışın düzgünlüğü ve simetrisi	Kabul testlerinde	
Gantri rotasyonu boyunca çeşitli doz hızlarında düzgünlük ve simetri	Kabul testlerinde	
Değişen gantri rotasyonu ve doz hızında düzgünlük ve simetri	Kabul testlerinde	
1000 MU ⁺ den yüksek değerlerde verim kontrolü	Yıllık	
Sabit gantri hızıyla doz hızı değişimlerinde verim kontrolü	Kabul testlerinde	
Doz hızı ve gantri hızının karşılıklı bağıllığı	Kabul testlerinde	
Maksimum doz hızı ve gantri hızı değişimlerinde verim kontrolü	Üç ayda bir	
Dinamik durumda ÇYK yaprak pozisyonu doğruluğu	Kabul testlerinde	
Tedavi cihazındaki kesintilerin kontrol altına alınması	Yıllık	

5. TARTIŞMA

Radyoterapi uygulamalarında doğruluk ve kesinliğin tanımı ile dozimetrik ve geometrik belirsizliklerin tanımı yayınlanan pek çok kaynakta bulunmaktadır (Mijnheer ve ark., 1987; Van Dyk, 1999).

Yapılan literatür araştırmalarında YART tekniği ile ilgili yapılan bazı çalışmalarda kalite güvenilirlik testleriyle ilgili sonuçlar elde edilmiştir. Yapılan çalışmalarda görülen sonuçlar aşağıda verilmiştir.

Saw ve arkadaşları Varian Clinac 600C (Varian Corporation, Palo Alto, CA) linak ile yaptıkları çalışmada ± 1 mm kolimatör hatasında doz değişiminin $-%15$ ile $+%15$ arasında olduğunu, ± 2 mm de ise doz değişiminin $-%25$ ile $+25%$ arasında olduğunu görmüşlerdir (Saw ve ark., 2000).

Verilen MU içinde YK değişimi, YART tekniğinde  boyutlu tedaviye göre çok daha fazladır. Bu yüzden YK'lerin geçirgenlik karakteristiği YART için oldukça önemlidir. Pasquino ve arkadaşları 2006 yılında yaptıkları çalışmada Elekta cihazı YK geçirgenliğini $% 1.8 - 2$ arasında bulmuştur.

Dinamik durumda çalışan YK için ± 1 mm'lik pozisyon hatasının 1 cm'lik bölgede $%10$ doz değişimine sebep olduğu LoSasso tarafından rapor edilmiştir (LoSasso ve ark., 1998). YK yaprak pozisyonlamasında 0.2 mm'lik bir fark kabul edilebilir sayılır (Chui ve ark., 1996). YK'lerin pozisyonunda yaklaşık 0.5 mm bir fark dozda $5%$ farka sebep olabilir. Bu fark çoklu gantri açılı ve segmentli işınlamalarda önemli bir orandır. Pozisyon doğruluğunun farklı gantri açılarında da denenmesi gerekir (Low ve ark., 2001).

Luo ve arkadaşları yaptıkları çalışmada Varian YK kontrol sisteminden aldıkları kayıt dosyasını tekrar hesap ettirmiş ve aynı zamanda Monte Carlo yazılımı kullanarak karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucunda 0,2 mm YK pozisyon hatası saptamışlar. Aynı zamanda YK'ler üzerinde sadece tek bir YK yaprağındaki 1-3 mm sistemik hatanın doz dağılımını $%1$ değiştiğini göstermişlerdir (Luo ve ark., 2006). Xia ve Verhey 17 baş-

boyun hastasıyla ÇYK pozisyonlamasıyla ilgili çalışma yapmışlardır. ÇYK pozisyonlarında sırasıyla ± 1 mm, ± 2 mm'lik random ve sistemik hataları analiz etmişler, ± 2 mm'ye kadar random hataların önemli bir dozimetrik sonuç doğurmadığını fakat sistematik ÇYK pozisyon hatasının özellikle çok segmentli (>100 segment) planlarda önemli doz değişimine neden olduğunu görmüşlerdir (Xia ve ark., 2001).

ÇYK' lerin yaprak sonu etkisiyle ilgili yapılan literatür araştırmasında radyasyon alan kenarının yerleşiminin ÇYK yaprak sonuna göre ayarlanması gerektiği görülmüştür. Yuvarlak sonlu ÇYK' ler için, ışık alanı ile ayarlanan alan kenarı ile, ışın alanının % 50'si olarak görünen yer arasında bir boşluk olmalıdır (AAPM, 2001). Bu değer ÇYK tipine bağlı olarak 0.4 - 1.1 mm aralığında değişir. ÇYK' ler ışık alanı veya ışın alanına göre kalibre edilebilir. Işık alanına göre yapılan kalibrasyon pratikte daha avantajlıdır .

YART tekniğinde ÇYK' lerin radyasyon alanında hareket etmesiyle segment alanlarının yoğunlukları değişir (Chen ve ark., 2002). Bu sebeple yarıgölge doğrulamasının doğru bir şekilde yapılması çok önemlidir. YART planının dozimetrik doğruluğu, yarıgölgenin doğruluğuna bağlıdır. Bu yüzden küçük alanda alınan yarı gölge, kolimatör saçılma faktörü, PDD gibi faktörlerin ölçümünün yapılmasına dikkat edilmelidir.

Literatürde farklı hacimlerde iyon odaları kullanılarak YART soğrulan doz hesaplamalarını karşılaştıran çok sayıda çalışma vardır. Leybovich ve ark. tarafından 0.009 cm^3 hacimli iyon odasına kıyasla 0.6 cm^3 hacimli iyon odasının 60 kat daha hassas olduğu bildirilmiştir. Küçük hacimli iyon odaları alan merkezinden uzaklaştıkça alan yanlarından gelen doza katkısı alacak hassasiyette değildirler (Leybovich ve ark., 2003). Benzer bir şekilde Laub ve Wong 0.0015 cm^3 hacimli pin point iyon odası ile 0.125 cm^3 iyon odaları ile yaptıkları çalışmada tedavi sahası büyüdükçe iyon odalarının hacim etkilerinin arttığını göstermişlerdir (Laub ve ark., 2003).

VMAT için linağın kalite güvenilirlik testleri genellikle Ling ve arkadaşlarının yaptığı çalışmalara dayanır (Barnes ve ark., 2016). Lig' in önerdiği testler statik gantri durumunda YART tedavileri için cihazın fonksiyonel olarak doğru çalışmasını sağlar ve VMAT tedavilerinin doğru bir şekilde uygulanması için gereken ek kalite güvenilirlik testlerini içerir. Bu testlerin biri farklı ark segmentlerinde, her bir segmentte aynı

nominal dozun uygulanabilmesi için doz hızı ve gantri hızı değiştirilir. Işınlanan alan boyunca bütün segmentler arasında ÇYK' ler hareket eder film ya da benzer bir detektörle ölçüm alınır. Yöntem sadece sabit toplam dozun farklı doz hızlarıyla uygulanıp uygulanamayacağıyla sınırlıdır ve doz hızı kontrolü kararlılığı ya da kontrolü hakkında bilgi vermez. Birçok araştırmacı bu yöntemi kalite güvenilirlik protokolü oluşturmak için bir ilk adım olarak görür (Ling ve ark., 2008).

VMAT' ın doğru uygulaması gantri açısına karşı doz kontrol sistemin doğru çalışmasını gerektirir. Bu durum gantri rotasyon hızının ve doz hızının hassas kontrolüne dayanır. 2008' den günümüze pek çok araştırmacı VMAT kalite güvenilirlik testleri üzerine pek çok çalışma yayınlamıştır. Fogliata ve arkadaşları 2011 yılında, RapidArc radyoterapi cihazının mekanik ve dozimetrik doğruluğunu araştırmak için yaptıkları çalışmada beş farklı merkezden elde ettikleri verileri değerlendirmişlerdir. Toplam 275 hastada yapılan çalışmada, sonuç olarak temel doz hızı ve gantri hızı değerlerinden -0,61%' den 1,75%' ye kadar bir sapma görmüşler ve RapidArc cihazının klinik olarak güvenilir değerlerle çalıştığını bildirmişlerdir (Fogliata ve ark., 2011).

Bedford, bir linakta VMAT kabul testleri prosedürleri geliştirmek için bir çalışma yapmıştır. Çalışmanın sonucunda, yapılacak başlangıç, haftalık ve yıllık kalite güvenilirlik testlerini ve bu testlerde tolerans değerleri tanımlamıştır (Bedford ve Warrington, 2009). Kaurin ve arkadaşları Elekta linak kullanarak VMAT testleri yapmışlar ve cihazın özelliklerine göre yaptıkları testleri yayınlamışlardır (Kaurin ve ark., 2012).

VMAT' taki dinamik olan parametrelerin kalite güvenilirlik testlerinin yapıldığı Manikandan ve arkadaşlarının çalışmasında, gantri pozisyonu – verilen doz uyumluluğu ve ÇYK yaprak hızı ve pozisyonuyla ilgili testler yapılmıştır. Bu çalışmanın sonucunda Elekta Synergy cihazının dinamik ÇYK kullanılarak VMAT yapılmasının uygun olduğu görülmüştür (Manikandan ve ark., 2012).

Devamlı değişen doz hızlarının ışın kararlılığı, ÇYK pozisyonlaması ve toplam plan dozimetresine etkisini incelemek için 2012 yılında Boylan ve arkadaşlarının bir çalışma

yapmıştır. Sonuç olarak devamlı değişen doz hızlarının VMAT planları için bir avantaj oluşturabileceğini öne sürmüşlerdir (Boylan ve ark., 2012).

Yakın zamanlarda Hollanda Radyasyon Dozimetresi Komitesi VMAT için linak kalite kontrolüyle ilgili bir rapor yayınlamıştır (NCS, 2015).

YART ve VMAT tedavilerinde istenilen başarıya ulaşılabilmesi için kullanılan cihaza ait mekanik kontrollerin yapılması ve bu kontrollerin sürekliliğinin sağlanması ilk adımdır. Mekanik ve dozimetrik doğruluk sağlanmadan bu tedavi planlarının doğruluğu mümkün değildir. Başarılı bir tedavinin gerçekleşmesi için tedavi planlama sisteminde hazırlanan YART planlarının dozimetrik ölçüm yöntemleri ile doğrulanması zorunludur. Yapılan literatür taramalarında da bu noktanın altı çizilmektedir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Üreticiler ve araştırma grupları tarafından geliştirilen modaliteler ve yeni teknolojilerle birlikte radyoterapi hızlı bir şekilde gelişmektedir. Bugün birçok radyasyon onkolojisi kliniğinde rotasyonel yoğunluk ayarlı tedaviler gelişmiş linaklar ile uygulanmaktadır. YART tedavileri ise standart modalite olarak birçok klinikte uygulanır hale gelmiştir. Aynı zamanda tümörün hareketini izleyen sistemler, linaklara monte edilmiş şekilde bulunan kilo-volt Geniş Huzme Bilgisayarlı Tomografler ve Manyetik Rezonans Görüntüleme sistemleri de tedavilerin doğru bir şekilde uygulanmasına destek sağlamak amacıyla kullanılır. Bu kadar hızlı bir şekilde gelişen teknolojiler içinde, radyasyon onkolojisi departmanlarında çalışan medikal fizikçiler ve diğer meslek grupları için zorlayıcı olan bu yeni teknolojilere uyum sağlamaktır. Özellikle yeni ekipmanların kabulü ve devreye sokulması özveri ve titizlikle çalışma süreci istemektedir. Aynı klinik işleyişi de göz önünde bulundurularak yeni modaliteleri rutine sokmak da diğer zorlayıcı etkenlerden biridir. Bu bilgiler ışığında, yaptığımız tez çalışmasında YART ve VMAT tedavilerine başlanmadan önce yapılması gereken kalite kontrol testlerinin araştırılması ve Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisinde bulunan gelişmiş teknolojiye sahip lineer hızlandırıcı cihazlarının rutin kalite kontrol prosedürleri incelenerek gelişmiş teknolojiye sahip lineer hızlandırıcıların kalite kontrol prosedürlerine eklenebilecek yeni testlerin araştırılması amaçlandı.

Çalışmamızda mevcut olan literatür ve uluslararası raporlardaki tüm kalite güvenilirlik testleri, bu testlerde kullanılan dozimetre ekipmanları ve testlerin tolerans değerleri incelendi. Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda yapılan günlük, haftalık ve aylık kalite kontrol testleri sırasıyla Şekil 6.1, 6.2, 6.3' te verilmektedir.



AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
RADYASYON ONKOLOJİSİ A.D.
LİNAK GÜNLÜK KONTROL ÇİZELGESİ

TARİH:						
FİZİK UZMANI:						
TEKNİKER:						
1	Tedavi odasının ve makine dairesinin sıcaklık ve basıncı cihazın çalıştırılmasına uygunmu?	Sıcaklık	Basınc	Nem	AÇIKLAMA	ONAY
		✓	X		AÇIKLAMA	ONAY
2	Elektrik sağlanıyor mu?					
3	Klima çalışıyor mu?					
4	Havalandırma çalışıyor mu?					
5	Kapı çalışıyor mu?					
6	Kapı üzeri uyarı ışıkları çalışıyor mu?					
7	İçeri ile iletişim sağlanıyor mu?					
8	Monitör çalışıyor mu?					
9	Tedavi odasındaki nem alıcının suyu boşaltıldı mı?					
10	Su basıncı göstergesi 10mbar'ın üzerindeyken cihaz açılmalı.					
11	Cihaz problemsiz açıldı mı?					
12	Cihaz 15.0 birime kadar THY Timer saydı mı?					
13	"Gas Pressure" inhibiti verdi mi?					
14	Lazer ayarı kaç kez yapıldı?	Sağ Lat.				
		Sol Lat.				
		Orta hat				
15	Acil durum butonları çalışıyor mu?				✓ X	
		El kumandasında				
		Dış kumanda				
		Odadaki duvarlar (2)				
		Makine odasında (2)				
		Masada (2)				
16	Warm-up yapıldı mı?	Dış duvarda				
		Xlow				
		Xmedium				
		Xhigh				
		4MeV				
		6MeV				
17	XVI Warm-up yapıldı mı?	15MeV				
	MeV				
18	Matrix check yapıldı mı? SSD:100cm.	Xlow				
		Xmedium				
		Xhigh				
		6MeV				
		15MeV				
	MeV				

Form - *****

Rev.No: ***

18	Verim kontrolü SSD:100cm. 10x10 Mu:100 Elektrometre: İyon odası: T: P: (Veriler Linac günlük ölçüm formundan alınacaktır)		Verim	% Fark	Açıklama			
		Xlow d:5cm.						
		Xmedium d:10cm.						
		Xhigh d:10cm.						
		4MeV d:0,8cm.						
		6MeV d:1,3cm.						
		8MeV d:1,6cm.						
		10MeV d:2,1cm.						
		12MeV d:2,4cm.						
		15MeV d:2,7cm.						
18MeV d:2,9cm.								
19	Referans değişimi yapıldı mı?		Eski Ref		Yeni Ref		Açıklama	
		✓ X	R1	R2	R1	R2		
		Xlow						
		Xmedium						
		Xhigh						
		4MeV						
		6MeV						
		8MeV						
		10MeV						
		12MeV						
15MeV								
18MeV								
20	MLC'li alan kontrolü Z şeklindeki alanın MLC yaprakların konumu çizelgeli form üzerinde ışıklı alan görüntüsü ile SSD=100 cm de kontrolü yapılır. Not: Y1=5, Y2= -5	X1	cm	cm	X2	cm	cm	Açıklama
		25	-5		25	5		
		24	-4		24	-2		
		23	-3		23	0		
		22	-3		22	1		
		21	-1		21	3		
		20	-1		20	5		
		19	1		19	5		
		18	2		18	5		
		17	-3		17	5		
16	-5		16	5				
21	Tedavi esnasında arıza verdi mi?		✓ X			AÇIKLAMA		ONAY
		Dose Rate						
		Pressure Diff.						
		Gas Press.						
		Diğer						
22	Hasta sayısı	Planlanan						
		Giren						
Onaylayan Fizik Uzmanı:								

Şekil 6.1. Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi A.D. günlük kalite kontrol çizelgesi.



AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
RADYASYON ONKOLOJİSİ A.D.
LİNAK HAFTALIK KONTROL ÇİZELGESİ

TARİH:	
FİZİK UZMANI:	
TEKNİKER:	

1	Su basıncı düzeltmesi kaç kez yapıldı?		Açıklama				Onay		
2	Cihaz kaç kez problemlili açıldı?								
3	15 THY sayımı ve warm-up kaç kez problemliydi?								
4	Tedavi esnasında kaç kez arıza verdi?	Dose Rate		Açıklama				Onay	
		Pressure Diff.							
		Gas Press.							
		Diğer							
5	Monitör kaç kez arıza verdi?								
6	Lazer ayarı kaç kez yapıldı?	Sağ Lat.							
		Sol Lat.							
		Orta hat							
7	Haftalık ortalama verim sapması ne kadar?	Xlow d:5cm.							
		Xmedium d:10cm.							
		Xhigh d:10cm.							
		4 MeV d:0,8cm.							
		6 MeV d:1,3cm.							
		8 MeV d:1,6cm.							
		10MeV d:2,1cm.							
		12MeV d:2,4cm.							
		15MeV d:2,7cm.							
18MeV d:2,9cm.									
8	Kaç kez referans değişimi yapıldı ve son referans değerleri		Ref 1	Ref 2	Ref 1	Ref 2	Açıklama	Onay	
		Xlow							
		Xmedium							
		Xhigh							
		4 MeV							
		6 MeV							
		8 MeV							
		10MeV							
		12MeV							
		15MeV							
18MeV									
9	Touchguardlar ve aplikatör mandalları çalışıyor mu?		✓ X		Açıklama				
		Gantry							
		Aplikatörler	6x6						
			10x10						
			6x10						
			14x14						
			8x16						
			20x20						
25x25									
iView									
XVI									

10	Tray mandalı çalışıyor mu?	✓✗				
11	SSD Gösterge kontrolü	✓✗		Açıklama		Onay
12	Gantry Açısı	Mekanik		Dijital		Onay
		G:0				
		G:90				
		G:180				
13	Gantry Çapraz Kıl Merkezlemesi	Açıklama				Onay
		G:0				
		G:90				
		G:180				
14	Gantry SSD değişimi Kontrolü	Okunan SSD				Onay
		G:0				
		G:90				
		G:180				
15	Kolimatör Açısı	Mekanik		Dijital		Onay
		C:0				
		C:90				
		C:180				
16	Kolimatör Çapraz Kıl Merkezlemesi	Bu alanı kullanınız				Onay
		C:0				
		C:90				
		C:270				
17	Masa Açısı	Mekanik		Dijital		Onay
		T.R:0				
		T.R:90				
		T.R:270				
18	Masa hareketi skala uyumu	İlk Koordinat (SSD: 100 cm)	✓✗	Açıklama		Onay
		Sağ 10 cm	Vertical:			
		Sol 10 cm	Vertical:			
		Gantry 10 cm	Lateral:			
		Duvar 10 cm	Lateral:			
		Aşağı 10 cm	Longuital:			
19	Alan Boyut Kontrolü	X1	X2	Y1	Y2	Onay
		5x5				
		10x10				
		20x20				
		30x30				
20	Alan Kontrol Filmi	✓✗		Açıklama		Onay
		10x10				
21	MLC Kontrol filmi	Z alan				
22	iView Kalibrasyonu	✓✗		Açıklama		Onay
		G:0				
		G:90				
		G:270				
23	XVI Kontrolü	Warm up				
		Filtre				
		Kalibrasyon				
		Onaylayan Fizik Uzmanı:				

Şekil 6.2. Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi A.D. haftalık kalite kontrol çizelgesi.



AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
RADYASYON ONKOLOJİSİ A.D.
LİNAK AYLIK KONTROL ÇİZELGESİ

TARİH:	
TEKNIKER:	
FİZİK UZMANI:	

		Açıklama				Onay		
1	Su basıncı düzeltilmesi kaç kez yapıldı?							
2	Cihaz kaç kez problemlili açıldı?							
3	15 THY sayımı ve warm-up kaç kez problemliydi?							
4	Tedavi esnasında kaç kez arıza verdi?	Dose Rate						
		Pressure Diff.						
		Gas Press.						
		Diğer						
5	Monitör kaç kez arıza verdi?							
6	Lazer ayarı kaç kez yapıldı?	Sağ Lat.						
		Sol Lat.						
		Orta hat						
7	Kaç kez referans değişimi yapıldı?	Xlow:						
		Xhigh:						
		6 MeV						
		8 MeV						
		10MeV						
		12MeV						
15MeV								
8	Masa Açısı Eksen Uyumu	T.R:0	Bu alanı kullanınız				Onay	
		T.R:90						
		T.R:270						
9	ODI Kontrolü	G:0	_____					
		G:30						
		G:330						
10	Hangi ayarlar yapıldı?	Tarih	SSD	Gantry	Colim.	Alan	Masa	Onay

DOZİMETRİK KONTROLLER								
Elektrometre:					T:			
İyon Odası:					P:			
Alan (Aplikatör) boyutu :		10x10 cm ²			Nem:			
SSD (cm) :		100						
11	D ¹⁰ ₂₀ kontrolü		D10	D20	D ¹⁰ ₂₀	Açıklama	Onay	
		Xlow:						
		Xhigh:						
12	Wedge faktörü		Açık alan	Wedge	W.Faktörü	Açıklama	Onay	
		Xlow:						
		Xhigh:						
13	Tray faktörü		Açık alan	Trayli	T.Faktörü	Açıklama	Onay	
		Xlow:						
		Xhigh:						
14	Simetri Flatness Kontrolü (Film)		Sim.		Flatn.		Açıklama	Onay
			X	Y	X	Y		
		Xlow						
		Xhigh						
		6MeV						
		8MeV						
		10MeV						
		12MeV						
15MeV								
15	Simetri Flatness Kontrolü QUICK CHECK		Sim.		Flatn.		Açıklama	Onay
			X	Y	X	Y		
		Xlow						
		Xhigh						
		6MeV						
		8MeV						
		10MeV						
		12MeV						
15MeV								
16	Elektron Dmax ve R50 Kontrolü		Dmax		R50		Açıklama	Onay
			Bek. Değ.	Bul. Değ.	Bek. Değ.	Bul. Değ.		
		6 MeV						
		8 MeV						
		10MeV						
		12MeV						
15MeV								
		Onaylayan Fizik Uzmanı:						

Şekil 6.3. Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi A.D. aylık kalite kontrol çizelgesi.

Uygulanan kalite kontrol prosedürleri bulunan mevcut cihaz özelliklerine göre şekillendirilmiştir. Mevcut olan formlar örnek alınarak ve incelenen çalışmalarda VMAT tekniği için önerilen testlerde dahil edilerek, VMAT yapma özelliğine sahip olan lineer hızlandırıcıya sahip olan Bakırköy Eğitim Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi kliniği için rutin kalite kontrol prosedürleri oluşturuldu. Oluşturulan günlük, haftalık ve aylık kalite kontrol testleri sırasıyla şekil 6.4, 6.5 ve 6.6'da verilmektedir.

BAKIRKÖY EĞİTİM ARAŞTIRMA HASTANESİ							
RADYASYON ONKOLOJİSİ KLİNİĞİ							
.....Günlük Kalite Kontrol Formu							
Tarih:						T (C°):	
Uygulayan:						P (mbar):	
Kontrol Eden:						Nem (%):	
				X	√	Açıklama	
1	Elektrik Sağlanıyor mu?						
2	Su basıncı değeri						
3	Gaz basıncı değeri						
4	Cihaz problemsiz açıldı mı?						
5	Haberleşme sağlanıyormu?						
6	Klima havalandırma çalışıyormu?						
7	Kapı ve uyarı ışıkları çalışıyormu?						
8	Lazer Kontrolü						
9	Warm up yapıldı mı?	Foton (2)	Elektron (5)				
10	XVI warm-up yapıldı? (opsiyonel)						
	Optik Gösterge Kontrolü Inline yönelimli eksen SSD=100' de çizgiye yerleştirilip Gantry ±30 derecede çizgiden sapma olmaması gerekir.						
11	Alan Kontrolü (10x10)					X1	X2
						Y1	Y2
12	40*40 alanda oluşturulan MLC'lerle oluşturulan kompleks alanın kontrolü yapıldı mı?						
	Verim kontrolü			MU	Okuma x Ctp	f	Dw
	6 MV (d=10 cm)						Fark
	18 MV (d=10 cm)						
	6 MeV (d=..... cm)						
	9 MeV (d=..... cm)						
	12 MeV (d=..... cm)						
	15 MeV (d=..... cm)						
13	18 MeV (d=..... cm)						
14	Cihaz açılış ve kapanış saati				Açılış		Kapanış
15	Cihazda Alınan Hasta sayısı						
16	QA SAATİ						
Formun arka bölümünü gün içerisinde ortaya çıkan arızalar ve bildirimler için kullanınız.							

Şekil 6.4: İleri teknoloji cihazlar için önerilen günlük kalite kontrol çizelgesi.

