

**T.C.
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ**



**MODERN LİNEER HIZLANDIRICILARDA UYGULANAN KLASİK KALİTE
KONTROL TEKNİKLERİ İLE YAPILAN ÖLÇÜMLERİN ÜÇ BOYUTLU KALİTE
KONTROL CİHAZIYLA YAPILAN ÖLÇÜMLERLE KARŞILAŞTIRILMASI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Taylan YILDIRIM

**Sağlık Fiziği Anabilim Dalı
Sağlık Fiziği Programı**

KASIM, 2021

T.C.
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ



MODERN LİNEER HIZLANDIRICILARDA UYGULANAN KLASİK KALİTE
KONTROL TEKNİKLERİ İLE YAPILAN ÖLÇÜMLERİN ÜÇ BOYUTLU KALİTE
KONTROL CİHAZIYLA YAPILAN ÖLÇÜMLERLE KARŞILAŞTIRILMASI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Taylan YILDIRIM

(Y1916.020004)

Sağlık Fiziği Anabilim Dalı
Sağlık Fiziği Programı

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Füsun ÇETİN

KASIM, 2021

ONAYFORMU

ONUR SÖZÜ

Yüksek Lisans tezi olarak sunduğum “Modern Lineer Hızlandırıcılarda Uygulanan Klasik Kalite Kontrol Teknikleri İle Yapılan Ölçümlerin Üç Boyutlu Kalite Kontrol Cihazıyla Yapılan Ölçümlerle Karşılaştırılması ” adlı çalışmanın, tezin proje safhasından sonuçlanmasına kadarki bütün süreçlerde bilimsel ahlak ve geleneklere aykırı düşecek bir yardıma başvurulmaksızın yazıldığını ve yararlandığım eserlerin Kaynakça’da gösterilenlerden oluştuğunu, bunlara atıf yapılarak yararlanılmış olduğunu belirtir ve onurumla beyan ederim. (Kasım, 2021)

Taylan YILDIRIM

ÖNSÖZ

Bu tez çalışması ile gelişmekte olan radyoterapi tekniklerinin kalite kontrollerinin yapılmasında kullanılan ve aynı hızda gelişen ölçüm araçları irdelenmiş, bu ölçüm araçların klasik ölçüm tekniklerine göre varsa avantaj ve dezavantajlarının ortaya konulması amaçlanmıştır.

Bu tez çalışmasının hazırlanma sürecinin her aşamasında değerli bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, yönlendirme ve bilgilendirmeleriyle çalışmamı bilimsel temeller ışığında şekillendiren tez danışmanım Dr. Fusun ÇETİN' e teşekkür ederim.

Klinik çalışmalarımda klinik tecrübelerini ve bilgisini esirgemeyen değerli meslektaşım Ceren Ezgi ERDOĞAN ve Alpay LEVENT'e teşekkür ederim.

Yüksek lisans eğitimi boyunca değerli bilgi ve tecrübelerini bizlerden esirgemeyen tüm hocalarıma teşekkür ederim.

Her zaman yanımda olup desteklerini benden esirgemeyen çekirdek aileme ve anneme teşekkür ederim.

Kasım, 2021

Taylan YILDIRIM

MODERN LİNEER HIZLANDIRICILARDA UYGULANAN KLASİK KALİTE KONTROL TEKNİKLERİ İLE YAPILAN ÖLÇÜMLERİN ÜÇ BOYUTLU KALİTE KONTROL CİHAZIYLA YAPILAN ÖLÇÜMLERLE KARŞILAŞTIRILMASI

ÖZET

Radyoterapi, tümörlü dokuyu tedavi etmek amacı ile elektromanyetik ya da parçacık tipi iyonize radyasyonun kullanılması demektir. Radyoterapinin uygulanabilmesi için belli bir enerji seviyesi veya üstüne sahip olan doğal radyasyon kullanılmalı ya da çeşitli cihazlar tarafından üretilmelidir. Bu durumda karşımıza radyasyonun doğasından kaynaklanan çeşitli belirsizlik meydana getirecek, bu belirsizliklere cihazların kendi iç yapısına ait her türlü teknik ve mekanik belirsizlik de eklenecektir. Tümörlü dokuyu yok ederken, sağlıklı çevre dokuyu korumayı hedefleyen radyoterapi yaklaşımı, bize hedefe verilmek istenen ışının, hedeflenen yere ve istenilen dozda ulaşip ulaşmadığı konusunda kesin bilgilere sahip olma zorunluluğunun yanı sıra yine çevre dokunun istenen şekilde korunup korunmadığı konusunda da kesin bilgilere sahip olmayı zorunlu kılar.

Bu dozimetrik çalışmada, gelişmekte olan tedavi tekniklerinin doğrulamak için geliştirilmiş kalite kontrol teknikleri ve toleranslarını tarayarak, günümüzde uygulanan en karmaşık tedavi sistemlerinin dahi kontrollerinin yapılabileceği en uygun sistemleri ortaya koymak amaçlanmıştır. Bu noktada, kalite kontrol tekniklerinin taranması esnasında gözlemlenen teknik hatalar ve bu hataları ortadan kaldırılmasına dair bazı çözüm yolları üzerinde de durulmuştur. Yine aynı amaçla klasik kalite kontrol yöntemlerinin bazılarının da, gelişmiş kalite kontrol cihazlarından birisi olan ArcCheck cihazı ile kıyası yapılmıştır.

Yapılan çalışma ile, kıyaslamanın sonuçları ve klasik yöntemlere göre avantajları açıkça anlatılmıştır. Sonuçlar ArcCheck cihazının kalite kontrol amacı ile kullanılmasının avantajlı olduğunu, klasik kalite kontrol yöntemlerine göre avantajlar sağladığını ve daha doğru sonuçlar verdiğini, klasik yöntemlerle alınmayana bazı

ölçümlerin de bu cihazla alabildiğini gösterilmiştir. Bunun yanısıra ölçüm sonucu alımını Pratik ve daha az maliyetli hale getirmiştir.

Anahtar kelimeler: Radyoterapi, kalite kontrol, ArcCheck

COMPARISON OF MEASUREMENTS MADE WITH CLASSIC QUALITY CONTROL TECHNIQUES APPLIED IN MODERN LINEAR ACCELERATORS AND MEASUREMENTS MADE WITH A THREE-DIMENSIONAL QUALITY CONTROLLER

ABSTRACT

Radiotherapy is the use of electromagnetic or particle-type ionizing radiation to treat tumor tissue. In order for radiotherapy to be applied, natural radiation with a certain energy level or above must be used or produced by various devices. In this case, we will encounter various uncertainties arising from the nature of radiation, and all kinds of technical and mechanical uncertainties belonging to the internal structure of the devices will be added to these uncertainties. The approach of radiotherapy, which aims to protect the healthy surrounding tissue while destroying the tumorous tissue, obliges us to have precise information about whether the beam to be given to the target reaches the targeted place and at the desired dose, as well as having precise information about whether the surrounding tissue is protected as desired. In this dosimetric study, it is aimed to reveal the most suitable systems for the control of even the most complex treatment systems applied today by scanning the quality control techniques and tolerances developed to validate the developing treatment techniques. At this point, technical errors observed during the scanning of quality control techniques and some solutions to eliminate these errors are also emphasized. For the same purpose, some of the classical quality control methods were compared with ArcCheck device, one of the advanced quality control devices.

With the study, the results of the comparison and its advantages over classical methods are clearly explained. Results It has been shown that the use of ArcCheck device for quality control is advantageous, it provides advantages over classical quality control methods and gives more accurate results, and some measurements that cannot be taken with classical methods can be taken with this device. In addition, it has made measurement results practical and less costly.

Keywords: Radiotherapy, quality control, ArcCheck

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ONUR SÖZÜ	i
ÖNSÖZ.....	ii
ÖZET.....	iii
ABSTRACT	v
İÇİNDEKİLER	vi
KISALTMALAR	ix
ÇİZELGE LİSTESİ.....	xi
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	xii
I. GİRİŞ	1
II. GENEL BİLGİLER.....	2
A. Radyasyon Tedavisi.....	2
B. Radyoterapi.....	5
1. Radyoterapi Planlamasında Kullanılan Teknikler	5
a. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi.....	5
b. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (IMRT).....	6
c. Hacimsel Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (VMAT).....	7
2. Tedavi Planlamasında Kullanılan Cihazlar ve Algoritmalar	8
a. Varian Trilogy Marka Lineer Hızlandırıcı (LINAC)	8
b. Eclipse Tedavi Planlama Sistemi	9
c. Anizotropik Analitik Algoritması (AAA)	10
C. Doz Dağılımını ve Tedaviyi Etkileyen Parametreler.....	10

1. Doz Profili.....	11
a. İzodoz Eğrileri	11
b. Simetri ve Düzgünlük.....	12
c. Penumbra.....	13
2. MLC'lerin Doğru Konumlanması.....	14
3. İzomerkezin Yeri	15
4. Gantri Hızı, Gantri Açısı ve Gantri Dönüşü	16
D. Radyoterapide Kalite Kontrol (QC) ve Kalite Güvencesi (QA).....	17
1. Task Group ve TG-142 Raporu	18
E. Dozimetrik Kalite Kontroller.....	23
1. Dağılım Analizi.....	23
2. Mesafe Uyumu (DTA).....	24
3. Kompozit Analiz.....	25
4. Gama Analizi	26
III. ARAÇ, GEREÇ ve YÖNTEMLER.....	31
A. Araç ve Gereçler	31
1. Elektronik Portal Görüntüleme Cihazları (EPID).....	31
2. SNC ArcCheck Cihazı	32
3. SNC Su Fantomu	36
4. Varian Eclipse Tedavi Planlama Sistemi (TPS)	38
B. Klasik Ölçüm Teknikleri ve SNC ArcCheck Cihazı Testleri.....	38
1. Picket Fence Testi	38
2. Gantri ve Doz Hızı Testi	40
3. Multilif Kolimatör Yaprak Hızı Testi	42
4. DynaLog Verisi.....	43
5. Film Dozimetri.....	44

C. SNC ArcCheck Cihazı Machine Tool Ölçümleri	45
1. Işının Tekrar Üretilirliğinin Kontrolü	45
2. Gantri Kalite Kontrolleri	46
a. Gantri Açısı Kontrolü	47
b. İzomerkezin Kontrolü	48
c. Gantri Hızı Kontrolü	48
d. Gantri Dönüşü Kontrolü	49
3. Multilif Kolimatör Kontrolü	50
4. Doz Profilinin Simetri ve Düzgünlük Kontrolü	52
IV. BULGULAR	55
A. EPID Sistemi Ölçüm ve Değerlendirme Sonuçları	55
B. Film Dozimetresi ve Hesaplama ile Alınan Mekanik Ölçüm Sonuçları	60
C. SNC Su Fantomu Ölçüm Sonuçları	66
D. SNC ArcCheck Cihazı Ölçüm Sonuçları	67
1. Multilif Kolimatörü Kalite Kontrol Sonuçları	67
2. Gantri Kalite Kontrolü Sonuçları	69
3. Doz Kalite Kontrol Sonuçları	71
V. TARTIŞMA	74
VI. SONUÇ	78
KAYNAKÇA	81
ÖZGEÇMİŞ	87