BAKIRKÖY EĞİTİM ARAŞTIRMA HASTANESİ						
RADYASYON ONKOLOJİSİ KLİNİĞİ						
.....Haftalık Kalite Kontrol Formu						
1	Kolimatör					
1,1	Göstergeler	Dijital	Analog	SSD		Açıklama
	C:0					
	C:90					
	C:270					
	C:180					
1,2	Kolimatör dönüşü ile eş merkez uygunluğu					
	C:0	Bu alana çapraz kıl merkezlerini işaretleyiniz.				
	C:90					
	C:270					
	C:180					
2	Gantry					
2,1	Göstergeler	Dijital	Analog	SSD	Çap. Kıl Mer.	Açıklama
	G:0					
	G:90					
	G:270					
	G:180					
3	Lazer Kontrolü					
						Açıklama
	Sagital					
	Sağ					
	Sol					
4	Tedavi Masası					
4,1	Göstergeler	Dijital	Analog	SSD		Açıklama
	R:0					
	R:90					
	R:270					
4,2	Tedavi masası dönüşü ile eş merkez uygunluğu					
	R:0	Bu alana çapraz kıl merkezlerini işaretleyiniz.				
	R:90					
	R:270					
5	Alan Boyutları Kontrolü					
		X1	X2	Y1	Y2	Açıklama
	3 x 3					
	10 x 10					
	25 x 25					
6	Matrixx ile Yaprak/Çene pozisyonu doğrulaması (Picket Fence Testi) yapıldı mı?					
						Açıklama
7	Farklı doz hızlarında verim kontrolü					
	Doz hızı	50	200	400	Max.	Açıklama
	Verim					
	(Ek Notlar için formun arka kısmını kullanınız.)					İmzalar
	Testi uygulayan:					
	Kontrol eden:					

Şekil 6.5: İleri teknoloji cihazlar için önerilen haftalık kalite kontrol çizelgesi.

BAKIRKÖY EĞİTİM ARAŞTIRMA HASTANESİ						
RADYASYON ONKOLOJİSİ KLİNİĞİ						
.....Aylık Kalite Kontrol Formu						
1	Kolimatör					
1,1	Göstergeler	Dijital	Analog	SSD		Açıklama
	C:0					
	C:90					
	C:270					
	C:180					
1,2	Kolimatör dönüşü ile eş merkez uygunluğu					
	C:0	Bu alana çapraz kıl merkezlerini işaretleyiniz.				
	C:90					
	C:270					
	C:180					
2	Gantry					
2,1	Göstergeler	Dijital	Analog	SSD	Çap. Kıl Mer.	Açıklama
	G:0					
	G:90					
	G:270					
	G:180					
3	Lazer Kontrolü					Açıklama
	Sagittal					
	Sağ					
	Sol					
4	Tedavi Masası					
4,1	Göstergeler	Dijital	Analog	SSD		Açıklama
	R:0					
	R:90					
	R:270					
4,2	Tedavi masası dönüşü ile eş merkez uygunluğu					
	R:0	Bu alana çapraz kıl merkezlerini işaretleyiniz.				
	R:90					
	R:270					
5	Alan Boyutları Kontrolü					
5,1		X1	X2	Y1	Y2	Açıklama
	3 x 3					
	10 x 10					
	25 x 25					
5,2	Işık Işın alanı filmleri					Açıklama
	10x10					
	15x15					
	20x20					
6	10*10 alanda, katı fantomda TPR20,10 kontrolü	6 MV		18 MV		Açıklama
7	MU sistemi ile ilgili testler					Açıklama
	100 MU' luk işinlama	25 MU	25 MU	25 MU	25 MU	
8	Farklı doz hızlarında verim kontrolü					Açıklama
	Doz hızı	50	200	400	Max.	
	Verim					
9	Matrixx ile Yaprak/Çene pozisyonu doğrulaması (Picket Fence Testi) yapıldı mı?					Açıklama
(Ek Notlar için formun arka kısmını kullanınız.)						İmzalar
Testi uygulayan:						
Kontrol eden:						

Şekil 6.6: İleri teknoloji cihazlar için önerilen aylık kalite kontrol çizelgesi.

VMAT yapabilen cihazların kalite kontrol prosedürleri için ise AAPM TG 142' nin belirlemiş olduğu günlük testlerin yeterli olduğu, haftalık ve aylık kalite kontrol testlerine ise bazı ek testlerin konulabileceği görüldü. ÇYK sistemlerinin yoğun şekilde uygulandığı bu teknikler için, haftalık testlerde ise lif / çene pozisyonu doğruluğu testleri eklendi. Tedavi sırasında değişen doz hızları kullanıldığı için statik durumda verimdoğruluğu testi haftalık testlere dahil edildi. Aylık kalite kontrol testlerine ise MU sistemi ile ilgili olan testler ve lif çene pozisyonu doğruluğu testleri ve doz hızı değişimiyle verim değişimi testleri eklendi. Ayrıca eğer kullanılan cihaz ölçüm alınmasına izin veriyorsa ÇYK sistemi ile ilgili olan lif hızı ile lif boşluğu kararlılığı testlerinin mevcut olan testlere eklenebileceği görüldü.

Standart lineer hızlandırıcılar için kullanılan testler ile çalışmamızda incelediğimiz testlerin limit değerleri kıyaslandığında mekaniksel bileşenler için; gantri, kolimatör masa dönme ekseninin değişimiyle çarpaz tel değişiminin 2 mm yerine 1,5 mm olarak, gantri, kolimatör masa değişimlerinde ise açışal değişim 2^0 yerine 1^0 olarak önerildiği görüldü. YART ve VMAT uygulamalarında çok fazla önem taşıyan ÇYK testleri karşılaştırıldığında ise ÇYK yaprakları doğruluğunun 1mm yerine 0,5 mm olması gerektiğinin, geçirgenlik için ise belirtilen özel bir değer olmadığının üretici firmanın verdiği değerle uyumun sağlanmasına dikkat edilmesi gerektiğinin önerildiği görüldü. Bu parametreler dışında diğer testlerle ilgili herhangi bir değişiklik belirtilmemiştir.

Yapılan literatür çalışmasında elde edilen verilere göre; ileri teknoloji cihazların kalite kontrolü açısından orta düzey cihazlara göre çok farklı testlerin eklenmediği görüldü. Fakat bu gelişmiş lineer hızlandırıcıların kullanımına başlanmadan önce uygulanan kalite güvenilirlik testlerinin daha ayrıntılı olduğu ve üretici firmaya bağlı olarak değişiklik gösterdiği görüldü.

Ülkemizde Fizik Mühendisleri Odası (FMO)'nun tedavi amacıyla kullanılan lineer hızlandırıcılar için belirlemiş olduğu kalite uygunluk testleri bulunmaktadır. Cihazların ilk kurulumundan sonra bu testlerin yapılması sonucunda FMO tarafından kalite uygunluk belgesi (KUB) verilir ve 5 yılda bir aynı kuruluş tarafından denetimler yapılır. Ek 1'de FMO tarafından yayınlanan kalite uygunluk testleri verilmiştir. Bir klinikte oluşturulacak kalite kontrol prosedürleri öncelikle KUB testlerindeki limitlerin

içerisinde olmalıdır. Ek olarak yapılacak testler ve bu testlerin limitleri her kliniğin kendi ihtiyaçlarına ve imkanlarına göre hazırlanmalıdır.

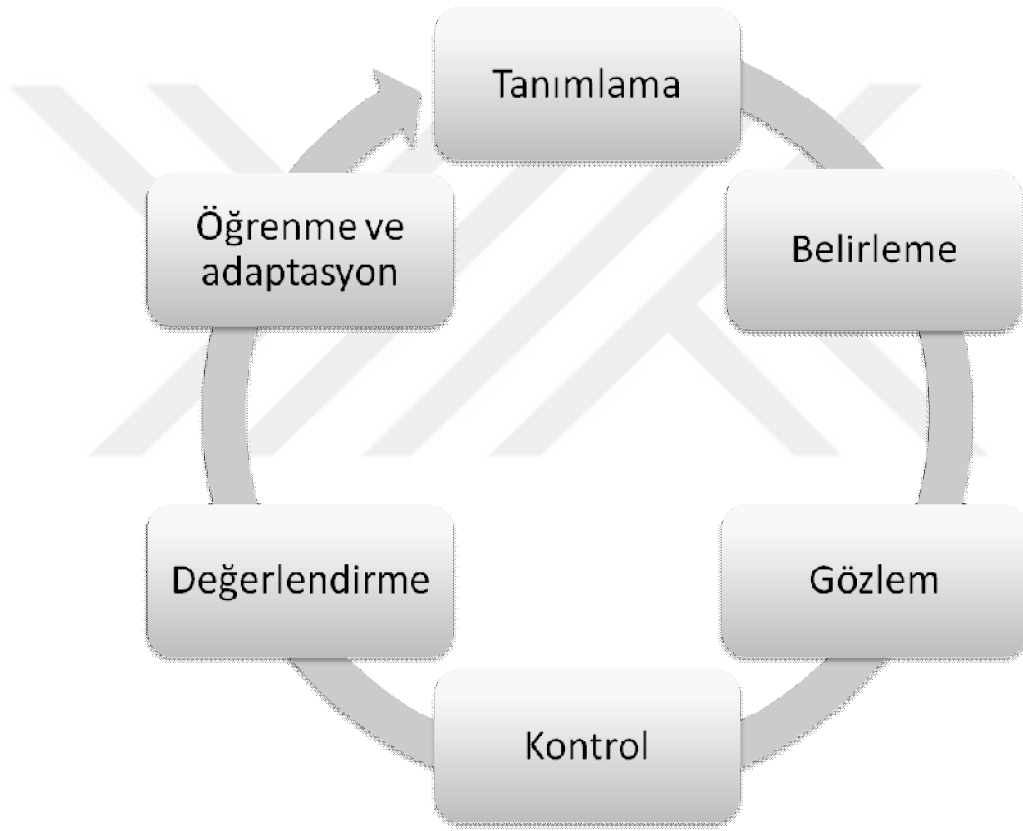
Tedavi planlama sistemlerinde planlanan ve görülen doz dağılımlarının doğru ve kesin bir şekilde uygulanması bütün radyoterapi sürecinin doğru bir şekilde uygulanmasıyla gerçekleşir. Kısacası, doğru doz, doğru zamanda ve doğru yerde uygulanmalıdır. Kalite güvenilirlik ve kalite kontrollerin kurulumu ve uygulanma şekilleri aynı yollarla yapılmamalıdır. Planlar, MU' lar, tedavi öncesi-sırasında-sonrasında kontrollerin hepsini kontrol etmek için ayrı modeller bulunmaktadır. Bunlara ek olarak hataları azaltmak için, hastaya özel kalite güvenilirlik testleri geliştirilmiştir. Bu yapılan işlemlerin hiçbiri radyoterapide oluşabilecek kazaları tamamen önlemez. Geçtiğimiz yıllarda çeşitli ciddi kazalar rapor edilmiştir bu kazalardan bazıları şu şekildedir:

- İngiltere, 1982-90: SSD hatası (bilgi ve iletişim eksikliğinden dolayı kaynaklanmıştır). 1045 hasta yaklaşık 30% eksik doz almış ve 492'den fazla hastada radyoterapide başarısızlık görülmüştür (Ash ve Bates, 1994).
- İspanya, 1990: Linak arızasının giderilmesinden sonra dozimetrik kontrolün yapılmaması sebep olmuş ve 27 hasta fazla doz maruz kalmış 15 hasta ölümüyle sonuçlanmıştır (Gusev, 2001).
- Fransa, 2004: Dinamik kamalar için MU yanlışlığından dolayı gerçekleşen kazada 23 hasta 20% fazla doza almış ve 4'ü ölmüştür (<http://www.asn.gouv.fr/sections/rubriquesprincipales/actualites/communiquespresse/2006/accidents-radiotherapie> , Erişim tarihi; 12 Ekim 2006).
- İskoçya, 2006: MU hesabının yanlış yapılmasıyla gerçekleşmiştir. Hasta 67% fazla doza almış ve ölümle sonuçlanmıştır (Scottish Ministers, 2000).
- Fransa, 2006: SRS için büyük iyon odası kullanılması sonucu 145 hasta fazla doza maruz kalmıştır (Borius ve ark., 2010).
- Amerika' da 2005 yılında gerçekleşen kazada ÇYK kontrol noktaları olmaksızın yapılan YART tekniğinde hasta üç kez 13 Gy fazla doz almış ve

ölmüştür

(<http://www.nytimes.com/2010/01/24/health/24radiation.html?pagewanted=all&r=0>).

Bu şekilde benzer olan birçok kaza IAEA ' in internet sayfasında bulunmaktadır. Bu kazalardan da anlaşıldığı üzere güvenli bir radyoterapi için düşünme yolumuzu değiştirmeli ve yeni bir perspektifle bakışımızı geliştirmeliyiz. Süreç odaklı bir işleyişe sahip olmalıyız.



Şekil 6.7. Kalite yönetimini gösteren şema.

Şekil 6.7'de gösterildiği gibi, radyoterapi sürecine potansiyel risklerin saptandığı, tanımlandığı ve bu risklerin engellenmesi için tedbirlerin alındığı bir yaklaşımla bakılmalıdır. Bunu gerçekleştirmek için, radyoterapi sürecinde riskleri tanımlayacak kişilerden oluşan bir takıma ihtiyaç duyulur. Tanımlanan riskler değerlendirilmeli ve tüm radyoterapi komitesiyle paylaşılmalıdır. Tanımlanan kontrol noktalarında, kalite kontroller ya da radyasyon bariyerleri oluşabilecek hatalardan kaçınmak için yapılır.