KISALTMALAR

3B-KRT	: 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi
AAA	: Anizotropik Analitik Algoritması
AAPM	: The American Assosiation of Physicists in Medicine
CT (BT)	: Bilgisayarlı Tomografi
DD	: Doz Farkı
DTA	: Mesafe Uyumu
DVH	: Doz Volüme Histogramı
DVO	: Doz Volüme Optimizer
EMC	: Elektron Monte Carlo
GGPB	: Generalized Gaussian Pencil Beam
Gy	: Gray
ICRU	: International Commission on Radiation Units and Measurement
IGRT	: Görüntü Kontrollü Radyoterapi
IMRT	: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
kV	: Kilo Volt
MLC	: Multilif Kolimatör (Çok Yapraklı Kolimatör)
MR	: Manyetik Resonans Görüntülemesi
MRDC	: Multi-Resolution Dose Calculation
MU	: Monitör Unit
MV	: Mega Volt
OAR	: Organ at Risk (Riskli Organ)
PBC	: Pencil Beam Convolution

PDIC	: Portal Doz Görüntü Hesaplaması
PDIP	: Portal Dose Image Prediction
PDIP	: Portal Doz Görüntü Tahmini Yazılımı
PDP	: Portal Doz Tahmini
PET	: Pozitron Emüsyon Tomografisi
PGO	: Plan Geometry Optimization
PRO	: Progressive Resolution Optimizer
PTV	: Planlanan Tümör Volümü
RT	: Radyoterapi
RTOG	: Radiotherapy Oncology Group
SBRT	: Stereotaktik Vücut Radyoterapisi
SNC	: Sun Nuklear Corporation
SRS	: Stereotaktik Radyocerahi
SSD	: Source-skin Distance (Kaynak Cilt Mesafesi)
TG	: Task Group (Görev Grubu)
TPS	: Tedavi Planlama Sistemi
VMAT	: Hacimsel Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 1.	10x10 cm ve 30x30 cm Alanlara Ait İnlıne ve Crossline Simetri Değerleri Çizelgesi	67
Çizelge 2.	10x10cm ve 30x30 cm Alanlara Ait İnlıne ve Crossline Düzgünlük Değerleri Çizelgesi	67

ŞEKİLLER LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
Şekil 1. 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi.....	6
Şekil 2. Dinamik ve Static MLC Çalışma Tekniği.....	7
Şekil 3. VMAT Kontrol Noktası Örnekleme.....	8
Şekil 4. Varian Trilogy cihazı	9
Şekil 5. Farklı Enerjilere Sahip Işınlara Ait İzodoz Eğrileri	11
Şekil 6. Alan Merkezine Normalize Edilmiş Doz Profil Eğrisi	13
Şekil 7. MLC'lerin Üstüste Binmesi ve Aralarında Açıklık Kalması Durumundaki Doz Dağılım.....	14
Şekil 8. Varian Linear Hızlandırıcısına Ait Tongue-groove Dizaynı ve Meydana getirdiği tongue-groove Efeği	15
Şekil 9. TG 142 Raporu Günlük Kontrol Edilecek Unsurlar ve Toleransları	19
Şekil 10. TG 142 Raporu Aylık Kontrol Edilecek Unsurlar ve Toleransları	19
Şekil 11. TG 142 Raporu Yıllık Kontrol Edilecek Unsurlar ve Toleransları.....	20
Şekil 12. TG 142 Raporu Dinamik ve Manuel Wedge Kontrolleri ve Toleransları	21
Şekil 13. TG 142 Raporu MLC Kontrolleri ve Toleransları	21
Şekil 14. TG 142 Raporu Görüntüleme Araçlarının Yıllık Kontrolleri ve Toleransları.....	22
Şekil 15. Gama Analizinin Şematik Gösterimi	27
Şekil 16. Doz farkı ve uyum mesafesi testleri için doz dağılımı değerlendirme....	28
Şekil 17. Birleşik elipssel doz farkı ve uyum mesafesi testleri kullanılan doz dağılımı değerlendirme kriterinin geometrik a) İki boyutlu b) bir boyutlu gösterimi.....	29

Şekil 18.	Gama Analizi Prensibi Grafiği	29
Şekil 19.	SNC ArcCheck Cihazı Kesitsel Görüntüsü.....	33
Şekil 20.	ArcCheck Cihazının Fiziksel Görünümü	34
Şekil 21.	ArcCheck Cihazının Çalışma Prensibi.....	34
Şekil 22.	Dedektör Tasarımının Hasta Geometrisiyle Benzerliği	35
Şekil 23.	SNC Marka Su Fantomu	37
Şekil 24.	SNC Marka Su Fantomu İçerisine Yerleştirilmiş İyon Odası.....	37
Şekil 25.	Picket Fence Testi Işınlama Sonucu Görüntüsü.....	39
Şekil 26.	Picket Fence Testi Değerlendirme Görüntüsü	39
Şekil 27.	Picket Fence Testinde Hatalı Multilif Hareketi Işınlama Görüntüsü	40
Şekil 28.	Picket Fence Testinde Hatalı Multilif Hareketi Işınlama Görüntüsü Sonucu.....	40
Şekil 29.	Alanın farklı kısımlarına aynı monitör birimini (MU) vermek için farklı doz oranlarını, farklı portal aralıklarını ve farklı portal hızlarını birleştiren bir RapidArc QA planına maruz bırakılan film görüntüsü	41
Şekil 30.	Hareketli gantri ve doz hızı ile elde edilen doz dağılımının görüntüsü ..	41
Şekil 31.	Hareketli gantri ve değişken doz hızlı ışınlamasının açık alan doz dağılımına normalize edilmesi ile elde edilen görsel	42
Şekil 32.	Multilif Kolimatör Yaprak Hızı Testi Işınlama Alanı Görseli.....	43
Şekil 33.	Multilif Kolimatör Yaprak Hızı Testi Işınlama Sonucu Görüntüsü.....	43
Şekil 34.	Işının Tekrar Üretilirliğinin Kontrolü Ölçümü Görseli.....	46
Şekil 35.	Gantri Açısı Testi Sonucu Görseli	47
Şekil 36.	Gantri Açısı Testi Görsel Sonucu Analizi.....	47
Şekil 37.	ArcCheck Cihazı İle Hesaplanan İzomerkez Görseli.....	48
Şekil 38.	Gantri Hızı Testi Görseli	49
Şekil 39.	Gantri Dönüşü Sonucu Görseli	49
Şekil 40.	Gantri Dönüşü Sonucu X,Y ve Z Ekseni Açılışına İlişkin Görsel	50

Şekil 41.	Multilif Yaprak ve Jaw Karşılaştırma Görseli	51
Şekil 42.	Multilif ve Jaw Ölçüm Kıyaslaması Farklı Görseli	52
Şekil 43.	Statik Alan Simetri ve Düzgünlük Ölçüm Sonucu Görseli.....	53
Şekil 44.	Statik Alan Simetri ve Düzgünlük Ölçüm Sonucu Görseli (Düzgünlük için).....	54
Şekil 45.	PDIP Işınlamasına ait TPS Planlaması Görseli.....	55
Şekil 46.	PDIP Ölçümü Gama Analizi Sonucu	56
Şekil 47.	PDIP Ölçümü Gama Analizi Sonucu	56
Şekil 48.	Doz hızı – Gantri Hızı İlişkisi Testi Görseli	57
Şekil 49.	Multilif Kolimatör Hızı Testi Görseli	57
Şekil 50.	Gantry Hızı – Doz Hızı Testinin Epica Yazılımı Analiz Sonucu.....	57
Şekil 51.	Multilif Kolimatör Hızı Testi Epica Yazılımı Analiz Sonucu	58
Şekil 52.	Gantry Hızı – Doz Hızı Testinin Excel Tablosu Hesaplama Sonucu.....	58
Şekil 53.	Multilif Kolimatör Hızı Testi Excel Tablosu Hesaplama Sonucu	58
Şekil 54.	Jaw off – MLC off Static Alan Planlarının EPID Analizi.....	59
Şekil 55.	Jaw off – MLC off VMAT Alanı Planlarının EPID Analizi.....	59
Şekil 56.	Uçuca Getirilmiş İğne ve SSD Çubuğu.....	60
Şekil 57.	Kolimatör ve Masa Dönüşü Film Işınlaması Set-up Görseli	61
Şekil 58.	Gantry Dönüşü Film Işınlaması Set-up Görseli.....	62
Şekil 59.	Kolimatör, Masa ve Gantry Dönüşü Işınlaması Film Sonucu	63
Şekil 60.	PDIP Planı Işınlamasına Ait Multilif Kolimatör Hata Aralıkları.....	64
Şekil 61.	PDIP Planı Işınlamasına Ait Multilif Kolimatör Hatası Standart Sapma Değerleri.....	64
Şekil 62.	ArcCheck Cihazı İçin Hazırlanan Plan Işınlamasına Ait Multilif Kolimatör Hata Aralıkları	65
Şekil 63.	ArcCheck Cihazı İçin Hazırlanan Plan Işınlamasına Ait Multilif Kolimatör Hatası Standart Sapma Değerleri.....	65

Şekil 64.	30x30cm Alan Genişliği İçin İnlıne Yönlnde Simetri ve Düzgünlük Grafiği	66
Şekil 65.	30x30cm Alan Genişliği İçin Crossline Yönlnde Simetri ve Düzgünlük Grafiği	66
Şekil 66.	Multilif Kolimatörü Jaw ve MLC Uyumu Kontrolü Raporu	68
Şekil 67.	Multilif Kolimatörü Jaw ve MLC Uyumu Kontrolü Raporu	68
Şekil 68.	Gantri Dönüşü Açısal Hataları Raporu	69
Şekil 69.	Gantri Hızı Görseli ve Raporu	69
Şekil 70.	Gantri Dönüşü Rotasyon Merkezi Sapma Görseli Raporu	70
Şekil 71.	ArcCheck Cihazının Işın Demetleri Yardımı İle Bulduğu Işın İzomerkezi Görseli	70
Şekil 72.	VMAT Işınlamasına Ait Crossline Simetri Sonucu.....	71
Şekil 73.	VMAT Işınlamasına Ait İnlıne Simetri ve Düzgünlük Değerleri Sonucu ..	71
Şekil 74.	Gantri 0 Derecedeki Simetri ve Düzgünlük Değerleri Sonuçları.....	72
Şekil 75.	Gantri 90 Derecedeki Simetri ve Düzgünlük Değerleri Sonuçları.....	72
Şekil 76.	Gantri 180 Derecedeki Simetri ve Düzgünlük Değerleri Sonuçları.....	73
Şekil 77.	Gantri 270 Derecedeki Simetri ve Düzgünlük Değerleri Sonuçları.....	73

I. GİRİŞ

Radyoterapide esas amaç hedeflenen tümör dokusunun istenilen radyasyon dozunu alarak yok olmasını sağlarken, sağlıklı çevre dokuyu olabildiği kadar korumak ve çevre dokunun aldığı dozu tolerans değerleri içerisinde tutmaktır. Gelişen teknoloji ve buna bağlı olarak değişen ve gelişen ışınlama teknikleri her geçen gün buna daha fazla olanak sağlamaktadır. Radyoterapide kullanılacak cihazların kurulması ve datalarının alınarak planlama bilgisayarlarına yüklenmesi ile başlayan süreç, hasta doz planlaması esnasındaki doz dağılımını elde edebilmek için yapılan optimizasyon işlemi ile, yani yapılan işin teorik olarak sanal ortamda simülasyon halinde yaratılması ile devam etmektedir. Ancak buradaki soru şudur. Uygulamada cihaz gerçekten istenilen doz dağılımını, teorideki gibi, yani optimizasyon yapılarak planlandığı gibi uygulayabilmekte midir?

Bu noktada devreye mekanik ve doz değerlerine ait kalite kontrollerinin yapılması ve çeşitli yöntemlerle yapılan bu kalite kontrol testlerinin sonuçlarının doğrulanması yani kalite kontrol standartlarına uygunluk girmektedir.

Teknolojinin gelişimi, tedavi cihazlarının ve tedavi yöntemlerinin gelişimini de beraberinde getirmiş, kaçınılmaz olarak onları belli standartlar içerisinde tutmak için kullanılacak kalite kontrol yöntemi ve cihazlarının da geliştirilmesinin zorunlu kılmıştır. Geliştirilen yeni kalite kontrol cihazları, klasik kalite kontrol yöntemleri kullanılarak elde edilen ölçümlerin alınmasını pratikleştirerek alternatif oluşturmaktadırlar. Aynı zamanda daha kısa sürelerde daha doğru analiz sonuçları vererek çalışma hayatında pratik çözümler yaratmışlardır. Hatta geliştirilen cihazların bazıları klasik kalite kontrol yöntemleri ile alınamayan ölçümlerin alınabilmesi konusunda da çözümler sunmaktadır.

Bu çalışmada klinik rutinde yakın zamanda kullanılmaya başlayan kalite kontrol cihazlarından birisi olan SNC ArcCheck cihazı, etraflıca ele alınmış, aldığı veriler, klasik kalite kontrol yöntemleri ile alınan verilerle kıyaslanmış, klinik rutine katacağı artıların ve sonuçların gösterilmesi amaçlanmıştır.

II. GENEL BİLGİLER

A. Radyasyon Tedavisi

Tümör dokusunu yok etmek amacıyla elektromanyetik veya parçacık yapılı iyonize radyasyonun kullanılmaya başlanması 1895 yılında Alman fizikçi Wilhelm Conrad Roentgen'in X ışını keşfi ile başlamıştır. Aynı yıl içerisinde, tüm buluşlarını makaleye döken Roentgen'in çalışmalarını takip eden Glasgow Royal İnfirmery (Glasgow kraliyet tedavi merkezi)'nde radyoloji departmanı açılmıştır.

X ışınlarını tümörlü dokuyu yok etmek için kullanan ilk kişi ise Amerikalı Emil Grubbe olmuştur. Emil Grubbe, X ışını keşfinden kısa bir süre sonra cihaz tasarımı yaparak meme karsinomu olan bir kadını tedavi etmiştir. Radyoterapiyi kür şeklinde uygulama işi ise; 1899 yılında Dr.Thor Stenbeck ile başlamış ve burnunun üzerinde bazal hücre karsinomu gelişen hastaya 9 ay düşük dozda radyasyon uygulaması yapılmıştır.

1898 yılında Radyum ve Polonyum'un, Marie Curie tarafından bulması ile daha da gelişen radyasyon bilgisi ve eş zamanlı sıklaşan radyasyon kazaları; bilim insanlarını radyasyonun zararları ve tümör çevre dokuları hakkında da bilgiler toplamaya itmiştir. Radyum ve x ışını tedavilerinin aktif olarak kullanılması ve olumlu sonuçlar elde edilmesi, yan etkilerin azaltılması için de fikirler ortaya atılmasını zorunlu kılmış ve bu konuda da ciddi çalışmalar başlamıştır. Sağlıklı dokunun korunmasındaki ilk adım ise; 1901 yılında baş maskesi üretilmesi ile gerçekleşmiştir.

1907 yılında Paul Desgrais ve Louise Wickham'in, erektil angioma tanılı bir çocuğun tedavisinde, radyumu cildin direkt üzerine koymak yerine aplikatör kullanmaları sağlıklı dokunun başarıyla korunması adına büyük bir adım olmuştur. Bunu takip eden yıllarda ise radyoterapi alanında çok hızlı gelişmeler yaşanmaya başlamış 1913 yılında Amerika Birleşik Devletleri'nde ilk modern yüksek vakumlu termoiyonik x-ışını tüpü üretilmiştir. Bu buluş, doğal x ışını

kaynaklarının kullanımı yerine, modern x ışını tüpünün kullanılmaya başlamasını sağlamış, modern tedavi cihazlarının tasarımları peşi sıra gelmeye başlamıştır.

1920 yılında x ışınları üreten; Kontak terapi (50kV) ve Süperfisyal terapi (100-150kV) cihazları ile tedavi başlamıştır. Ancak üretilen x ışınlarının düşük kilovolt (kV) enerji değerlerinden kaynaklı olarak tedaviler yüzeysel tümörler için küratif sonuçlarla sınırlı kalmıştır.

1922 yılında üretilen 200kV'luk yeni bir x ışını tüpü sayesinde ilk defa derin bir doku olan larenkte baş boyun kanseri tedavisi yapılmaya başlamıştır. 1933 yılında Hungtinton Memorial Hastanesi 2MV'lik x ışını üretebilen Van de Graff makinesiyle klinik olarak tedavi uygulayan ilk yer olmuştur. Megavolt (MV) seviyesinde ışın üretebilen parçacık hızlandırıcısı cihazların (betatron, klystron, microtron) gelişimi bu dönem sonrası hızlanmıştır.

1951 yılında ise; doğal Kobalt 60 izotopu kaynağı taşıyan, Kobalt-60 teleterapi cihazları kullanılmaya başlayarak modern parçacık hızlandırıcı cihazları yani linaklar ile tedavi süreci hız kazanmıştır. 1950-1952 yıllarında tüm dokulara ait toleranslar değerleri hakkında da ciddi çalışmalar yapılmıştır.

İlerleyen dönemde iki boyutlu konformal radyoterapi uygulamaları başlamıştır, elle oluşturulan doku kontürü ve derin doz bilgileri birleştirilerek hastaya özel izodoz eğrileri elde edilmiştir. Işınlanan tedavi alanlarının içinde kalan sağlıklı dokuların korunabilmesi için kurşun bloklar dökülmüştür. Bu gelişmelerin sonrasında daha olumlu küratif sonuçlar alınırken, sağlıklı dokuda oluşan yan etkiler büyük ölçüde azalmıştır. Dr.S.Takahashi, 1959 yılında çok yapraklı kolimatörü (MLC) keşfetmiştir. Çok yapraklı kolimatörlerin kullanılmaya başlaması, kurşun blok kullanımına göre büyük bir kolaylık ve önemli avantajlar sağlamıştır.

1972 yılında, G.N. Hounsfield'ın Bilgisayarlı Tomografi cihazını keşfetmesi ile elde edilen görüntülerin, doz dağılımı elde etmek için kullanılan planlama sistemlerine aktarılmasıyla üç boyutlu planlama yapılmaya başlamıştır.

1982-1988 yılları arasında prototipi yapılan ters (inverse) planlama 1989 yılında kullanılmaya başlanmıştır. 1991 yılında ise, Silvanus Thompson, Statik Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (IMRT) planmasını yaratmıştır ve bu tekniğin klinik kullanımını 1994 yılında başlamıştır. Bu teknikte kompensatörler yardımı ile

doz dağılımı ayarlanmaya çalışılmış ama planlamanın uygulamadaki zorlukları ve barındırdığı belirsizlikler bilim insanlarını yeni teknik arayışlarına itmiştir.

Yoğunluk Modüle Ark Terapisi (VMAT) kavramı ise ilk defa 1995 yılında C.X.Yu tarafından tomoterapi planlamasına alternatif olarak ortaya konmuştur (C.X.YU vd,1995:1435-1449)

Çok yapraklı kolimatörlerin radyasyon yoğunluğunu ayarlamak için kullanılmaya başlaması 2000 yılında mümkün olmuştur. Convery ve Roosenbloom'un lif (yaprak) hareketlerinin algoritmasını yaratmaları, Sirou, Stein, Svensson ve arkadaşlarının bu algoritmaya hız ve analitik çözümler ekleyecek çalışmalar yapması ve bu sayede küçük liflerin birbirinden bağımsız hareket edebilmesi; radyasyon dozunun her bir ayrı durum için yoğunluk alanlarına göre efektif bir şekilde ayarlanabilmesine imkan vermiştir.

Başlangıçta 5 ya da 10 derecelik gantri açılarında forward planlama ile eş merkezli ve eş merkezli olmayan (coplanar ve non-coplanar) arklar şeklinde uygulanan VMAT tekniği daha sonraki zamanlarda geliştirilerek farklı açılarda ve birden fazla ark şeklinde, farklı yoğunluktaki ışın demetlerinin birleşimleri biçimindeki mevcut şeklini almıştır.

2000 ile 2007 yılları arasında hazırlanan planlamalarda kullanılan tekniklerin doz hızları daima sabitken, 2007 yılında Shepherd ve arkadaşlar tarafından geliştirilen değişken doz hızı algoritması ile değişken doz hızlı optimizasyon oluşturulabilmeye başlanmıştır. Yine 2007 yılında Otto ve arkadaşları VMAT tedavisini tanımladı ve Swedish Kanser Enstitüsü'nde kullanılmıştır. (OTTO K. vd,2007:310)

Günümüzde ise değişken doz hızlı, istenen açılarda, dinamik çok yapraklı kolimatörler kullanılan ve hatta dinamik jaw hareketlerine sahip cihazlarla etkin bir radyoterapi uygulanmaktadır.

B. Radyoterapi

1. Radyoterapi Planlamasında Kullanılan Teknikler

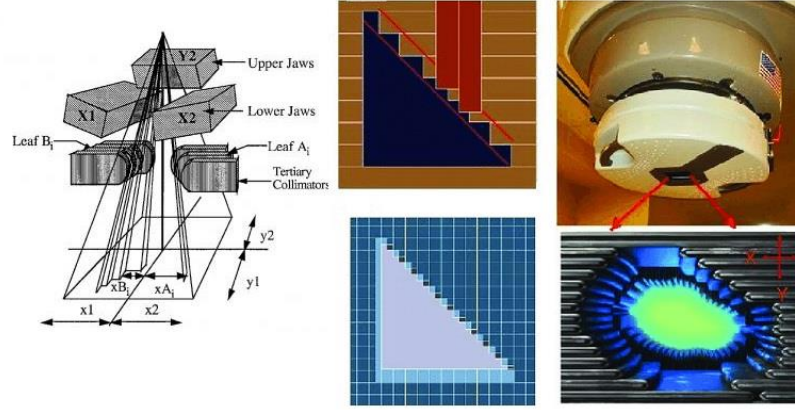
a. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi

Konvansiyonel radyoterapi tekniğinin kullanıldığı yıllarda, bir başka deyişle 2 boyutlu klasik radyoterapi uygulanırken, tümörün genişliği ile yüksekliğine göre tedavi alanları belirlenmekteydi. 3 boyutlu radyoterapi yapılırken ise; tümörün genişliği ve yüksekliğine ek olarak tümörün derinliği de göz önünde bulundurulmaktadır.