Tüm kalite kontroller gözlenmeli ve tolerans değerler tanımlanmalıdır. Etkinliğin kontrolü ve geliştirilmesi radyoterapi sürecinin geliştirilmesi için zorunludur. Sonuç olarak, geçmiş deneyimlerden ve geri dönüşlerden ders alınmalı ve kalite güvenilirlik sistemini daha iyiye götürmek için çalışmalar yapılmalıdır.

Bunlara ek olarak, gerçekleşen ve olması muhtemel sapmaları kaydetmek ve ya rapor etmek için kontrol sistemlerine sahip olmak gereklidir. Günümüzde raporlama için kullanılan çeşitli sistemler bulunmakta ve tedavi sürecindeki risk adımları hakkında bilgiler sunmaktadır. Uluslararası olan sistemler; Radyasyon Onkolojisinde Güvenlik (SAFety in Radiation Oncology, SAFRON) (IAEA, 2014) ve yakın zamanda ASTRO ile AAPM' in yayınladığı Radyasyon Onkolojisinde Kaza Öğrenim Sistemi (Radiation Oncology Incident Learning System, RO-ILS) (ASTRO, 2014) ile Gerçekleşen Kazalar için Kanada Ulusal Sistemi: Radyasyon Terapi (Canadian National System for Incident Reporting: Radiation Therapy, NSIR-RT) (CPQR, 2014) olarak sıralanabilir.

Çeşitli literatürlerden ve kaza raporlarından bilinen kazaların buzdağının sadece görünen tarafı olduğu unutulmamalıdır. Günlük pratikte istenilen süreçten sapmalar sıklıkla meydana gelir. Fakat kalite kontrol prosedürleri bu sapmaları belirler ve istenilen limitler içinde tutulmasını sağlar.

Yüksek teknolojiye sahip YART, VMAT gibi tedavilerin yetersiz kullanılması durumunda, sonuç geleneksel tedavilerden daha kötü olabilir. Bu tarz tedavilerde cihazın mekaniksel ve dozimetrik özellikleri, tedavi planlama sistemleri ve tedavide kullanılacak aparatlar gibi birçok parametre tedavi uygulamasında klinik olarak incelenmelidir. Radyasyon onkolojisi kliniklerinde yüksek teknolojilere sahip uygulamalara başlamadan önce günlük, haftalık, aylık ve her bir hasta için uygulanabilecek kalite kontrol ve kalite güvenilirlik prosedürleri oluşturmalı ve tedavide kullanılacak tedavi cihazlarının mekanik ve dozimetrik testleri önceden belirlenen kalite kontrol programı içinde periyodik olarak yapılmalıdır. Bu çalışmada YART ve VMAT özellikli lineer hızlandırıcı tedavi cihazlarında kalite kontrol testleri literatür bilgileri araştırılarak değerlendirildi. Değerlendirme sonucunda eldeki alternatif olanaklara göre her bir tedavi cihazı için kalite kontrol prosedürlerine eklenmesi gereken parametreler belirlendi. Ayrıca bu tez ile verilen tüm örnekler ve incelenen raporlar, YART ve VMAT öncesi

yapılması gereken test örneklerini ve katle kontrol ve güvenilirlik işlemlerinde kullanılan dozimetre ekipmanlarının değerlendirmesini de içermektedir. Radyoterapide lineer hızlandırıcıların kullanımına başlamadan önce ve rutinde yapılacak kalite kontrol ve güvenilirlik testleri ile tedavilere güvenle başlanabileceği düşünülmektedir. Bu doğrultuda çalışmanın sonucundan elde edilen veriler önemli bir amaca hizmet edecektir.



KAYNAKLAR

AAPM American Association of Physicists in Medicine Report 106: Accelerator beam data commissioning equipment and procedures. *Medical physics*. 2008;35(9): 4186–215.

AAPM American Association of Physicists in Medicine Report 55: Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55. *Med. Phys.* 1988; 25: 2093–2115.

AAPM American Association of Physicists in Medicine Report 69: Radiographic film for megavoltage beam dosimetry. 2007; 34(6): 2228–58.

AAPM American Association of Physicists in Medicine Report 72: Basic Applications of Multileaf Collimators. Medical Physics Publishing. 2001.

AAPM American Association of Physicists in Medicine Report 82: Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee. *Med. Phys.* 2003; 30(8): 2089–2115

Amerio S, Boriano A, Bourhaleb F, Cirio R, Donetti M, Fidanzio A, Garelli E, Giordanengo S, Madon E, Marchetto F, Nastasi U, Peroni C, Piermattei A, Sanz Freire CJ, Sardo A and Trevisiol E. Dosimetric characterization of a large area pixel-segmented ionization chamber. *Med. Phys.* 2004;31: 414-20.

Antonuk, LE. Electronic portal imaging devices: a review and historical perspective of contemporary technologies and research. *Phys. Med. Biol.* 2002;47: R31-R65.

Ash D, and Bates T. The Accident of the Linear Accelerator in the "Hospital Clínico de Zaragoza", SEFM, Madrid. *Clinical Oncology*. 1994;6: 214-25.

ASTRO American Society for Radiation Oncology. Safety is no accident: A Framework for Quality Radiation Oncology and Care. American Society for Radiation Oncology. 2012

Barnes MP, Rowshanfarzad P, Greer PB. VMAT linear accelerator commissioning and quality assurance: dose control and gantry speed tests. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2016;17(3): 246-261

Bayouth JE. Siemens multileaf collimator characterization and quality assurance approaches for intensity modulated radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2008;71(1 Suppl):S93-7.

Bazioglou MA, Ezra JK, Kappas C. Comparison of dosimetric techniques for the assessment of basic dosimetric data of stereotactic fields. *Phys. Med. Biol*. 2001;17: 123–128.

Bedford JL and Warrington AP. Commissioning of volumetric modulated arc therapy (VMAT). *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2009;73(2):537–45.

Bhangle JR, Sathiya Narayanan VK, Deshpande SA. Dose linearity and uniformity of Siemens ONCOR impression plus linear accelerator designed for step-and-shoot intensity-modulated radiation therapy. *J Med Phys*. 2007;32(3):103-7.

Bogucki TM, Murphy WR, Baker CW, Piazza SS, Haus AG. Processor quality control in laser imaging systems. *Med. Phys*. 1997;24: 581–584.

Borius PY, Debono B, Latorzeff I, Lotterie JA, Plas JY, Cassol E, Bousquet P, Loubes F, Duthil P, Durand A, Caire F, Redon A, Berry I, Sabatier J, Lazorthes Y. Dosimetric stereotactic radiosurgical accident: Study of 33 patients treated for brain metastases. *Neurochirurgie*. 2010;56: 368-73

Boylan C, McWilliam A, Johnstone E, Rowbottom C. The impact of continuously variable dose rate VMAT on beam stability, MLC positioning, and overall plan dosimetry. *J Appl Clin Med Phys*. 2012;13(6):254–66.

Budgell GJ, Mott JHL, Williams PC, BrownKJ. Requirements for Leaf Position Accuracy for Dynamic Multileaf Collimation. *Physics in Medicine and Biology*. 2000; 45:1211–1227.

Chang J, Obcemea CH, Sillanpaa J, Mechalakos J, Burman C. Use of EPID for leaf position accuracy QA of dynamic multi-leaf collimator (DMLC) treatment. *Medical physics*. 2004; 31: 2091–6.

Chen Z, Xing L, Nath R. Independent monitor unit calculation for intensity modulated radiotherapy using the MIMiC multileaf collimator. *Med. Phys.* 2002; 29: 2041-2051.

Chui CS, LoSasso T, Spirou S. Dose calculation for photon beams with intensity modulation generated by dynamic jaw or multileaf collimations. *Medical physics*. 1994; 21(8): 1237–44.

Chui CS, Spirou S, LoSasso T. Testing of dynamic multileaf collimation, *Med. Phys.* 1996;23: 635-641.

CPQR Canadian Partnership for Quality Radiotherapy. Technical Quality Control Guidelines for Canadian Radiation Treatment Centres, Volumetric Modulated Arc Therapy. 2015.

De Deene Y, De Wagter C, Van Duyse B, Derycke S, De Neve W, Achten E. Three dimensional dosimetry using polymer gel and magnetic resonance imaging applied to the verification of conformal radiation therapy in head-and-neck cancer. *Radiother. Oncol.* 1998;48: 283-291.

De Deene Y, De Wagter C, Van Duyse B, Derycke S, Mersseman B, De Gersem W, Voet T, Achten E, De Neve W. Validation of MR-based polymer gel dosimetry as a preclinical three-dimensional verification tool in conformal radiotherapy. *Magn. Reson. Med.* 2000;43: 116–125.

Dempsey JF, Low DA, Mutic S, Markman J, Kirov AS, Nussbaum GH, Williamson JF. Validation of a precision radiochromic film dosimetry system for quantitative two-dimensional imaging of acute exposure dose distributions. *Med. Phys.* 2000;27: 2462–2475.

Dewerd LA, Kissick M. *The Phantoms of Medical and Health Physics*. Springer New York Heidelberg Dordrecht, London; 2014.

Dini SA, Koonan RA, Ashburn JR, Meigoonia AS. Dosimetric evaluation of GAFCHROMIC XR type T and XR type R films. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 2005;6: 114–134.

Doblado FS, Capote R, Roselló JV, Leal A, Lagares JI, Arráns R, Hartmann GH. Micro ionization chamber dosimetry in IMRT verification: Clinical implications of dosimetric errors in the PTV. *Radiother. Oncol.* 2005; 75: 342–348.

Dong L, Antolak J, Salehpour M, Forster K, O'Neill L, Kendall R, Rosen I. Patient-specific point dose measurement for IMRT monitor unit verification. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2003;56: 867–877.

Dowsett DJ, Kenny PA, Johnston RE. *The Physics Of Diagnostic*. The 2nd. Edition, Thomson, England; 2006.

Erden N. Prostat Radyoterapisinde IMRT ve VMAT Planlarının Dozimetrik Olarak İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 2014, İstanbul (Danışman: Doç. Dr. İsmail ÖZBAY).

ESTRO, European Society for Radiotherapy ve Oncology, Guidelines For The Verification Of IMRT, ESTRO, 2008.

Ezzell GA, Galvin JM, Low D, Rosen I, Sharpe MB, Yu CX. Guidance document on delivery , treatment planning , and clinical implementation of IMRT : Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee. *Radiat Oncol* 2003:2089–115.

Fogliata A, Clivio A, Fenoglietto P, Hrbacek J, Kloock S, Lattuada P, Mancosu P, Nicolini G, Parietti E, Urso G, Vanetti E, Cozzi L. Quality assurance of RapidArc in clinical practice using portal dosimetry. *Br J Radiol.* 2011;84(1002):534–45.

Griessbach I, Lapp M, Bohsung J, Gademann G, Harder D. Dosimetric characteristics of a new unshielded silicon diode and its application in clinical photon and electron beams. *Med. Phys.* 2005;32: 3750–3754.

Gusev I, Guskova A, Mettler FA. Medical Management of Radiation Accidents. Second Edition CRC Press. 2001.

Gustavsson H, Karlsson A, Back SA, Olsson LE, Haraldsson P, Engstrom P, Nystrom H. MAGIC-type polymer gel for three-dimensional dosimetry: intensity-modulated radiation therapy verification. *Med. Phys.* 2003;30:1264-1271.

Hartford AC, Palisca MG, Eichler TJ, Beyer DC, Devineni VR, Ibbott GS, Kavanagh B, Kent JS, Rosenthal SA, Schultz CJ, Tripuraneni P, Gaspar LE. American Society for Therapeutic Radiology and Oncology (ASTRO) and American College of Radiology (ACR) Practice Guidelines for Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT). *International journal of radiation oncology, biology, physics.* 2009;73: 9–14.

Hendee WR, Ibbott GS. Radiation Therapy Physics, Mosby, St Louis,MI; 1996.

Higgins PD, Alaei P, Gerbi BJ, Dusenbery KE. In vivo diode dosimetry for routine quality assurance in IMRT. *Med. Phys.* 2003;30: 3118– 3123.

Hirata EY, Cunningham C, Micka JA, Keller H, Kissick MW, DeWerd LA. Low dose fraction behavior of high sensitivity radiochromic film. *Med. Phys.* 2005;32,: 1054–1060.

Hounsell AR, Jordan TJ. Quality Control Aspects of the Philips Multileaf Collimator. *Radiotherapy and Oncology.* 1997;45: 225–233.

Hug MS, Das IJ, Steinberg T, Galvin JM. A Dosimetric Comparison of Various Multileaf Collimators. *Phys.Med.Biol.* 2002;47: 159-170.

Hunt MA, Burman CM. Treatment Planning Considerations Using IMRT. In: Memorial Sloan-Kettering Cancer Center (eds: Fuks Z, Leibel SA, Ling CC). *A Practical Guide to Intensity-Modulated Radiation Therapy.* 2003;103–21.

Huq MS, Das IJ, Steinberg T, Galvin JM. A dosimetric comparison of various multileaf collimators. *Physics in medicine and biology.* 2002;47: 159–70.