Planlamanın 3 boyutlu yapılabilmesi için planlama sistemlerine ilk olarak hastanın bilgisayarlı tomografide çekilmiş görüntüsü yüklenir. Sonraki aşama tüm anatomik bilgiye hakim olan hekim ya da diğer bir yardımcı personelin tümör ve çevre dokuları kontürleyerek bilgisayara tanıtmaları, radyasyon fizikçisi uzmanlar tarafından oluşturulan sanal simülasyon (optimizasyon) sayesinde sağlıklı çevre doku ve organlar korunacak şekilde en başarılı tedavi planlanmasının yapılması ve radyasyon onkolojisi ile değerlendirme yapılarak hastaya doğru tedavinin verilmesidir.3 Boyutlu konformal radyoterapi ile, tümörün ve sağlıklı çevre dokunun gerçek ölçülerinde ve pozisyonlarında değerlendirilerek doz dağılımına katılması ile daha doğru bir simülasyon yani tedavi oluşturulması sağlanır.

3 boyutlu konformal tedavi esnasında doz dağılımı; tümör ve korunacak çevre dokuya göre belirlenen açık alanlarda, şekil verilmiş multilif kolimatör ve jaw kombinasyonu sayesinde sağlanır. Tedavi esnasında herhangi bir gantri, multilif kolimatör ya da jaw hareketi meydana gelmez, bu unsurlar 3 boyutlu konformal tedavi planlaması tekniğinde hareketsizdir.

3 boyutlu planlama tekniği ile oluşturulan planların doğruluğunun sınanması için; dozun, izomerkezin yerinin, gantri, multilif ve jaw'ların pozisyonlarının doğruluğundan emin olmak yeterlidir.



Şekil 1. 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi

b. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (IMRT)

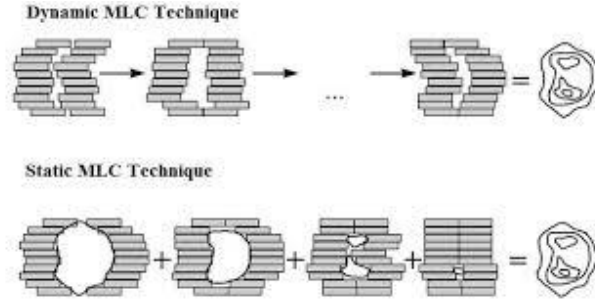
Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi tekniği, 3 boyutlu konformal radyoterapi tekniğinin geliştirilmesi ile oluşturulmuştur yani konformal radyoterapi tedavinin bir üst basamağı gibi düşünülebilir. IMRT tekniğinde de 3 boyutlu radyoterapi tekniğinde olduğu gibi sabit jaw ve gantri açıları kullanılmasına rağmen planlama yazılımına hareketli multilif kolimatör algoritması eklenerek MLC'ler hareketli hale getirilmiştir. Işın doz yoğunluğu, planlama optimizasyonu sırasında, multilif yaprak hareketleri ile oluşturulan segmentler kullanılarak, tümör ve sağlıklı çevre dokusu kalınlıkları da hesaplama katılarak sağlanır. Bu tedavi tekniği ile yaratılan doz dağılımı homojen değildir.

Yoğunluk ayarlaması ile oluşturulan doz dağılımı elde edilmesine izin veren bu teknik ile hedef hacime istenilen dozu verilirken, sağlıklı dokunun daha fazla korunmasına olanak sağlanmış olur. Tümörlü doku ile sağlıklı çevre doku arasında geçiş yaparken elde edilen hızlı doz düşüşleri sağlıklı dokunun korunması adına önemli avantajlar sağlar.

Step and shoot ya da diğer adıyla çoklu statik alan IMRT tekniğiyle oluşturulan her segment yani kullanılan her bir alan, aslında düzgün doz dağılımlı konformal alanlardan oluşan küçük alt alanlardır. Bu alt alanların yani segmentlerin herbiri çok yapraklı kolimatör (MLC) ile şekillendirilir, sonuçta uniform olmayan şiddette bir ışın demeti oluşturulur.

Dinamik MLC tekniğinde ise lifler ışınlama süresince farklı hızlarda ardışık olarak hareket ederler. Her bir lif çifti bir boyutlu ayarlamayı tanımlamakta olup bu bir boyutlu ayarlama lif çiftleri arasında farklılık gösterebilir. Bununla birlikte

kavram olarak tüm lif çiftleri birlikte hareket ederek iki boyutlu şiddet ayarlaması yaratırlar ve bu şekilde şiddeti değiştirilmiş demeti oluşturur. Bu teknikte kolimatör lifleri (yaprakları) arası açıklık süresi alanda farklı akı şiddetleri oluşturacak şekilde kullanılan algoritma tarafından ayarlanır (ACUN H, vd 2011:18-25). Dinamik modda MLC hareketleri ve ışınlama, eş zamanlı ve eş merkezli olarak yapılır.



Şekil 2. Dinamik ve Static MLC Çalışma Tekniği

c. Hacimsel Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (VMAT)

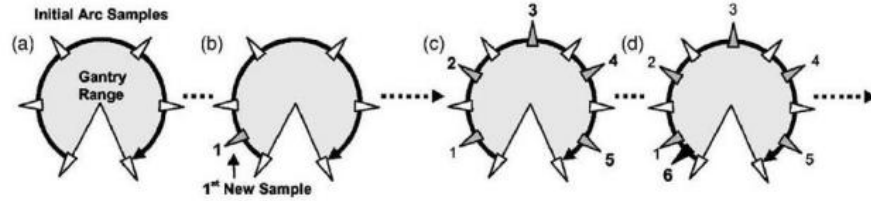
VMAT planlama tekniği; IMRT planlama tekniğinin geliştirilmesi için yapılan çalışmalar sonucunda 2007 yılında Carl Otto tarafından bulunan ve uygulanmaya konulan bir tekniktir. Bu teknik, tedavinin tek bir arc yani dinamik modüle yay ile verimli ve en doğru şekilde oluşturulmasını sağlayan yenilikçi bir optimizasyon sağlamaktadır.

Görüntü tabanlı konumlandırma ve plan optimizasyonu ile elde edilen hasta planlamasındaki gelişmeler, en başta yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT)'nin daha fazla sayıda ışın yönü, artırılmış monitör üniteleri (MU) ve alanlardaki dozun açılara ve segmentlere bölmesini mecbur kılmış ve tedavi dozunun verilme süresini artırmıştır.

VMAT tekniği ile önerilen çözüm, dozun 360 derecelik tek bir gantri arkı sırasında verilebildiği bir tedavi planı optimizasyonu yani, yeni bir diyafram tabanlı algoritma oluşturmaktır. Teknik, tam 360 derece ışın verebilen optimizasyonu ile tomoterapiye benzer ama temelde tüm doz hacminin tek bir rotasyon ile teslim edebildiği için tomoterapiden daha hızlıdır. (OTTO K vd, 2007:310)

Hacimsel yoğunluk ayarlı radyoterapi (VMAT), hastaların mümkün olan en kısa sürede ışınlanmasını sağlayacak en yüksek ışın oryantasyon seviyesine sahip

planlamalar yaratacak, doz uygunluğu ve verimliliğini bir araya getirir. VMAT tekniği ile yapılan optimizasyonda; doz hızı, gantri hızı ve çok yapraklı kolimatör (MLC) yaprak pozisyonlarının sürekli değişimini kapsayan, daha karmaşık ama efektif doz dağılımı elde edebilen bir algoritma ile hesaplamalar yapılır. Gantri dönerken, ışın diyafram doz oranı ve gantri hızı çeşitli sürekli değiştirilir (LO SASSO T vd;2001:2209-2219).



Şekil 3. VMAT Kontrol Noktası Örneklemesi

Gantri hızı, doz hızı ve dinamik MLC tanımlı alan şekli, doz teslimatı sırasında daha karmaşık bir hareket çeşitliliği ve belirsizlik getirdiğinden, yöntem IMRT daha karmaşıktır. Bu nedenle, IMRT için geliştirilen kalite kontrol teknikleri ve toleransları, VMAT tekniği kalite kontrol gerekliliklerini yeterince karşılamamaktadır(OTTO K vd, 2007:310)

2. Tedavi Planlamasında Kullanılan Cihazlar ve Algoritmalar

Radyoterapide tedavi planlamasında kullanılan cihazlar ve algoritmalar hakkındaki genel bilgiler aşağıdaki bölümlerde sunulmuştur.

a. Varian Trilogy Marka Lineer Hızlandırıcı (LINAC)

Varian marka Trilogy Clinac IX cihazı görüntüleme yetenekleriyle donatılmış bir lineer hızlandırıcıdır. Klinisyenin tedavi öncesi 3 boyutlu olarak tümör yerini belirlemesini ve tedavi öncesinde fiziksel değişiklik ve hareketleri tespit ederek, doğru alana tedavi uygulanmasını sağlar (BETZEL G.T. vd, 2012:5882-5890)

Trilogy cihazı, 3 boyutlu konformal radyoterapi, yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT), görüntü kılavuzluğunda radyoterapi (IGRT), dinamik adaptif radyoterapi (DART) ve hacimsel yoğunluk ayarlı radyoterapi (VMAT) tedavi tekniklerinin tamamı yapabilen modern bir lineer hızlandırıcı cihazdır. Aynı zamanda hastaya uygulanacak doğru immobilizasyon sonrası, vücudun herhangi bir bölgesinde stereotaksi tedavisi için de kullanılacak bir cihazdır.

Multiple doz hızı 1000 MU/dk.'ya kadar çıkararak etkili bir stereotaksi ışınlamasına da olanak sağlar.

Trilogy cihazında hasta ışınlaması için foton (X ışınları) ve elektronlar kullanılır. Trilogy cihazı VMAT tedavisi verebilen bir cihaz olduğu için, tüm açılardan radyasyon tedavisi verebilir ve hastanın etrafında dönerek, her açıdan verilen radyasyonu şekillendirebilir. Işının şekillendirilmesinde yüksek çözünürlükteki 120 adet dinamik multilif kolimatörü (MLC) etkilidir. Bu MLC'lerin yaprak genişlikleri 5-10 mm'dir. Trilogy cihazı hem step and shoot hem de sliding window (dinamik kayan pencereler) tekniği kapasitesine sahiptir. MLC hareketleri ile 40x40 cm'ye kadar alanlarda hassas ve hızlı tedavi gerçekleştirilebilir.



Şekil 4. Varian Trilogy cihazı

Bir VMAT planı, her biri için portal açısı, kümülatif kesirli MU ve MLC konumlarının belirtildiği bir dizi kontrol noktası olarak oluşturulur. Makineye yüklenen plan iki kontrol grubuna ayrılarak işleme konur. Çok yapraklı kolimatör kontrolleri, gantriye bağlı komponent grubunda olduğu için çok yapraklı kolimatör kontrolcüsüne yollanır.