IAEA The International Atomic Energy Agency Safety Reports Series No. 47 Radiation Protection in the Design of Radiotherapy Facilities. 2006.

IAEA The International Atomic Energy Agency TEC-DOC 1588: Transition From 2-D Radiotherapy to 3-D Conformal and Intensity Modulated Radiotherapy. Vienna; 2008.

IAEA The International Atomic Energy Agency. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Vienna; 2005

ICRU . Radioactivity. Report 10 of The International Commission on Radiological Units and Measurements. Natl. Bur. Std. U.S.; 1963.

ICRU. Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection. ICRU REPORT 48, International Commission on Radiological Units and Measurements, Issue 48. 1992.

ICRU. Report No23 of The International Commission on Radiological Units and Measurements. 1973.

IEC. Medical Electrical Equipment – Medical Electron Accelerators – Guidelines For Functional Performance Characteristics. Publication 977. 2007.

IPEM. Acceptance Testing and Commissioning of Linear Accelerators. Report 94. Institute of Physics and Engineering in Medicine 2006.

IPEM. Design of Radiotherapy Treatment Room Facilities. Report 75. Institute of Physics and Engineering in Medicine 1997.

IPEM. Small Field MV Photon Dosimetry. Report 103. Institute of Physics and Engineering in Medicine 2010.

IPEM. Small Field MV Photon Dosimetry. Report 103. Institute of Physics and Engineering in Medicine 2010.

Jabbari K, Amouheidari A, Babazadeh S. The Quality Control of Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) for ONCOR Siemens Linear Accelerators Using Film Dosimetry. *Iranian Journal of Medical Physics*. 2012;9(2): 111-125.

Jatinder R, Palta, Chihray L, Jonathan GL. Quality Assurance Of Intensity-Modulated Radiation Therapy. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* 2007;71.

Johns HE, Cunningham JR. *The Physics of Radiology*, Thomas, Springfield II. 1984.

Jordan TJ, Williams PC. The design and performance characteristics of a multileaf collimator. *Physics in medicine and biology*. 1994;39: 231–51.

Jursinic PA, Nelms BE. A 2-D diode array and analysis software for verification of intensity modulated radiation therapy delivery. *Med. Phys.* 2003;30: 870-879.

Kang SK, Cheong KH, Hwang T, Cho BC, Kim SS, Kim KJ, Oh DH, Bae H, Suh TS. Dosimetric characteristics of linear accelerator photon beams with small monitor unit settings. *Medical physics*. 2008;35: 5172.

Kaurin DG, Sweeney LE, Marshall EI, Mahendra S. VMAT testing for an Elekta accelerator. *J Appl Clin Med Phys*. 2012;13(2):55–72.

Kellermann PO, Ertl A, Gornik E. A new method of readout in radiochromic film dosimetry. *Phys. Med. Biol.* 1998;43: 2251–2263 _1998_.

Khan, F. *The Physics of Radiation Therapy*, Lippincott, Williams and Wilkins, Baltimore, MD. 2003.

Khan, F.M. *The Physics of Radiation Therapy*. The 4th Edition. Lippincott Williams & Wilkins Company. USA, 2010.

Laub WU, Wong T. The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT. *Med Phys* 2003;30(3):341-7.

Lehnert S. *Biomolecular Action of Ionizing Radiation*. Taylor & Francis Group, USA, 2007.

- Lemoigne Y, Caner A. Radiotherapy and Brachytherapy. Springer, France, 2007.
- Letourneau D, Gulam M, Yan D, Oldham M and Wong JW. Evaluation of a 2D diode array for IMRT quality assurance. Radiother. Oncol. 2004;70: 199-206.
- Leybovich LB, Sethi A, Dogan N. Comparison of ionization chambers of various volumes for IMRT absolute dose verification. Med. Phys. 2003;30: 119-123.
- Li C, Lamel LS, Tom D. A patient dose verification program using diode detectors. Med. Dosim. 1995; 20: 209–214.
- Ling CC, Zhang P, Archambault Y, Bocanek J, Tang G, Losasso T. Commissioning and quality assurance of RapidArc radiotherapy delivery system. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2008;72(2):575–81.
- Liu C, Simon TA, Fox C, Li J, Palta JR. Multileaf collimator characteristics and reliability requirements for IMRT Elekta system. International journal of radiation oncology, biology, physics. 2008;71: 89–92.
- LoSasso C, Chui S, Ling CC. Comprehensive quality assurance for the delivery of intensity modulated radiotherapy with a multileaf collimator used in the dynamic mode. Medical physics. 2001;28(11): 2209–19.
- Losasso C, Chui S, Ling CC. Physical and Dosimetric Aspects of A Multileaf Collimation System Used in The Dynamic Mode for Implementing Intensity Modulated Radiotherapy. Medical Physics. 1998;25: 1919–1927.
- Low DA, Moran JM, Dempsey JF ve ark., Dosimetry tools and techniques for IMRT. Med. Phys. 2011;38(3): 1313-38.
- Low DA, Mutic S, Dempsey JF, Gerber RL, Bosch WR, Perez CA, Purdy JA. Quantitative dosimetric verification of an IMRT planning and delivery system. Radiother. Oncol. 1998;49: 305–316.

Low DA. Quality assurance of intensity-modulated radiotherapy. *Seminars in radiation oncology*. 2002;12: 219–28.

Low, Sohn, Klein, Markman, Mutic, Dempsey. Characterization of a commercial multileaf collimator used for intensity modulated radiation therapy. *Medical physics*. 2001;752–6.

Luo W, Li J, Price RA Jr, Chen L, Yang J, Fan J, et al. Monte Carlo based IMRT dose verification using MLC log files and R/V outputs. *Med Phys* 2006;33(7):2557- 64.

Lutz W, Winston KR, Maleki N. A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator. *International journal of radiation oncology, biology, physics*. 1988;14: 373–81.

Manikandan A, Sarkar B, Holla R, Vivek TR, Sujatha N. Quality assurance of dynamic parameters in volumetric modulated arc therapy. *The British Journal of Radiology*, 2011;85: 1002–1010.

Martens C, De Wagter C, De Neve W. The value of the LA48 linear ion chamber array for characterization of intensity-modulated beams. *Physics in medicine and biology*. 2001;46: 1131–48.

Martin JE. *Physics for Radiation Protection*. Third Completely Updated Edition. Wiley. 2006

Maryanski MJ, Ibbott GS, Eastman P, Schulz RJ, Gore JC. Radiation therapy dosimetry using magnetic resonance imaging of polymer gels. *Med. Phys*. 1996;23: 699-705.

Mayles P, Nahum A, Rosenwald JC. *Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice*. CRC Press. 2007.

McLaughlin WL, Soares CG, Sayeg JA, McCullough EC, Kline RW, Wu A, Maitz AH. The use of a radiochromic detector for the determination of stereotactic radiosurgery dose characteristics. *Med. Phys*. 1994;21: 379–388.

Mijnheer B, Battermann J, Wambersie A. What degree of accuracy is required and can be achieved in photon and neutron therapy. *Radiother. Oncol.* 1987;8: 237–252.

Mohr P, Brieger S, Stahl J, Witucki G. Linearity of the dose monitor system at low monitor units. *Strahlentherapie und Onkologie.* 2007;183(6): 327–31.

Munter MW, Thilmann C, Hof H, Didingr B, Rhein B, Nill S, et al. Stereotactic intensity modulated radiation therapy and inverse treatment planning for tumors of the head and neck region: clinical implementation of the step and shoot approach and first clinical results. *Radiother Oncol.* 2003;66(3):313-21.

NCS Nederlandse Commissie Voor Stralingsdosimetrie. Code of Practice for the Quality Assurance and Control for Intensity Modulated Radiotherapy 2013.

NCS Nederlandse Commissie Voor Stralingsdosimetrie. Kwaliteitscontrole van Medische Lineaire Versnellers, methoden voor kwaliteitscontrole, wenselijke toleranties en frequenties. Report 8 of the Netherlands Commission on Radiation Dosimetry 1995.

NCS Nederlandse Commissie Voor Stralingsdosimetrie. Quality assurance of 3-D treatment planning systems for external photon and electron beams. Report 15 of the Netherlands Commission on Radiation Dosimetry 2006.

NCS, Nederlandse Commissie Voor Stralingsdosimetrie. Code of Practice for the Quality Assurance and Control for Volumetric Modulated Arc Therapy, Report 24 of the Netherlands Commission on Radiation Dosimetry February 2015.

Nutting, C., Dearnaley, D.P. And Webb, S.. Intensity Modulated Radiation Therapy: A Clinical Review. *Br. J. Radiol.*, 2010;73: 459-469.

Oldham M, Siewerdsen JH, Shetty A and Jaffray DA. High resolution gel-dosimetry by optical- CT and MR scanning. *Med. Phys.* 2001;28: 1436-1445.

Oyar, O., Radyoterapide Temel Fizik Kavramlar. Nobel Tıp Kitabevleri LTD ŞTD, 1998.

Perez CA, Brady LW, Halperin EC. Perez and Brady's Principles and Practice of Radiation Oncology. 5th Edition. Lippincott Williams & Wilkins Company, USA. 2008.

Pittomvils G, Coghe M, De Gersem W, Crop F, Van Duyse B, Jacobs F, De Wagter C, De Neve W. Measurement techniques, modeling strategies and pitfalls to avoid when implementing a mini MLC in a non dedicated planning system. *Strahlentherapie und Onkologie*. 2007;183(11): 637–44.

Podgorsak BE. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. International Atomic Energy Agency (IAEA), Vienna; 2005.

Purdy JA. Advances in three-dimensional treatment planning and conformal dose delivery. *Seminars in Oncology*. 1997;24(6): 655-71.

Ramani R, Lightstone AW, Mason DL, O'Brien PF. The use of radiochromic film in treatment verification of dynamic stereotactic radiosurgery. *Med. Phys.* 1994;21: 389–392.

Rao M, Yang W, Chen F. Comparison of Elekta VMAT with helical tomotherapy and fixed field IMRT: Plan quality, delivery efficiency and accuracy. *Medical Physics*. 2010;37(3): 1350–1359.

Ravikumar M, Al Asmary M, Alla A Sultan R, Al Ghamdi H. Dose delivery accuracy of therapeutic photon and electron beams at low monitor unit settings. *Strahlentherapie und Onkologie*. 2005;181(12): 796–9.

Reinstein LE, Gluckman GR, Meek AG. A rapid colour stabilization technique for radiochromic film dosimetry. *Phys. Med. Biol.* 1998;43: 2703–2708.

Richardson SL, Tome WA, Orton NP, McNutt TR, Paliwal BR. IMRT delivery verification using a spiral phantom. *Med. Phys.* 2003;30: 2553–2558.

Sastre-Padro M, Van der Heide U, Welleweerd H. An accurate calibration method of the multileaf collimator valid for conformal and intensity modulated radiation treatments. *Phys. Med. Biol.* 2004;49: 2631–43.

Saw CB, Krishna KV, Enke CA, Hussey DH. Dosimetric evaluation of abutted fields using asymmetric collimators for treatment of head and neck. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;47(3):821-4.

Scottish Minister. Unintended overexposure of patient Lisa Norris during radiotherapy treatment at the Beatson Oncology Centre, Glasgow in January 2006

Serway RA, Beichner RJ. *Pyhsicss for Scientists and Engineers.. Çeviren: Çolakoğlu K. Fen ve Mühendislik İçin Modern Fizik. 5. Basım, Palme Yayınevi, Türkiye; 2005.*

Sohn JW, Dempsey JF, Suh TS, Low DA. Analysis of various beamlet sizes for IMRT with 6 MV photons. *Med. Phys.* 2003;30: 2432–2439.

Spezi E, Angelini AL, Romani F, Ferri A. Characterization of a 2D ion chamber array for the verification of radiotherapy treatments. *Physics in medicine and biology.* 2005;50(14): 3361–73.

Stasi M, Giordanengo S, Cirio R, Boriani A, Bourhaleb F, Cornelius I, Donetti M, Garelli E, Gomola I, Marchetto F, Porzio M, Sanz Freire CJ, Sardo A, Peroni CD-IMRT verification with a 2D pixel ionization chamber: dosimetric and clinical results in head and neck cancer. *Phys. Med. Biol.* 2005;50: 4681-4694.

Sykes J, Williams PC. An experimental investigation of the tongue and groove effect for the Philips multileaf collimator. *Physics in medicine and biology.* 1998;40(10): 3157–65.

Treuer H, Hoevels M, Luyken K, Gierich A, Kocher M, Müller RP, Stürn V. On isocentre adjustment and quality control in linear accelerator based radiosurgery with circular collimators and room lasers. *Physics in medicine and biology.* 2000;45(8): 2331–42.

Van dyk J. (Ed.). *The Modern Technology for Radiation Oncology: A Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists*, Medical Physics Publishing, Madison, WI; 1999.

Van Esch A, Huyskens DP, Behrens CF, Samsøe E, Sjolín M, Bjelkengren U, Sjöström D, Clermont C, Hambach L, Sergent F. Implementing RapidArc into clinical routine: a comprehensive program from machine QA to TPS validation and patient QA. *Med Phys* 2011;38(9): 5146–66.