Diğer segmentli tedavi tablosuna bağlı değerler olan doz hızı, gatri hızı gibi parametreler ise linak kontrolcüsüne yollanır. Buna bağlı olarak lineer hızlandırıcıda istenen doz, istenen doz hızında yaratılarak diğer komponent hareketleri ile birleştirilir ve hedef doz dağılıma ulaşılır.

b. Eclipse Tedavi Planlama Sistemi

Eclipse tedavi planlama sistemi, bilgisayarlı tomografi ile alınmış herhangi bir hasta ya da fantom görüntüsü üzerinde plan yaratabilmek ve optimal bir doz

dağılımı sağlamak için oluşturulmuş bir yazılım, bilgisayar ve çevre birimlerinden oluşmaktadır.

Bu planlama sistemi, işlevsel menüleriyle dozimetristlerin, fizikçilerin ve doktorların, hastalar için en iyi tedavi planlarını hazırlamasını, seçmesini ve kontrol edilmesini sağlar. Eclipse tedavi planlama sistemi (TPS) ile; 3 boyutlu konformal radyoterapi, IMRT, VMAT ve hatta brakiterapi planları yapılabilmektedir. Bilgisayarlı tomografi, manyetik rezonans görüntüleme (MR) ve Positron Emission Tomography (PET) dahil olmak üzere herhangi bir DICOM uyumlu görüntü setinin yüklenebilmesine olanak sağlayan bu planlama sistemi, çekilen ve sonradan yüklenen görüntüleri kullanarak hastaya ait üç boyutlu modeller oluşturabilir.

Daha sonra oluşturulan görüntüler üzerine, hesaplama algoritmaları yardımıyla fotonlar veya elektronların karakteristik özelliklerini kullanarak doğru ve hızlı bir şekilde doz dağılımı hesaplayabilir. (Eclipse Treatment Planning Customer Release Note:2008)

Çalışmada kullanılan Eclipse Tedavi Planlama Sisteminin TPS 13.1 versiyonudur.

c. Anizotropik Analitik Algoritması (AAA)

Anizotropik analitik algoritması (AAA), klinik ışını karakterize etmek ve gerekli olan temel fiziksel parametrelerini modellemek için, Monte Carlo metotlarını kullanan üç boyutlu pencil beam Convolution/Superposition algoritmasıdır. (Eclipse Algorithm Reference Guide:2008)

AAA, Eclipse tedavi planlama sisteminde, foton ve elektron ışınlarının karakteristiğini kullanarak doz dağılımı hesaplayan bir algoritmadır.

Özellikle heterojen ortamlarda doz dağılımını en doğru şekilde hesaplamak için geliştirilmiştir. AAA yaklaşımı, Eclipse tedavi planlaması sisteminde kullanılmadan önce, stereotaktik radyasyon tedavisi planlamasında kullanılmıştır.

C. Doz Dağılımını ve Tedaviyi Etkileyen Parametreler

Modern lineer hızlandırıcılar, thyatron'undan çok yapraklı kolümatörüne, chiller'inden jaw'ına kadar birçok komponentin bir araya gelmesi ile

oluşturulmuş yüksek teknoloji ürünü bir cihazdır. Cihazın, planlama sisteminde optimizasyon ile oluşturulmuş hasta planlarındaki ışınlanmanın birebir aynısını uygulayabilirlikte olması, fizikçi ve cihaz servis mühendisinin denetimde ve kontrol altında tutulması ile mümkündür.

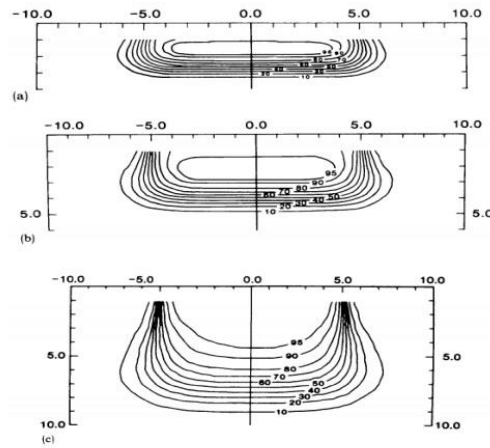
Ancak cihazlarda üretilen ışının kalitesi, tedavi için istenen optimal koşulların sağlanması ile tedavi edilecek alana doğru bir şekilde ulaşabilmesi için gereken tüm ayarlama, kalibrasyon ve kalite kontroller direkt olarak fizikçinin sorumluluğundadır. Doğru ışının ve dozun, hedeflenen noktaya ulaşmasının sağlanabilmesi için gerekli olan tüm parametreler için bir kalite standardı mevcuttur ve bu kalite standartlarına uyulması zorunludur.

1. Doz Profili

a. İzodoz Eğrileri

İzodoz eğrileri, eşit doz alan noktaların birleştirilmesi ile elde edilir. Merkezi eksen baz alınarak oluşturulmuş enine mesafelere ait olan derinliğin doz değişimini verir.

Herhangi bir derinlikteki doz, huzmenin alan genişliği boyunca en büyüktür, ışın alanının kenarına doğru letaral uzaklığın bir fonksiyonu olarak yavaşça azalır. İzodoz eğrisinin derinliği, ışının kalitesi ile artar yani ışının enerjisi arttıkça penetrasyon (giricilik) artar. Şekil 5’de farklı enerjilere sahip ışınlar için izodoz eğrileri ve enerjiye bağlı giricilikleri görülmektedir.



Şekil 5. Farklı Enerjilere Sahip Işınlara Ait İzodoz Eğrileri

b. Simetri ve Düzgünlük

Doz profillerindeki her bir noktanın dozu, merkez noktasındaki doza normalize edilerek oluşturulan eğriye doz profili denir ve bize ışın merkezinden sapma oranını verir. Profillerin alan boyutu, referans derinlikte %50 izodoz eğrileri arasında kalan yan uzaklıktır. Alan düzgünlüğü (flatness), penumbra genişliği ve simetri değeri ise doz profillerinin tanımlanması için kullanılır.

Düzgünlük değerine; ortalamanın üzerindeki değişimler prensibi esas alınarak (variation over mean %80) bakılır. Yani merkez eksen üzerindeki alan genişliğinin %80'ine bakılarak, dozdaki maksimum ve minimum değerler için; Düzgünlük değeri F aşağıda verilen Denklem 1 kullanılarak hesaplanır:

$$F = (D_{max} - D_{min}) / (D_{max} + D_{min}) \quad \text{Denklem 1}$$

Burada, D_{max} değeri profildeki en yüksek doz değerini ve D_{min} profildeki en düşük doz değerini ifade eder.

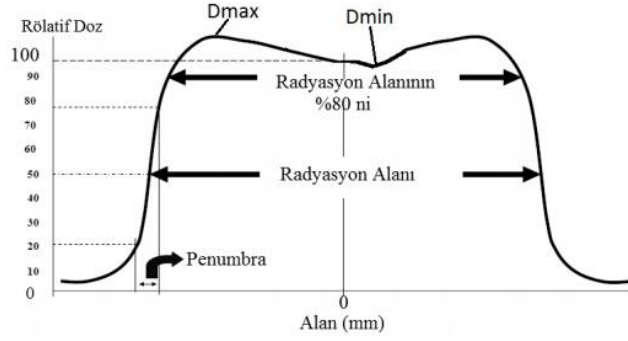
Modern lineer hızlandırıcılar için düzgünlük değerine, düzleştirici varsa 10cm derinlikte SSD 100 cm'de ve açılacak maksimum alan boyutunda (çoğunlukla 40x40 cm²) bakılır. Düzgünlük değeri sonucunun %2'den az olması tercih edilir.

Simetri değeri ise, düzleştirilmiş alan için (flattened area), merkezden eşit uzaklıktaki iki ayrı doz profil alanının büyüklüklerinin karşılaştırılmasıdır. Doğru değerlendirme yapabilmek için en hassas derinlik olan D_{max} derinliğinde ölçüm alınmalıdır. Ölçüm alındıktan sonra simetri değeri S , Denklem 2 kullanılarak hesaplanır:

$$S = (Alan_{sol} - Alan_{sağ}) / (Alan_{sol} + Alan_{sağ}) \quad \text{Denklem 2}$$

Burada $Alan_{sağ}$ profil eğrisindeki merkezin sağını, $Alan_{sol}$ profil eğrisindeki merkezin solunu temsil etmektedir.

Modern lineer hızlandırıcılarda simetri değerinin %2'nin altında olması gerekir.



Şekil 6. Alan Merkezine Normalize Edilmiş Doz Profil Eğrisi

Şekil 6'da alan merkezine normalize edilmiş doz profil eğrisi görülmektedir.

Simetri ve düzgünlüğe bağlı hesap değerlerinin, tolerans değerleri içerisinde olması ve hatta sifıra yakın olması verilen ışının enerjisinin kalitesini gösterir.

c. Penumbra

Megavoltaj seviyesinde enerjilere sahip x ışını profilleri, üç farklı bölgeden oluşur. İlk bölge profil alanının esas alınan %80'lik doz alanı bölgesidir. Bunun dışında dozun azalarak sıfırlandığı bölge penumbra bölgesidir.

Penumbra bölgesi ise yarı gölge (penumbra) ve gölge (umbra) olarak adlandırılır. Grafiğin her iki yanındaki %80 ile %20'lik izodozların arasında kalan mesafe penumbra bölgesi olarak tanımlanır.

Doz profilinin penumbra kısmında doz mesafe ile hızla azalır. Bu azalım, kolimatörler ile belirlenmiş alan boyutuna, fokal spot boyutuna (ayna boyutu) ve yana doğru (lateral) elektronik dengesizliğe bağlıdır.

Kolimatör uç noktasında penumbra kuyruğu uzamaya başlar çünkü bu bölgede kolimatör kenarlarının geçirgenliği (transmisyon penumbra), kaynak boyutunun penumbra'ya katkısı (geometrik penumbra) ve hastadan saçılan x ışını varlığı (saçılmış penumbra) fazladır. Tüm bunlar bir araya gelince ortaya fiziksel penumbra diye adlandırılan bir kavram çıkar. Fiziksel penumbra; ışının enerjisine, kaynağın boyutuna, SSD uzaklığına, kaynak ile kolimatör arasındaki uzaklığına ve fantom derinliğine bağlı olarak değişir.

Penumbra kuyruğunun beklenenden daha uzun olması, alan kenarında beklenenden daha fazla geçirgenlik olduğunu ve saçılmanın arzu edilenden daha

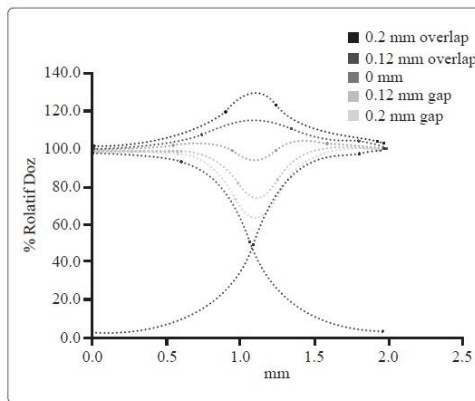
fazla olduğunu gösterir. Bu durum çok istenen bir durum değildir. Dozun, doz profili alanı içerisinde hapsolması ve kenar bölgelerde keskin bir şekilde azalması yani uzun bir kuyruk oluşturmadan azalarak yok olması istenir.

2. MLC'lerin Doğru Konumlanması

Radyoterapi tedavisi esnasında çok yapraklı kolimatörlerin yanlış konumlanması yani çok yapraklı kolimatörlerinin uçlarının tam olarak odaklanamaması, karşılıklı kenarlar arasında boşluk (gap) kalarak fazladan ışın geçmesine müsaade edecek bir durum oluşmasına ya da uçların üst üste binerek arkasında kalan bölgede doz düşüklüğüne neden olacak bir durum oluşturmasına yol açar. Komşu iki çok yapraklı kolimatör arasındaki sızıntıyı azaltmak için ise firmalar tongue-groove adı verilen bir tasarım yapmışlardır.

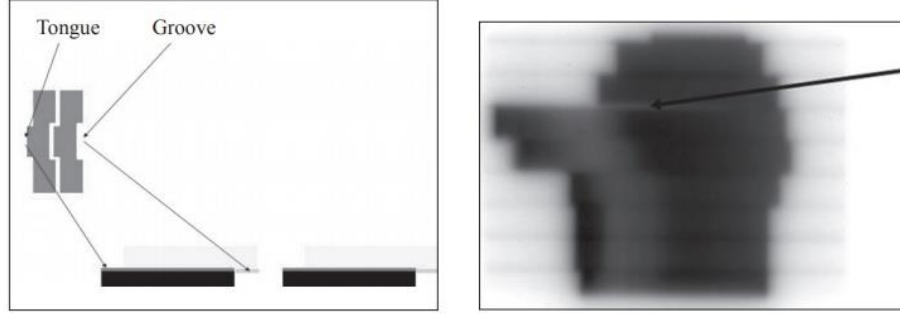
Çok yapraklı kolimatörlerin yanlış pozisyon alması yani, çok yapraklı kolimatörlerin üst üste binmesi veya çok yapraklı kolimatörlerin arasında açıklık kalması durumundaki meydana gelebilecek doz varyasyonu incelendiğinde örneğin LEAF BANK A ile LEAF BANK B'nin isocenter pozisyonunda aralarında 0.2mm'lik aralık kalması durumunda doz da %40'a varan düşüklük, 0.2mm üst üst bindiğinde ise %30'luk doz artışı olduğu gözlenmektedir. (ÇAKIR A, BİLGE H, 2013.81-90)

MLC'lerin üstüste binmesi ve aralarında açıklık kalması durumunda oluşacak doz dağılımı Şekil 7'de görülmektedir.



Şekil 7. MLC'lerin Üstüste Binmesi ve Aralarında Açıklık Kalması Durumundaki Doz Dağılımı

Şekil 8'de ise Varian lineer hızlandırıcısına ait Tongue-groove dizaynı ve meydana getirdiği tongue-groove efekti gösterilmektedir.



Şekil 8. Varian Lineer Hızlandırıcısına Ait Tongue-groove Dizaynı ve Meydana getirdiği tongue-groove Efektini

Daha önceki bölümde de açıklandığı gibi bir RapidArc planı, her biri için portal açısı, kümülatif kesirli MU ve MLC konumlarının belirtildiği bir dizi kontrol noktası olarak oluşturulur.

Bu sebepten kaynaklı olarak çok yapraklı hareketlerinin çıkan monitor unit dozu ile eşleşecek bir hareket doğruluğu içerisinde olması zorunludur.

Çok yapraklı kolimatör hareketlerine ve çok yapraklı kolimatör hızlarına ait doğrulama için ise birçok test geliştirilmiş ve uygulamaya alınmıştır. Bu testlerden birisi de Rapidarc cihazı için uygulamaya alınmış Picket Fence testidir (CHUI C.S vd, 1996:635-641)

3. İzomerkezin Yeri

Radyoterapi tedavisi planlamasında birçok farklı ışınlama tekniği vardır. Bu teknikler ne kadar farklı olursa olsun yüzeysel tümörler için SSD göstergesi esas alınırken, derin yerleşimli tüm tümörlerin tedavisinde izomerkez (izocenter) esas alınır. Bu durumda planlama, cihazdan çıkacak ışınların geçeceği hedef bir nokta yani merkez üzerinden yapılır. Bu merkez, tümör içerisine yerleştirilir ve tüm hesaplamalar bu hedef merkezi üzerinden yapılır.

Bu merkezin teorik olarak hesaplanan yeri ile fiziksel konumunun örtüşecek şekilde doğrulanması, tüm tedavinin bu merkeze göre tasarlandığı düşünülürse çok önemlidir. Çünkü tüm korunması gerek çevre doku ve tümör dozlarının doğru noktaya verildiğinden ancak bu merkezin yerini doğrulayarak emin olabiliriz.

4. Gantri Hızı, Gantri Açısı ve Gantri Dönüşü

Teknolojinin gelişmesi ile ortaya çıkan ve daha önce kullanılan tedavi tekniklerinin efektif hale gelecek şekilde birleştirilmesi ile oluşturulmuş VMAT tekniğinde hasta dozu; gantri ve çok yapraklı kolimatör hareketlerini algoritmik olarak biraraya getirilmesi ile oluşturulur. Algoritmanın oluşturduğu tüm hareketlerin birleşimi cihaza belli bir doz akısı oluşturulacak şekilde aktarılır.

Bu hareketlerin tamamı beraberinde; çok yapraklı kolimatör hareketlerinin ve sızıntılarının belirsizliği, gantri hızının belirsizliği ve gantrinin istenilen zamanda istenilen yerde olma belirsizliğini getirir. Bu nedenle tüm bu belirsizliklerin doğrulamasının yapılması zorunludur.

Portal hızı, t zaman, θ Portal açısı olmak üzere,

$$\text{Portal Hızı} = \frac{\Delta\theta}{\Delta t} \quad \text{Denklem 3}$$

ile verilmektedir. Referans portal hızı:

$$(\Delta\theta / \Delta t)_r = 360^\circ/65 \text{ s veya } 5,54^\circ/\text{s}$$

olarak kabul edilmektedir. Portal daha hızlı dönebilir, ancak $(\Delta\theta/\Delta t)_r$ Eclipse'de kullanılan bir kısıtlamadır.

Bir çok yapraklı kolimatör yaprağının konumu x ise yaprak hızı;

$$\text{Yaprak Hızı} = \frac{\Delta x}{\Delta t} \quad \text{Denklem 4}$$

ile verilmektedir. Maksimum yaprak hızı için referans değerler aşağıdaki şekildedir.

$$(\Delta x / \Delta t)_{\text{maks}} = 2,76 \text{ cm/s} ; \quad (\Delta x / \Delta\theta)_{\text{maks}} = 5.0 \text{ mm} / ^\circ (\Delta\theta / \Delta t)_r$$

MU Monitör birimlerinde doz olmak üzere, doz hızı

$$\text{Doz hızı} = \frac{\Delta \text{MU}}{\Delta t} \quad \text{Denklem 5}$$

ile verilir. Maksimum doz hızı için kabul edilen değer $(\Delta \text{MU} / \Delta t)_{\text{maks}} = 600$ MU/dk'dır.

$\Delta \text{MU} / \Delta\theta = (\text{Doz hızı} / \text{Gantri hızı}); 1.8 (\Delta \text{MU} / \Delta T)$ en $\text{MU} / ^\circ_{\text{maks}}$ ve $(\Delta\theta / \Delta t)_r$

$$(\Delta \text{MU} / \Delta t)_{\text{min}} , 0.1 \text{ MU}/^\circ$$

Tüm bu testler, 6 MV enerjisine sahip x ışını kullanılarak, RapidArc etkinleştirilmiş bir Varian Trilogy Clinac IX linak cihazı üzerinde gerçekleştirilmiştir. (CLIFTON C. vd, 2008:575-581)

Tüm bu doğrulanması gereken belirsizliklerden gantri dönüş süresi için; mekanik olarak zaman tutularak yukarıdaki hesaplamanın yapılması ve yukarıdaki referans değerler ile karşılaştırılması gerekmektedir.

Doz hızının, gantri açısına bağımlılığı yani tedavi planlama sisteminde yapılan planın doğruluğu, EPID sistemi üzerinden planın doz akı haritası çıkarılıp ışınlanarak ve kontrol edilerek doğrulanabilir.

Lif hızları ve hareketlerinin doğrulanması için ise; “picket fence” testi üretilmiştir. Doğrulama işi; bu test sonuçlarının; data analizi yapılarak ve görsel sonuçları değerlendirilerek yapılır.

D. Radyoterapide Kalite Kontrol (QC) ve Kalite Güvencesi (QA)

Klinik amaçlı kullanılan modern lineer hızlandırıcılarda kalite kontrolden bahsederken bunu; kalite güvencesi QA (Quality Assurance) ve kalite kontrol QC (Quality Control) olarak ikiye ayırmak gerekir.

Kalite güvencesi kavramı; lineer hızlandırıcı ile yapılacak tüm işin; kalite gereksinimlerini yerine getireceğine dair güvenin sağlanması için yapılacak planlı ve sistematik eylemleri kapsar.

Kalite kontrol ise; mevcut kalite standartları çerçevesinde, standartlara uygunluğun devamlılığını kontrol etmek ya da yeniden sağlamak için yapılan eylemler bütünüdür. Ölçüm prosedürlerinin uygulandığı ve değerlendirildiği bir süreçtir. Kalite gereksinimlerinin sağlanıp sağlanmadığını kontrol etmek için yapılır. Gereksinimlerin karşılanmadığı durumlarda ise; performansı ayarlamak ve düzeltmek için tekrarlanır.

Dünya Sağlık Örgütü'nün (WHO) 52 ülkede yaptığı araştırmanın sonuçlarına dayanarak; radyoterapi merkezlerinde kalite güvencesi (QA) uygulamalarının kullanılmasının neden gerekli olduğunu aşağıdaki gibi özetlenmiştir.

- Kalite güvencesi, ulusal ya da uluslararası radyoterapi merkezlerinin elde ettiği dozimetri ve tedavi sonuçlarının karşılaştırılmasına olanak sağlar.

- Kalite güvencesi, lineer hızlandırıcıların en üst performansta çalışmasını sağlar.
- Kalite güvencesi, tedavi planlamasındaki hataları en aza indirir.
- Kalite güvencesi, hasta tedavisinin istenilen kalitede yapıldığından emin olunmasını sağlar.

Kalite güvencesi ve kontrollerini ise; lineer hızlandırıcıların mekanik ve geometrik kontrolleri, dozimetrik kontroller, tedavi planlama sistemine ait kontroller, genel emniyet ekipmanlarının kontrolleri ve tedavide kullanılan yardımcı ekipmanların fiziksel kontrolleri olarak gruplayabiliriz.

Bu tez çalışmasında kullanılan SNC Arccheck cihazı ile, lineer hızlandırıcı cihazlara ait mekanik ve geometrik kontrolleri ve dozimetrik kontrollerin bazıları yapılabilmektedir. Klasik ve güvenilir olan yöntemlerle elde edilen ölçüm sonuçları ile SNC Arccheck cihazından elde edilen sonuçlar karşılaştırarak, SNC Arccheck cihazının güvenilirliği ve klinik uygulamalara katacağı faydalar değerlendirilmiştir.