Verbakel WF, Cuijpers JP, Hoffmans D, Bieker M, Slotman BJ, Senan S. Volumetric intensity-modulated arc therapy vs conventional IMRT in head and neck cancer: A comparative planning and dosimetric study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2009;74(1): 252-259.

Verhey LC. Comparison of Three-Dimensional Conformal Radiation Therapy and Intensity-Modulated Radiation Therapy Systems. *Semin. Radiat. Oncol.* 1999;9(1): 78-98.

Verhey LC. Issues in Optimization for Planning of Intensity-Modulated Radiation Therapy. *Semin. Radiat. Oncol.* 2002;12(3): 210-218.

Vial P, Oliver L, Greer PB, Baldock C. An experimental investigation into the radiation field offset of a dynamic multileaf collimator. *Physics in medicine and biology.* 2006;51(21): 5517–38.

Vieira SC, Dirkx MLP, Pasma KL, Heijmen JM. Fast and accurate leaf verification for dynamic multileaf collimation using an electronic portal imaging device. *Medical physics.* 2002;29(9): 2034–40.

Wang JZ, Li XA, D'Souza WD, Stewart RD. Impact of prolonged fraction delivery times on tumor control: A note of caution for intensity-modulated radiation therapy (IMRT). *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* 2003;57:543–552.

Watts RJ. Evaluation of a diode detector array for use as a linear accelerator QC device. *Med. Phys.* 1998;25: 247-250.

Webb S. The physical basis of IMRT and inverse planning. *British Journal of Radiology* 2003;76(910): 678–689.

Westermarck M, Arndt J, Nilsson B, Brahme A. Comparative dosimetry in narrow high-energy photon beams. *Phys. Med. Biol.* 2000;45: 685– 702.

Wiezorek T, Banz N, Schwedas M, Scheithauer M, Salz H, Georg D, Wendt T. Dosimetric Quality Assurance for intensity-modulated radiotherapy: feasibility study for a filmless approach. *Strahlenther. Onkol.* 2005;181: 468-474.

Willams JR, Thwaites DI. *Radiation Therapy Physics in Practice*, Oxford University Press, Oxford, London; 2000.

Wolff T, Carter S, Langmack KA, Twyman NI, Dendy PP. Characterization and use of a commercial n-type diode system. *Br. J. Radiol.* 1998;71: 1168–1177.

Xia P, Verhey LJ. Delivery systems of intensity-modulated radiotherapy using conventional multileaf collimators. *Med Dosim.* 2001;26(2):169-77.

Yang Y, Xing L, Li JG, Palta J, Chen Y, Luxton G, Boyer A. Independent dosimetric calculation with inclusion of head scatter and MLC transmission for IMRT. *Medical physics.* 2003;30(11): 2937–47.

Zeidan OA, Li JG, Low DA, Dempsey JF. Comparison of small photon beams measured using radiochromic and silver-halide films in solid water phantoms. *Med. Phys.* 2004;31: 2730–2737.

Zhu XR. Entrance dose measurements for in-vivo diode dosimetry: Comparison of correction factors for two types of commercial silicon diode detectors. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 2000;1: 100–107.

EKLER

Ek 1. Fizik Mühendisleri Tarafından Yayınlanan Kalite Uygunluk Belgesi Testleri

1.DONANIM KONTROLÜ:

Donanımın Cinsi	Yapısı veya Tipi	Durumu
Kama (kama) Filtre Sistemi		
*Kolimatör Sistemi		
Koruyucu Bloklar		
Hasta-Tedavi Teknisyeni Haberleşme Sistemi		
Hasta İzleme Sistemi (Kapalı devre TV sistemi veya Pb cam)		
Kontrol Paneli Kilitleme Sistemi		

- * Kolimatör sistemi çok yuvarlak kolimatör (ÇYK) ise 8 numaralı maddeye gidiniz.
* * Kolimatör sistemi asimetrik özelliğe sahip ise 9 numaralı maddeye gidiniz.

2. MEKANİK KONTROLLERİ :

2.1 KOLİMATÖR AÇISI GÖSTERGESİ KONTROLÜ: (Tolerans $\pm 1^\circ$) (Gantri açısı 90° iken su terazisi göstergesini referans alınız.)

	Dijital	Sapma	Uygun	Uygun Değildir	Analog	Sapma	Uygun	Uygun Değildir
0°								
90°								
180°								
270°								

2.2 KOLİMATÖR EKSENİ DÖNÜŞÜ İLE ÇAPRAZ TEL SABİTLİĞİ KONTROLÜ :

(Gantri 0° 'de kolimatörün eksenini etrafında dönme hareketini test ediniz ve sapma miktarını belirleyiniz.
 0° , 90° , 180° , 270° kolimatör dönüşlerinde çapraz tel işaretlenerek oluşan dairenin çapını ölçünüz.)

Ölçüm (mm)	Tolerans (Çap=2 mm)	Uygun	Uygun değildir	Çalışma Alanı

ONAY :

2

2.3 ÇAPRAZ TEL EKSENİ İLE RADYASYON ALANI EKSENİ UYGUNLUĞU:

(Tolerans 2mm)

(Gantri 0°de çapraz tel eksenini ile, farklı kolimatör açılarında ışılama yaparak elde edeceğiniz radyasyon alanı ekseninin uygunluğunun kontrolü)

Tel eksenini verifikasyon filmi üzerine çiziniz. 0° ,50° , 100° , 150° , 200° 250° , 300° , 350° kolimatör açılarında film çekiniz.

Alanlar 0.5cm x 30cm açılacak, film altına en az 5cm fantom konacak ve film KCM=100cm olacak şekilde fantom üzerine sabitlenecek.Yukarıda belirtilen kolimatör açılarında Kodak X-Omat V film için yaklaşık 40MU verilecek.

Film üzerinde yıldız şeklinde oluşacak radyasyon alanlarının eksenini ile tel eksenini arasındaki mesafenin <2mm olması gerekmektedir.

2.4 GANTRİ AÇISI GÖSTERGESİ KONTROLÜ : (Tolerans ± 1°)

(Su Terazisi göstergesini referans alınız.)

	Dijital	Sapma	Uygundur	Uygun Değildir	Analog	Sapma	Uygundur	Uygun Değildir
0°								
90°								
180°								
270°								

2.5 EŞMERKEZ KONTROLÜ : (Tolerans ± 2 mm)

(Aşağıdaki konumlar için eşmerkez kaymasını belirleyiniz.)

Gantri açısı	Sapma	Uygundur	Uygun Değildir
0°	Referans		
90°			
180°			
270°			

2.6 LAZER KONTROLÜ: (Tolerans ± 2 mm)

	Sapma (mm)	Uygundur	Uygun Değildir
Sagittal			
Sağ Yan			
Sol Yan			

2.7 OPTİK MESAFE GÖSTERGE KONTROLÜ : (Tolerans ± 2 mm)

(Eşmerkezin 20 cm altında ve üstünde yapınız)

Kaynak Çift Mesafesi KCM(cm)	Ölçülen (cm)	Sapma (mm)	Uygundur	Uygun değildir
120 cm				
100 cm				
80 cm				

ONAY :

3

2.8 OPTİK MESAFE GÖSTERGESİ GANTRİ AÇISI BAĞIMLILIĞI:

(TOLERANS ± 2 mm)

(Farklı gantri açısında Optik mesafe göstergesinin sapmasına bakılacak.
KCM-Eşmerkez'de kontrol edilecek.

Gantri Açısı	Ölçülen (cm)	Sapma (mm)	Uygundur	Uygun değildir
0°				
90°				
180°				
270°				

2.9 ALAN BOYUTLARI GÖSTERGESİ KONTROLÜ :

(Aşağıdaki alanlar için , alan boyutlarındaki sapma miktarlarını belirleyiniz. Eşmerkezde cetvelle ölçülen değerleri referans alınız.)

Alan boyutu X Y (cm ²)	Tolerans (Her eksende)	Dijital				Sapma (mm)		Uygundur	Uygun Değildir
		X (cm)	Y(cm)	X1 X2	Y1 Y2	X	Y		
5X5	2 mm								
10X10	2 mm								
30X30	3 mm								
40X40	3 mm								

(40X40 cm² yerine mümkün olan en büyük alan kullanılabilir.)

2.10 IŞIK-IŞIN ALANI UYUMU KONTROLÜ:

(Tolerans: ± 2 mm Her bir ekseninde)

10x10 cm² alan boyutunda ve d_{max} derinliğinde film kullanarak yapınız. Testi 0° , 90° , 180° , 270 °gantri açılarında yapınız.

Gantri Açısı	Sapma (mm)		Uygundur	Uygun Değildir
	X	Y		
0°				
90°				
180°				
270°				

ONAY :

4

2.11 ARK TEDAVİSİ AÇI KONTROLÜ: (Tolerans $\pm 1^\circ$)
(Aşağıdaki açı aralıkları için açı göstergesindeki hatayı belirtiniz.)

Açı aralığı	Açı hatası (°)	Uygundur	Uygun Değildir
0°- 45°			
45°- 0°			
0°- 90°			
90°- 0°			
0°-180°			
180°-0°			

2.12 TEDAVİ MASASININ MEKANİK KONTROLLERİ :

2.10.1 TEDAVİ MASASININ EŞMERKEZLİ DÖNÜŞÜ İLE AÇI GÖSTERGESİNİN KONTROLÜ : Tolerans ($\pm 1^\circ$)

	Dijital	Analog	Sapma	Uygundur	Uygun Değildir
0°					
90					
180					
270					

2.10.2 TEDAVİ MASASININ DÖNÜŞ HAREKETİ İLE EŞMERKEZ UYGUNLUĞU:
(0°, 90° ,270° lik masa dönüş hareketinde her açıda işaretlenecek noktaların çapını değerlendiriniz.)

Ölçüm (mm)	Tolerans (Çap=2 mm)	Uygundur	Uygun değildir	Çalışma Alanı

ONAY :

5

2.10.3 TEDAVİ MASASININ DÖNÜŞ HAREKETİ İLE EŞMERKEZ UYGUNLUĞUNUN AĞIRLIKLA DEĞİŞİMİNİN KONTROLÜ :

(0°, 90°, 270° lik masa dönüş hareketinde her açıda işaretlenecek noktaların çapını değerlendiriniz . 70-100 kg yük ile yapınız .Ağırlık masaya homojen olarak dağıtılacaktır .)

Ölçüm (mm)	Tolerans (Çap=2 mm)	Uygundur	Uygun değildir	Çalışma Alanı

2.10.4 MASANIN DÜŞEY HAREKETİ İLE KOLİMATÖR EKSENİNİN PARALELLİĞİNİN KONTROLÜ : (Tolerans < 2 mm)

(0° gantri açısında yapınız.)

Mesafe (cm)	En Yüksek	Eşmerkez	5	10	15	20	En Alçak	Uygundur	Uygun Değildir
		Ref							

2.10.5 MASANIN DÜŞEY HAREKETİ İLE KOLİMATÖR EKSENİNİN PARALELLİĞİNİN AĞIRLIKLA DEĞİŞİMİNİN KONTROLÜ : (Tolerans < 2 mm)

(0°gantri açısında 70-100 kg yük ile yapınız .Ağırlık masaya homojen olarak dağıtılacaktır.)

Mesafe (cm)	En Yüksek	Eşmerkez	5	10	15	20	En Alçak	Uygundur	Uygun Değildir
		Ref							

2.10.6 TEDAVİ MASASININ FREN SİSTEMİNİN KONTROLÜ :

Fren Tipi :

	Çalışıyor	Çalışmıyor
Enine Fren		
Boyuna Fren		

ONAY :

6

2.10.7 TEDAVİ MASASININ HAREKETLERİNİN DOĞRULUĞUNUN KONTROLÜ
(Tolerans 2 mm)

	Monitördeki Hareket Değerleri (mm)					Gerçek Yer Değiştirmelerden Sapma Miktarları (mm)					Uygundur	Uygun Değildir
	2	5	10	20	50	2	5	10	20	50		
Sol-Sağ												
Aşağı-Yukarı												
İçeri-Dışarı												

U : Uygundur

U.D. : Uygun Değildir

Not:Masa üzerine yerleştirilen düzgün bir yüzey üzerine eşmerkez işaretlenir, masanın hareket miktarları bu noktanın yer değiştirmesi esas alınarak değerlendirilir.

3. RADYASYON KALİTESİNİN KONTROLÜ :

(Aşağıdaki ölçümleri uygun dozimetre ve gerekli donanımı kullanarak yapınız,yöntem hakkında bilgi veriniz.)

3.1 MEVCUT X – IŞINI ENERJİLERİNDE :

3.1.1 IŞIN KALİTESİNİN BELİRLENMESİ : (Tolerans % ± 2)

(10x10 cm² alan kullanılarak TPR_{10}^{20} u Katı fantomda tayin ediniz)

Mevcut Enerjileri	X- Işını	Beyan Edilen TPR	Bulunan TPR	% Fark	Uygundur	Uygun Değildir

3.1.2 PROFİL VE DERİN DOZ KONTROLÜ:

Mevcut tüm X –ışını enerjilerinde 30x30 cm² alanda D_{maks} , 10 cm'de GT(inline) ve AB(crossplane) yönlerinde doz profilleri ile 10x10 cm² alan için % DD (Yüzde Derin Doz) eğrisini çizdiriniz. (% DD için tolerans % ± 2 ; 2 mm)

ENERJİ 1=

Derinlik	Beyan Edilen	Ölçülen % DD	Fark	Uygundur	Uygun değildir
D_{maks}					
5 cm					
10 cm					

ONAY :

7

ENERJİ 2 -

Derinlik	Beyan Edilen	Ölçülen % DD	Fark	Uygundur	Uygun değildir
D_{maks}					
5 cm					
10 cm					

ENERJİ 3 -

Derinlik	Beyan Edilen	Ölçülen % DD	Fark	Uygundur	Uygun değildir
D_{maks}					
5 cm					
10 cm					

3.1.3 PROFİL DÜZGÜNLÜĞÜNÜN (Flatness) VE SİMETRİSİNİN KONTROLÜ:(Tolerans \pm % 3)

Kullanılan 30x30 cm²lik alan ve 10 x 10 cm² lik alan için ayrı ayrı 10cm derinlikte GT(inline) ve AB(crossplane) yönlerinde elde edilecek profili düzgünlük (Flatness) ve simetri açısından değerlendiriniz. Kullandığınız protokolü belirtiniz.

İlgili profili ekte gönderiniz.

AAPM Task grup 40'a göre alan genişliğinin (%50'deki genişlik) %80'indeki maksimum ve minimum doz değerleri M ve m olmak üzere;

$$F = \frac{M - m}{M + m} \times 100 \%$$

30x30 cm²lik alan için

Enerji	Düzgünlük AB	U		UD		Düzgünlük GT	U		UD		Simetri AB	U		UD		Simetri GT	U		UD	

U : Uygundur UD : Uygun Değildir

10 x 10 cm² lik alan için

Enerji	Düzgünlük AB	U		UD		Düzgünlük GT	U		UD		Simetri AB	U		UD		Simetri GT	U		UD	

U : Uygundur UD : Uygun Değildir

ONAY :

8

3.2 MEVCUT TM ELEKTRON ENERJİLERİNDE :

3.2.1 İŞİN KALİTESİNİN BELİRLENMESİ : (Tolerans % ± 2 ve 2 mm)

Mevcut tm elektron enerjilerinde ,10x10 cm² alan için % DD eğrilerini çizdiriniz .D_{maks} , R_p , R₄₅ , R₉₀ değerlerini belirleyiniz.(İlgili su faturası çıktıları ekte gnderiniz.)

Elektron Enerjileri													
	Beyan Edilen	lilen	Fark	U U D	Beyan Edilen	lilen	Fark	U U D	Beyan Edilen	lilen	Fark	U U D	
D _{maks}													
R _p													
R ₄₅													
R ₉₀													

U: Uygun

UD: Uygun Değildir

Elektron Enerjileri													
	Beyan Edilen	lilen	Fark	U U D	Beyan Edilen	lilen	Fark	U U D	Beyan Edilen	lilen	Fark	U U D	
D _{maks}													
R _p													
R ₄₅													
R ₉₀													

Elektron Enerjileri													
	Beyan Edilen	lilen	Fark	U U D	Beyan Edilen	lilen	Fark	U U D	Beyan Edilen	lilen	Fark	U U D	
D _{maks}													
R _p													
R ₄₅													
R ₉₀													

ONAY :

9

3.2.2 PROFİL DÜZGÜNLÜĞÜNÜN VE SİMETRİSİNİN KONTROLÜ :

(Tolerans \pm % 3)

Mevcut tüm elektron enerjilerinde kullanılan 20x20 cm² alan için ($D_{95, 85}$)/2 derinlikte elde edilecek profili düzgünlük (Flatness) ve simetri açısından değerlendiriniz .Kullandığınız protokolü belirtiniz .İlgili su fantomu çıktılarını ekte gönderiniz.

Enerji	Düğünlük AB	U	UD	Düğünlük GT	U	UD	Simetri AB	U	UD	Simetri GT	U	UD

U : Uyğundur UD : Uygun Değildir

($D_{95, 85}$)/2 Derinliği: % 85 Derin doz yüzdesi derinliğinin yarısıdır .

NOT:4 MeV ve 5 MeV elektron demetleri için profil düğünlüğü kabul testlerine göre değerlendirilecektir.

4. DOZ VERİMİ KONTROLÜ :

Aşağıdaki ölçümleri uygun dozimetre ve gerekli donanımları kullanarak yapınız ,yöntem hakkında bilgi veriniz.

Tüm enerjilerde doz verimi hesaplamalarında kullanılan sabitler ayrı ayrı belirtilecektir.

4.1 FOTON DEMETLERİ İÇİN : (Tolerans % \pm 2)

(Mevcut tüm foton enerjilerinde yapınız.)

Ölçüm tarihi :

Kullanılan iyon odası hacmi ,modeli ,markası :

(İyon odası sertifikası fotokopisi ilave edilecek)

Kullanılan elektrometre modeli ve markası :

Kullanılan fantom:

Kullanılacak alan 10x10 cm² .

0° gantri açısında ,fantomda , d=5 cm veya d=10 cm , KCM=100 cm,

Enerji	Ölçülen Doz Verimi	Beyan Edilen Doz Verimi	Uyğundur	Uygun Değildir

ONAY :

10

4.1.1 MONİTÖR SİSTEMLE İLGİLİ TESTLER :

(Tolerans % $\pm 0.5-1$) ; (Tolerans < 1 MU)

	Beyan Edilen	Ölçülen	Etkisi	Uygundur	Uygun Değildir
Monitör sistem end effect					

$$\text{End Effect} = \text{MU} (R4-R1) / (4R1-R4) < 1 \text{ MU}$$

MU = 100

R1 = 100 MU'luk tek ışınlama

R4 = 25 MU'luk kesintilerle toplam 100 MU'luk ışınlama

4.1.2 FOTON DEMETLERİNDE DOZ VERİMİNİN AÇI İLE DEĞİŞİMİ :

(Tolerans % ± 2)

Ölçüm tarihi:

Kullanılan iyon odası hacmi , modeli , markası :

(iyon odası sertifikası fotokopisi ilave edilecek)

Kullanılan elektrometre modeli ve markası :

Kullanılacak alan 10x10 cm².

(0°, 90°, 180°, 270° havada okuma değerlerini veriniz .Ölçümü ,buildup cap veya özel fantomla yapınız.)

KC M= 100 cm					
Gantri açısı	Okuma BEYAN EDİLEN	Okuma ÖLÇÜLEN	% Fark	Uygundur	Uygun Değildir
0°					
90°					
270°					
180°					

4.2 ELEKTRON DEMETLERİ İÇİN : (Tolerans % ± 2)

Mevcut film elektron enerjilerinde yapınız.

Ölçüm tarihi :

Kullanılan iyon odası hacmi , modeli , markası :

(iyon odası sertifikası fotokopisi ilave edilecek)

Kullanılan elektrometre modeli ve markası :

Kullanılan fantom:

Kullanılacak alan 10x10 cm².

0° gantri açısında ,fantomda ,standart KCM' de ve maksimum doz derinliğinde yapınız.

ONAY :

11

Enerji	Doz Verimi	Beyan Edilen	Fark	Uygundur	Uygun Değildir

5. KAMA FİLTRE VE BLOK TEPŞİLERİ KONTROLLERİ

5.1 MEVCUT TÜM X-IŞINI ENERJİLERİNDE KAMA FİLTRELER İÇİN FARKLI KOLİMATÖR AÇILARINDA KAMA FİLTRE FAKTÖRLERİNİN BELİRLENMESİ:
(Tolerans ± 2)

(10 x 10 cm² alan ve 5 cm derinlikte ölçüm yapınız.)

**Dinamik Kama Filtreler için aşağıdaki testler yapılmayacak.

ENERJİ 1:

5.1.1 90° KOLİMATÖR AÇISINDA:

Kama Açısı	Beyan Edilen	Öçülen Değer	% Fark	Uygundur	Uygun Değildir
15°					
30°					
45°					
60°					
Motorize Kama					

ONAY :

12

5.1.2. 270° KOLİMATÖR AÇISINDA

Kama Açısı	Beyan Edilen	Ölçülen Değer	% Fark	Uygundur	Uygun Değildir
15°					
30°					
45°					
60°					
Motorize Kama					

ENERJİ 2:

5.1.1 90° KOLİMATÖR AÇISINDA:

Kama Açısı	Beyan Edilen	Ölçülen Değer	% Fark	Uygundur	Uygun Değildir
15°					
30°					
45°					
60°					
Motorize Kama					

5.1.2 270° KOLİMATÖR AÇISINDA:

Kama Açısı	Beyan Edilen	Ölçülen Değer	% Fark	Uygundur	Uygun Değildir
15°					
30°					
45°					
60°					
Motorize Kama					

ONAY :

13

5.1.3 KAMA FİLTRE FAKTÖRÜ 'NÜN KOLİMATÖR AÇISI İLE DEĞİŞİMİ
(Tolerans 15°-30° kamalar için %2 ; 45°-60° için %3)

Kama Açısı	Kama Açı Faktörleri		Kama Açı Faktörleri Oranı 90°/270°	Uygundur	Uygun Değildir
	Kol.açısı90°	Kol.açısı270°			
15°					
30°					
45°					
60°					
Motorize Kama					

5.2 MEVCUT MOTORİZE KAMA'NIN AÇISININ KULLANILAN X-IŞINI ENERJİLERİNE GÖRE BELİRLENMESİ : (Tolerans % ± 2)
(10x10 cm² alan kullanınız). (Motorize kama izodozu eklenecek.)

Mevcut X-Işını Enerjileri	Beyan Edilen Kama Açısı	Ölçülen Kama Açısı	% Fark	Uygundur	Uygun Değildir

5.3 BLOK TEPSİLERİ DOZ AZALTMA FAKTÖRÜNÜN KONTROLÜ : (Tolerans % ± 2)
(Her tepsi için ayrı ayrı hesaplayınız.10x10 cm² alan ve 5cm derinlikte ölçüm yapınız . (Mevcut tüm enerjiler için yapılacak.)

Enerji	Tepsi No	Materyal Kalınlığı	Beyan Edilen Azaltma Faktörü	Ölçülen Azaltma Faktörü	% Fark	Uygundur	Uygun Değildir

6. EMNİYET SİSTEMLERİNİN KONTROLLERİ :

ONAY :

14

	Çalışıyor	Çalışmıyor
Tedavi odası ve kontrol odası acil durum emniyet anahtarları		
Tedavi masası acil durum anahtarı		
Kapı üzerinde ,Radyasyon (var-yok) durumunu gösteren ışıklı gösterge (Kırmızı-Sarı-Yeşil)		
Emniyet anahtarlarının kontrolü Kapı , kama filtre ,blok taşıyıcı ,v.s		
Acil durum planı		

7. ÇOK YAPRAKLI KOLİMATÖR (ÇYK) KONTROLÜ:

7.1 Yaprak Sayısı ve Genişlikleri :

7.2 Maksimum Alan Genişliği :

7.3 Minimum Alan Genişliği :

7.4 Yaprak Geçirgenliği ve Kaçağı (Tolerans %5)

Üst kolimatörler oldukça geniş açık ve ÇYK yapraklarının kapalı olduğu durumda ÇYK yapraklarının geçirgenliği ve kaçağı su fantomu ile ya da verifikasyon filmi ile ölçülebilir. Elde edilen dalgalı şekilde maksimumlar yapraklar arası radyasyon kaçağını minimumlar yaprakların geçirgenliğini gösterir.

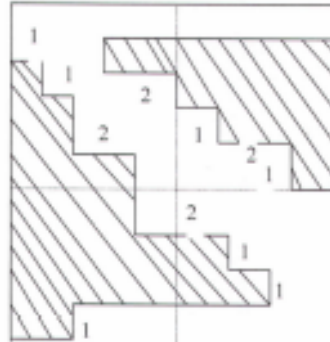
	...MV			...MV		
	%	U	U.D.	%	U	U.D.
Yaprak Geçirgenliği						
Yaprak Kaçağı						

U : Uyundur

U.D. : Uygun Değildir

7.5 ÇYK 'de şekildeki alanı oluşturup film çekiniz.

(ÇYK 'de KCM = 100 cm'de 10x10 cm² 'lik alanda belirtilen korumalı alan oluşturulacaktır.)



ONAY :

15

8. ASİMETRİK KOLİMATÖR KONTROLÜ

Aşağıda belirtilen alan boyutları için Kodak X omat V filmi KCM = 100 cm d= d_{max} derinliğinde filmi hiç hareket ettirmeden 45 MU 'luk ışınlamalar yapın.