1. Task Group ve TG-142 Raporu

Tıbbi amaçlı kullanılan modern lineer hızlandırıcı cihazlara ait kalite güvencesi; Task Group (Görev grubu) olarak isimlendirilen radyoterapi komitesi tarafından tavsiye niteliğinde oluşturulmuştur. Amerikan Tıp Bilim Konseyi Fizikçiler Birliği tarafından kalite güvence ve sonuç iyileştirme alt komitesi başkanlığında toplanan bu grubunun iki ana görevi vardır.

Bunlardan birincisi, gerektiğinde AAPM TG-40 kalite güvencesi raporunun tavsiyelerini güncellemek, ikincisi ise asimetrik jaw, çok yapraklı kolimatörü (MLC) ve dinamik/sanal wedge için yeni önerilerde bulunmaktır.

Task Group, son dönemde yeni test ve toleransları eklediği tavsiye niteliğindeki TG - 142 raporunu yayınlamış ve TG - 40 güncellemesini gerçekleştirmiştir. Sadece gelişen yeni tedavi cihazı ve tedavi tekniklerine yönelik değil, aynı zamanda tedavilerde etkin olarak kullanılan ve modern hızlandırıcıların önemli bir parçası olan görüntüleme cihazları için de öneriler eklemiştir.

Şekil 9’da; TG 142 raporunda yer alan, günlük kontrol edilecek unsurlar ve toleransları sunulmuştur.

TABLE I. Daily.

Procedure	Machine-type tolerance		
	Non-IMRT	IMRT	SRS/SBRT
Dosimetry			
X-ray output constancy (all energies)			
Electron output constancy (weekly, except for machines with unique e-monitoring requiring daily)		3%	
Mechanical			
Laser localization	2 mm	1.5 mm	1 mm
Distance indicator (ODI) @ iso	2 mm	2 mm	2 mm
Collimator size indicator	2 mm	2 mm	1 mm
Safety			
Door interlock (beam off)		Functional	
Door closing safety		Functional	
Audiovisual monitor(s)		Functional	
Stereotactic interlocks (lockout)	NA	NA	Functional
Radiation area monitor (if used)		Functional	
Beam on indicator		Functional	

Şekil 9. TG 142 Raporu Günlük Kontrol Edilecek Unsurlar ve Toleransları

Şekil 10’da; TG - 142 raporunda yer alan, aylık kontrol edilecek unsurlar ve toleranslarına ilişkin bilgiler sunulmaktadır.

TABLE II. Monthly.

Procedure	Machine-type tolerance		
	Non-IMRT	IMRT	SRS/SBRT
Dosimetry			
X-ray output constancy			
Electron output constancy		2%	
Backup monitor chamber constancy			
Typical dose rate ^a output constancy	NA	2% (@ IMRT dose rate)	2% (@ stereo dose rate, MU)
Photon beam profile constancy		1%	
Electron beam profile constancy		1%	
Electron beam energy constancy		2%/2 mm	
Mechanical			
Light/radiation field coincidence ^b		2 mm or 1% on a side	
Light/radiation field coincidence ^b (asymmetric)		1 mm or 1% on a side	
Distance check device for lasers compared with front pointer		1mm	
Gantry/collimator angle indicators (@ cardinal angles) (digital only)		1.0°	
Accessory trays (i.e., port film graticle tray)		2 mm	
Jaw position indicators (symmetric) ^c		2 mm	
Jaw position indicators (asymmetric) ^d		1 mm	
Cross-hair centering (walkout)		1 mm	
Treatment couch position indicators ^e	2 mm/1°	2 mm/1°	1 mm/0.5°
Wedge placement accuracy		2 mm	
Compensator placement accuracy ^f		1 mm	
Latching of wedges, blocking tray ^g		Functional	
Localizing lasers	±2 mm	±1 mm	< ±1 mm
Safety			
Laser guard-interlock test		Functional	
Respiratory gating			
Beam output constancy		2%	
Phase, amplitude beam control		Functional	
In-room respiratory monitoring system		Functional	
Gating interlock		Functional	

Şekil 10. TG 142 Raporu Aylık Kontrol Edilecek Unsurlar ve Toleransları

Şekil 11’de; TG 142 raporunda yer alan, yıllık kontrol edilecek unsurlar ve toleranslarına ilişkin bilgiler sunulmaktadır.

Procedure	Machine-type tolerance		
	Non-IMRT	IMRT	SRS/SBRT
Dosimetry			
X-ray flatness change from baseline		1%	
X-ray symmetry change from baseline		±1%	
Electron flatness change from baseline		1%	
Electron symmetry change from baseline		±1%	
SRS arc rotation mode (range: 0.5–10 MU/deg)	NA	NA	Monitor units set vs delivered: 1.0 MU or 2% (whichever is greater) Gantry arc set vs delivered: 1.0° or 2% (whichever is greater)
X-ray/electron output calibration (TG-51)		±1% (absolute)	
Spot check of field size dependent output factors for x ray (two or more FSs)		2% for field size <4×4 cm ² , 1% ≥4×4 cm ²	
Output factors for electron applicators (spot check of one applicator/energy)		±2% from baseline	
X-ray beam quality (PDD ₁₀ or TMR ₁₀ ²⁰)		±1% from baseline	
Electron beam quality (R ₅₀)		±1 mm	
Physical wedge transmission factor constancy		±2%	
X-ray monitor unit linearity (output constancy)	±2% ≥5 MU	±5% (2–4 MU), ±2% ≥5 MU	±5% (2–4 MU), ±2% ≥5 MU
Electron monitor unit linearity (output constancy)		±2% ≥5 MU	
X-ray output constancy vs dose rate		±2% from baseline	
X-ray output constancy vs gantry angle		±1% from baseline	
Electron output constancy vs gantry angle		±1% from baseline	
Electron and x-ray off-axis factor constancy vs gantry angle		±1% from baseline	
Arc mode (expected MU, degrees)		±1% from baseline	
Mechanical			
Collimator rotation isocenter		±1 mm from baseline	
Gantry rotation isocenter		±1 mm from baseline	
Couch rotation isocenter		±1 mm from baseline	
Electron applicator interlocks		Functional	
Coincidence of radiation and mechanical isocenter	±2 mm from baseline	±2 mm from baseline	±1 mm from baseline
Table top sag		2 mm from baseline	
Table angle		1°	
Table travel maximum range movement in all directions		±2 mm	
Stereotactic accessories, lockouts, etc.	NA	NA	Functional
Safety			
Follow manufacturer’s test procedures		Functional	
Respiratory gating			
Beam energy constancy		2%	
Temporal accuracy of phase/amplitude gate on		100 ms of expected	
Calibration of surrogate for respiratory phase/amplitude		100 ms of expected	
Interlock testing		Functional	

Şekil 11. TG 142 Raporu Yıllık Kontrol Edilecek Unsurlar ve Toleransları

Şekil 12’de; TG 142 raporunda yer alan; dinamik ve manuel wedge kontrolleri ve toleranslarına ilişkin bilgiler sunulmaktadır.

TABLE IV. Dynamic/universal/virtual wedges.

Dynamic-including EDW (Varian), virtual (Siemens), universal (Elekta) wedge quality assurance				
Frequency	Procedure	Tolerance		
		Dynamic	Universal	Virtual
Daily	Morning check-out run for one angle		Functional	
Monthly	Wedge factor for all energies	C.A. axis 45° or 60° WF (within 2%)*	C.A. axis 45° or 60° WF (within 2%)*	5% from unity, otherwise 2%
Annual	Check of wedge angle for 60°, full field and spot check for intermediate angle, field size	Check of off-center ratios @ 80% field width @ 10 cm to be within 2%		

*Recommendation to check 45° if angles other than 60° are used.

Şekil 12. TG 142 Raporu Dinamik ve Manuel Wedge Kontrolleri ve Toleransları

Şekil 13’de; TG - 142 raporunda yer alan, MLC kontrolleri ve toleransları gösterilmektedir.

TABLE V. Multileaf collimation (with differentiation of IMRT vs non-IMRT machines).

Procedure	Tolerance	
	Weekly (IMRT machines)	
Qualitative test (i.e., matched segments, aka "picket fence")		Visual inspection for discernable deviations such as an increase in interleaf transmission
	Monthly	
Setting vs radiation field for two patterns (non-IMRT)		2 mm
Backup diaphragm settings (Elekta only)		2 mm
Travel speed (IMRT)		Loss of leaf speed >0.5 cm/s
Leaf position accuracy (IMRT)		1 mm for leaf positions of an IMRT field for four cardinal gantry angles. (Picket fence test may be used, test depends on clinical planning-segment size)
	Annually	
MLC transmission (average of leaf and interleaf transmission), all energies		±0.5% from baseline
Leaf position repeatability		±1.0 mm
MLC spoke shot		±1.0 mm radius
Coincidence of light field and x-ray field (all energies)		±2.0 mm
Segmental IMRT (step and shoot) test		<0.35 cm max. error RMS, 95% of error counts
		<0.35 cm
Moving window IMRT (four cardinal gantry angles)		<0.35 cm max. error RMS, 95% of error counts
		<0.35 cm

Şekil 13. TG 142 Raporu MLC Kontrolleri ve Toleransları

Şekil 14’de; TG - 142 raporunda sunulan görüntüleme araçlarının yıllık kontrolleri ve toleranslarına ilişkin bilgiler yer almaktadır.

TABLE VI. Imaging.

Procedure	Application-type tolerance	
	non-SRS/SBRT	SRS/SBRT
Daily^a		
Planar kV and MV (EPID) imaging		
Collision interlocks	Functional	Functional
Positioning/repositioning	≤2 mm	≤1 mm
Imaging and treatment coordinate coincidence (single gantry angle)	≤2 mm	≤1 mm
Cone-beam CT (kV and MV)		
Collision interlocks	Functional	Functional
Imaging and treatment coordinate coincidence	≤2 mm	≤1 mm
Positioning/repositioning	≤1 mm	≤1 mm
Monthly		
Planar MV imaging (EPID)		
Imaging and treatment coordinate coincidence (four cardinal angles)	≤2 mm	≤1 mm
Scaling ^b	≤2 mm	≤2 mm
Spatial resolution	Baseline ^c	Baseline
Contrast	Baseline	Baseline
Uniformity and noise	Baseline	Baseline
Planar kV imaging^d		
Imaging and treatment coordinate coincidence (four cardinal angles)	≤2 mm	≤1 mm
Scaling	≤2 mm	≤1 mm
Spatial resolution	Baseline	Baseline
Contrast	Baseline	Baseline
Uniformity and noise	Baseline	Baseline
Cone-beam CT (kV and MV)		
Geometric distortion	≤2 mm	≤1 mm
Spatial resolution	Baseline	Baseline
Contrast	Baseline	Baseline
HU constancy	Baseline	Baseline
Uniformity and noise	Baseline	Baseline
Annual (A)		
Planar MV imaging (EPID)		
Full range of travel SDD	±5 mm	±5 mm
Imaging dose ^e	Baseline	Baseline
Planar kV imaging		
Beam quality/energy	Baseline	Baseline
Imaging dose	Baseline	Baseline
Cone-beam CT (kV and MV)		
Imaging dose	Baseline	Baseline

Şekil 14. TG 142 Raporu Görüntüleme Araçlarının Yıllık Kontrolleri ve Toleransları

Bu kalite kontrollerin tamamını ya da bir kısmını yapabilecek bir çok yöntem ve araç geliştirilmiştir. Önemli olan sistemsel bağımlılığı olan ya da bağımsız test araçlarının doğru çalışıp çalışmadığından emin olmak ve bu araçları kullanarak belirtilen kalite kontrol testlerini gerçekleştirmektir.