X₁=5 cm, X₂=0 cm, Y₁=0 cm, Y₂=5 cm
X₁=5 cm, X₂=0 cm, Y₁=5 cm, Y₂=0 cm
X₁=0 cm, X₂=5 cm, Y₁=5 cm, Y₂=0 cm
X₁=0 cm, X₂=5 cm, Y₁=0 cm, Y₂=5 cm

Not: İlk müracaatta mutlaka bu filimler çekilip gönderilecek, film üzerindeki sıcak veya soğuk alanların % doz değişimi (veya mm olarak genişliği) tespit edilecek.

9. LİNEER HIZLANDIRICILARIN GÖRÜNTÜ KLAVUZLUĞU KABUL TESTİ

9.1.ÇARPIŞMA TESPİTİ

Kilovolt üretici ve kilovolt dedektör sistemlerinde bulunan touchguard sisteminin çalışıp çalışmadığının kontrolü. Kilovolt üreticinin kolimatöründe, Kilovolt dedektörünün kapaklarında ve Kilovolt üretici ve dedektörünün kollarındaki touchguard sistemlerinin her birine dokunularak sistemin çalışıp çalışmadığı kontrol edilir.

Çarpışma Testi	Durum
Kilovolt üretici kolimatörü	
Kilovolt dedektörü kapağı	
Kilovolt üretici ve Kilovolt dedektörü kolları	

9.2.KİLOVOLT KAYNAĞI MEKANİK POZİSYON TESTİ

Kilovolt üreticinin mekanik hareket yeteneği izomerkezden 80 cm den 100 cm'e kadar olmalıdır. Gantry 270° getirilir. Kilovolt üretici izomerkezden 100 cm uzaklıktadır. Bu mesafe cetvelle ölçülerek teyid edilir. Daha sonra 90 cm ve 80 cm e gönderilerek ölçümler alınır.(Tolerans 2mm)

Dikey Pozisyon	Ölçülen	Durum
----------------	---------	-------

ONAY :

16

100 cm		
90 cm		
80 cm		

9.3.KİLOVOLT DEDEKTÖRÜ MEKANİK POZİSYON TESTİ

Kilovolt dedektörün mekanik hareket yeteneği izomerkezden 0 cm den 75 cm'e kadar olmalıdır. Gantri 90° getirilir. Kilovolt dedektörü izomerkezden 0 cm uzaklıktadır. Bu mesafe cetvelle ölçülerek teyid edilir. Daha sonra -30 cm, -50 cm e, -75 cm'e gönderilek ölçümler alınır.(Tolerans 2mm)

Dikey Pozisyon	Ölçülen	Durum
0 cm		
-30 cm		
-50 cm		
-75 cm		

9.4.OPTİK İZOMERKEZ KONTROLÜ

Kilovolt üretici ve dedektörünün gantri eksenı boyunca izomerkezlerinin çıkışmasının kontrolüdür. Sistemle birlikte bulunan izomerkez fantomu tedavi masasında çapraz kıl ve izomerkez kullanılarak yerleştirilir. Gantri 0° da kilovolt dedektöre -50 cm de iken pulse flouro modunda izomerkez klüpünün görüntüsü alınır. Dedektörün izomerkez kılı izomerkez klüpü ile üst üste bindirileme kadar dedektör hareket ettirilir ve görüntüler üst üste örtülür. Daha sonra Gantri 90° döndürülerek görüntü alınır. Gözetimsiz alınan imajları işlemede kullanılan yazılımın mesafe ölçeri kullanılarak izomerkez kayıklığı ölçülür (Tolerans 1.5 mm)

Optik İzomerkez Testi	Ölçülen	Durum
KvD/kvÜ		

9.5. GRİ RENK SKALASI LİNEERİTESİ

Görüntü dedektörü 11 adet beyazdan siyaha farklı tondaki gri renkleri çözümlemelidir. Sistemle birlikte gelen lineerite fantomu kullanılarak ölçümler alınacaktır. Eğer varsa kilovolt kaynağının önüne 1 mm bakır filtre konulur. Kaynak dedektör arası boşluk olacak şekilde fantom dedektörün üstüne konulduktan sonra Pulse Floro modunda yaklaşık 6 sn ışınlama yapılır. Işınlamanın sonunda tüm gri tonlar görülmelidir. (Tolerans 0)

Gri Renk Skalası	Ölçülen	Durum
11		

9.6. YOĞUNLUK ÇÖZÜNÜRLÜĞÜ

Eğer lineer hızlandırıcının Kilovolt üretici ve dedektörünün CBCT (cone beam CT) özelliği mevcut ise, CBCT sisteminin HU değerlerinin kontrolü yapılacaktır. CBCT yapabilen sistemle gelen farklı yoğunluktaki malzemeleri içeren fantom kullanılacaktır. Masaya yerleştirilen fantom, CBCT sistemi kullanılarak 3 mm kalınlığında CTsi çekilir. Elde edilen CT'ler içinde hava, Akrilik, Su eşdeğeri, LDPE barındıran kısımlarına gelinerek CT değerleri okunur. (Tolerans +- 40)

Malzeme	İdeal CT Değeri	Okuma
Hava	-1000	

ONAY :

17

Akrilik	120	
Su eşdeğeri	0	
LDPE	-100	

ONAY SAYFASI:

SORUMLU RADYOTERAPİ FİZİKÇİSİ :

Adı Soyadı

İmza

SORUMLU RADYASYON ONKOLOĞU :

Adı Soyadı

İmza

KALİTE UYGUNLUK İNCELEME KOMİSYONU

ONAY :

18

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Gülşah	Uyruğu	TC
Soyadı	ÖZKAN	Tel no	0 542 7676402
Doğum tarihi	01.03.1988	e-posta	kocagulsah88@gmail.com

Eğitim Bilgileri

Mezun olduğu kurum		Mezuniyet yılı
Lise	Muallim Naci Lisesi	2005
Lisans	Akdeniz Üniversitesi	2011
Yüksek Lisans	Akdeniz Üniversitesi	2015
Doktora		

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (yıl-yıl)
Medikal Fizik Uzmanı	Elekta Türkiye	2014-(devam etmekte)

Yabancı Dilleri	Sınav türü	Puanı
İngilizce	YDS	67

Proje Deneyimi

Proje Adı	Destekleyen kurum	Süre (Yıl-Yıl)
Radyoterapide Kullanılan Genis Hüzmeleli Görüntüleme Cihazları İçin Bir Kalite Kontrol Fantomunun Tasarlanması	Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 2014.02.0121.007 proje numarası ile desteklenmiştir.	2014-2015

Burslar-Ödüller:

Yayımlar ve Bildiriler:

ULUSLARARASI BİLİMSEL TOPLANTILARDA SUNULAN VE BİLDİRİ KİTABINDA (PROCEEDINGS) BASILAN BİLDİRİLER

Tuncel N, B. Karayalcın, G. Koca, E.S. Budak. “*The Environmental Dose Measurements Of High Dose Iodine-131 Treated Thyroid Cancer Patients During Hospitalization Period*”. International Conference on Radiation Protection in Medicine - Setting the Scene for the Next Decade (CN-192). Bonn, Germany, 3 - 7 December 2012.

Nina Tuncel, B. Karayalcın, G. Koca, E. Surer Budak. “*The Whole-Body Dose To Nuclear Medicine Staff By Using TLD and OSL*” . ICMP2013, 20th International Conference on Medical Physics. Brighton Centre, Brighton, UK, 1- 4 September 2013.

N. Tuncel, B. Karayalcın, G. Koca. “*The Calibration Process Of OSL Detectors Used For Staff and Patient Dosimetry in Hospital Environment*”. International Conference on Radiation Protection in Medicine. Varna, Bulgaria, 30 May – 2 June 2014.

Gülşah Koca, Nina Tunçel, Elif Ünal, Mahmut Anıl Uslu, Yunus Çınar. “*To Assess The Impact of Phantom Size and Geometry on Computed Tomography Dose Profile on CBCT by Thermoluminescence Dosimetry Technique*”. LUMIDOZ 9, The 9th International Conference on Luminescence and ESR Dosimetry, Antalya, Turkey, 2-4 September 2015.

ULUSAL BİLİMSEL TOPLANTILARDA SUNULAN VE BİLDİRİ KİTABINDA BASILAN BİLDİRİLER

Tuncel N, B. Karayalcın, G. Koca, E.S. Budak. “*Nükleer Tıp Bölümü Personeli İçin TLD ve OSL İle Toplam Vücut Dozları*”. 14. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, Antalya Türkiye, 21 – 24 Kasım 2013.

Akbaş Ç, N. Tuncel, M.G. Aksu ,S. Selek, G. Koca, N. Ünal. “*Prostat Kanseri Tedavisinde Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Tekniğine Canlı Ortam Doz Ölçümünün Katkısı*” 14. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, Antalya Türkiye, 21 – 24 Kasım 2013.

Tuncel N, B. Karayalcın, G. Koca, E.S. Budak. “*Yüksek Doz I – 131 İle Tedavi Edilen Tiroid Kanseri Hastalarının Hastane Yatış Periyotları Boyunca Çevresel Doz Ölçümleri*”. 14. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, Antalya Türkiye, 21 – 24 Kasım 2013.

Rakıcı Sema Yılmaz, Fatih Mehmet İncikli, Nilgün Özbek Okumuş, Hakkı Uzun, Orhan Ünal Zorba, Yunus Çınar, Ufuk Yazıcı, Gülşah Koca, Hasan Morcalı, Nida

Sünnetçi, Gülnihal Tufan. “*Prostat Kanserinde Prostat Spaceoar Jel Enjekte Edilerek Yüksek Doz Radyoterapi*”. P092, 21.Ulusal Kanser Kongresi Antalya 2015.

Gülşah Koca, Nina Tunçel, Elif Ünal, Mahmut Anıl Uslu, Yunus Çınar. “*Bilgisayar Tomografi Doz Ölçümlerinde Termolüminesans Dozimetre (TLD) Yöntemi ile Fantom Boyutunun ve Geometrisinin Doza Etkisi*”. 15. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, Trabzon Türkiye, 16 – 19 Mayıs 2015 (Sözlü sunum).

Nina Tunçel, Gülşah Koca. “*KiloVolt Geniş Huzmeli Bilgisayarlı Tomografi Cihazının Dozimetrik Ölçümleri için Fantom Tasarımı*”. 15. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, Trabzon Türkiye, 16 – 19 Mayıs 2015 (Sözlü sunum).

Gülşah Koca, Nina Tunçel, Yunus Çınar, Yılmaz Bilek, Sema Rakıcı. “*Farklı Fantom Boyutlarının Geniş Huzmeli Bilgisayarlı Tomografi Cihazındaki Dozimetrik Ölçümlere Etkisinin İncelenmesi*”. 15. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, Trabzon Türkiye, 16 – 19 Mayıs 2015.

Gülşah Koca, Nina Tunçel, Yunus Çınar, Sema Rakıcı. “*Geniş Huzmeli Bilgisayarlı Tomografi Cihazında Bilgisayar Tomografi Doz İndeksi (CTDI) Ölçümleri için Küçük Hacimli Bir İyon Odası Kullanılabilirliğinin İncelenmesi*”. 15. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, Trabzon Türkiye, 16 – 19 Mayıs 2015.

Yunus Çınar, Gülşah Koca, Nilay Akçay, Sema Rakıcı. “*Similatör CT Cihazlarının Kalite Kontrol ve Kabul Testlerinin Klinik Ortamda Yapılması*”. 15. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, Trabzon Türkiye, 16 – 19 Mayıs 2015.

Yunus Çınar, Gülşah Koca, Nilay Akçay, Sema Rakıcı. “*Prostat Kanseri Radyoterapi Planlamalarında Hedef Hacime Oluşturulan Sanal Optimizasyon Hacimlerinin Tedavi Planına Etkisi*”. 15. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, Trabzon Türkiye, 16 – 19 Mayıs 2015.

Yunus Çınar, Gülşah Koca, Nilay Akçay, Sema Rakıcı. “*Üç Farklı İyon Odası İle Küçük Alanlarda PDD ve Profil Değerlendirmesi*”. 15. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, Trabzon Türkiye, 16 – 19 Mayıs 2015.

Yunus Çınar, Gülşah Koca, Nilay Akçay, Sema Rakıcı. “*IMRT Planlamalarında Masa ve Sabitleme Aparatlarının Tedavi Dozuna Etkisinin Arc-Check 3D Fantom İle İncelenmesi*”. 15. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, Trabzon Türkiye, 16 – 19 Mayıs 2015.

Gülşah Özkan, Nina Tunçel. “*Geniş Huzmeli Bilgisayarlı Tomografi Cihazında (kV-GHBT) Uygun Boyutta CTDI Fantomunun Doza Etkisinin İncelenmesi*”. 12. Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi, Antalya Türkiye, 20-24 Nisan 2016.

Gülsah Özkan, Nina Tunçel. “Bilgisayar Tomografi İçin Önerilen CTDI Dönüşüm Faktörlerinin kV Geniş Huzme BT (kV-GHBT)’de Kullanımının İncelenmesi”. 12. Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi, Antalya Türkiye, 20-24 Nisan 2016.