Modern lineer hızlandırıcı cihazlarından kabul edilebilir olduğu kanıtlanmış çeşitli yöntemlerle alınan ölçüm sonuçlarının, TG - 142 raporunda belirtilen tolerans aralığı içinde olduğu görülen cihazlar için kalite standartlarına uygunluktan bahsedilebilir ve bu cihazlar ile hasta tedavisi verilebilir. Alınan ölçüm sonuçlarının, TG - 142 raporunda belirtilen tolerans aralığı içinde olmadığı görülen tüm cihazlarda ise hasta tedavisi verilmemeli ve cihaza gerekiyorsa

kalibrasyon ya da tamir işlemi uygulanarak cihaz kabul edilebilir tolerans değerlerine getirilmelidir.

E. Dozimetrik Kalite Kontroller

Hasta tedavi planlaması yapılırken; enerji, maksimum doz hızı ve bir takım başka varyasyonların seçimi tedavi öncesinde ve bilgisayar hesaplama sistemlerinde gerçekleştirilir. Bilgisayar sistemi kendisine verilen komutlar ve seçimler doğrultusunda tüm algoritma hesaplamalarını kullanarak en verimli ve en doğru doz yoğunluğunu ortaya koyabilecek bir doz akısı yaratır.

Bu tedavi dozu akısının belirlenmesindeki karmaşıklık, tüm akının ortaya koyduğu dozun doğrulanması ihtiyacını yaratır. Bu da bizi üç boyutlu doz dağılımının kontrolü amaçlı araştırmalara yönlendirir. Ancak, hasta planlaması sonucu ortaya çıkan dozun ölçümü ve doğrulanması, doz dağılım kalite güvencesinin sadece bir parçasıdır.

Dozimetrik kalite kontrollerde asıl önemli olan kısım ise; cihazın ilk kurulumunda alınan verilerin doğruluğundan emin olmak ve bilgisayar hesaplama sistemi datalarına yüklenen bu verilerin kalite güvenliğinden emin olmaktır. Bu nedenle hasta tedavileri öncesi alınan doz kontrollerine ek olarak, sistematik şekilde cihaza ait doz verilerinin de kalite kontrollerden geçirilmesi çok önemlidir.

1. Dağılım Analizi

Planlama sisteminden ya da güvenilir kabul edilen kalite kontrol ölçüm sonuçlarından elde edilen ve referans kabul edilen doz dağılımlarıyla, ölçüm sonrası elde edilen doz dağılımları karşılaştırıldığında, kabul görmeyen doz bölgelerinin belirlenmesi ve sayısal data farklarının gösterilmesi gerekir.

1989 yılında elektron enerjilerine ait 2 ve 3 boyutlu doz dağılımları farkını değerlendirmek için doz dağılım histogramları geliştirilmiş ve kullanılmıştır. Ancak incelenen ve analiz edilen bu doz dağılım histogramlarında, doz farkı testinin düşük gradient (eğim) bölgelerde işe yaradığı, buna karşılık yüksek gradient (eğim) bölgelerinde hassasiyetini kaybettiği saptanmıştır. Kaybolan bu hassasiyetin, konumsal farklardan kaynaklandığı gözlenmiştir. Karşılaştırılan bu

doz dağılımları arasındaki küçük bir konumsal farklılığın, ışığın penumbra bölgesinde büyük bir farka neden olduğu anlaşılmış ve yüksek doz gradient bölgelerinde daha doğru bir değerlendirme elde edebilmek için hesaplama algoritmasına ek bir ölçüt daha konulmasına karar verilmiştir. (WILLIAM B HARMS vd, 1998:1830-1836)

2. Mesafe Uyumu (DTA)

Planlama sisteminden ya da güvenilir kabul edilen kalite kontrol ölçüm sonuçlarından elde edilen ve referans kabul edilen doz dağılımlarıyla, ölçüm sonrası elde edilen doz dağılımlarını karşılaştıran en modern yöntem; izodoz eğrilerinin manuel olarak üstüste bindirilmesi ile elde edilen süperpozisyonun ve sınırlı sayıda ölçülen nokta dozların karşılaştırılmasıdır. Bu şekilde yapılan değerlendirmeler sayesinde, ölçüm sonucu olarak elde edilen dozlar hakkında çok sayıda kantitatif değerlendirme yapılması mümkündür.

Yapılan değerlendirmelerin sonuçlarından emin olmadan önce, lineer hızlandırıcıya hizalanarak ölçüm alınan fantomun pozisyonun doğruluğundan emin olmak gerekir. Ancak bu basamak doğru şekilde yapılırsa, fantomdan elde edilen veriler sayesinde dedektörlerden iyi bir okuma sonucu alınabilir. Ölçümlerde baştan yapılan mesafesel bir hata varsa, doz dağılımlarında da normal olarak hata meydana gelecek ve karşılaştırılan iki doz dağılımının dik doz gradient bölgelerinde hata oluşacaktır.

1993 yılında yapılan bir çalışmada Van Dyk ve arkadaşları, yüksek doz gradyan bölgelerindeki doz farklarını gözlemlemiş ve küçük konumsal farkların, büyük doz değişimlerine neden olacağını söylemişlerdir.

Çünkü yüksek doz gradyan bölgelerde ölçümün çok duyarlı olmasından kaynaklı olarak, doz farkı dağılımları ile ilgili analiz zorlukları ortaya çıkmaktaydı. İşte bu yüksek doz bölgesi farklılıklarının hesaplanabilmesi için mesafe uyumu (DTA: distance-to-agreement) adı verilen yeni bir kavram ortaya koymuşlardır. Aslında ışının penumbra bölgesinde klinik uygulamalarda önemsiz kalan ama referans ölçüm ile karşılaştırma doz eğrileri arasında büyük bir mekansal dengelemeye neden olan fark oluşmaktadır. (WILLIAM B HARMS vd, 1998:1830-1836)

Düşük doz gradyan bölgelerindeki doz farkına az hassasiyetteyken, mesafe uyumu bu bölgelerde aşırı duyarlılık göstermekteydi. Referans doz noktasında (d) dozu, sıg doz gradyan bir bölgedeki hata payı üzerine eklenince değerlendirilen doz noktasında ölçülen doz (d+sd) olur ki, bu da referans kabul edilen noktadan belli bir uzaklıktaki dağılım mesafesi beklenen d dozundan farklı olabilir anlamına gelir. Bu nedenle bu tür ölçümlerde mesafe uyumu (DTA) çok büyük olacaktır. (J. VAN DYLE vd, 1993: 261-273)

DTA, yani mesafe uyumu hesabında, aynı doz seviyelerine sahip iki doz dağılım noktası arasındaki en yakın mesafeler belirlenerek ona göre hesaplama yapılır. Diğer bir ifadeyle, izodoz eğrisinin dağılımı üzerindeki yaklaşık bir nokta referans alınarak doz değerine bakılır ve diğer izodoz eğrisindeki aynı doz seviyesindeki en yakın nokta tespit edilir. Mesafe uyumu, bölgesel olmayan bir fonksiyondur. Bundan dolayı, izodoz dağılımlarını, referans doz dağılımı ve değerlendirilen doz dağılımı olarak iki kategoriye ayırıp öyle değerlendirmek gerekir. Referans dağılım kullanılarak, alınan ölçümün mesafe uyumları her nokta için ayrı ayrı hesaplanır ve belirlenen izodoz için değerlendirilen doz dağılımının her noktası ayrı ayrı analiz edilir. Bu yöntemin güzel özelliklerinden birisi uygulamasının nispeten kolay olmasıdır.

Tüm bunların ışığında;Van Dyk ve arkadaşları, düşük ve yüksek gradyan bölgelerinde, elektron enerjisi için; doz farkı %3 ve mesafe uyumu 4 mm, foton enerjisi için doz farkı % 4 ve mesafe uyumu 4 mm hata payı önerisinde bulunmuşlardır. (WILLIAM B HARMS vd, 1998:1830-1836) (J. VAN DYLE vd, 1993: 261-273)

3. Kompozit Analiz

Van DYK ve arkadaşlarının mesafe uyumu üzerine yaptıkları araştırmalar, yapılan ölçüm karşılaştırmaları için düşük ve yüksek gradyan doz bölgelerindeki karşılaştırma hata paylarını; elektron enerjileri için doz farkı %3 ve mesafe uyumu 4 mm, foton enerjileri için ise doz farkı %4 ve mesafe uyumu 4 mm olacak şekilde ortaya koymuştur. Doz farkı ve mesafe uyumu karşılaştırmaları bu öneriler ışında değerlendirilince dağılımın başarısız olup olmadığı kolayca gözlenebilir. Doz dağılımı farkı ve mesafe uyumuna eş zamanlı olarak bakılmasında ise ekstra fayda vardır.

Doz dağılımına ait diğerk bir kalite kontrol testi olan kompozit test ise; her nokta için geğti-kaldı ya da başarılı-başarısız kriterini kullanır. Yani hatalı tüm noktaları belirlemek için, her bir nokta için ayrı ayrı doz farkı ve mesafe uyumu kıyaslaması yapar. Kıyaslamaların sonucunda, dağılım analizi sonuçlarından her ikisi de (Doz farkı ve mesafe uyumu) başarısız olursa; doz dağılımının başarısız olduğu sonucunu verir, aksi durumda ise testin başarılı olduğu söylenir. Bu test sonucunda sonucun ne oranda geğip kaldığı belirtilmez. Diğerk bir değişle %3 doz farkı ve 3 mm mesafe uyumu kriteri, % 1 ve 1 mm ya da %10 ve 10 mm olarak değiştirilse bile sonuç aynı olacaktır. Fakat, bu analizin klinik açıdan farklı bir önemi vardır.

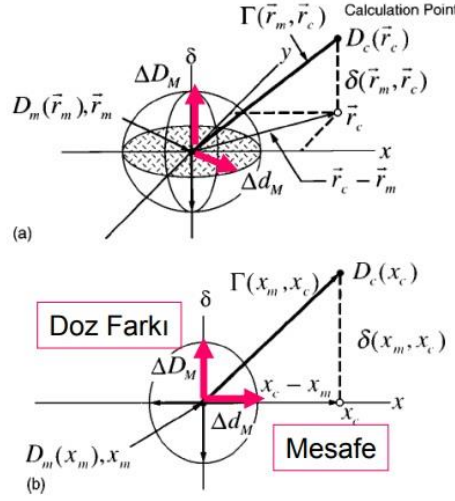
4. Gama Analizi

Tüm bu kalite güvence analiz tekniklerini inceleyen Dr.Low, doz ve mesafe uyumunun aynı birime sahip olmadığını vurgulamış, doz farkı ve mesafe uyumu parametrelerinin her birinin ayrı ayrı değerlendirilmesi gerektiğini ortaya koymuştur. Böylelikle doz farkı ve mesafe uyumu değerlerini, referans kabul edilen doz ve değerlendirilen doz dağılımı üzerinden birimsiz sonuçlar şeklinde değerlendirmenin aynı anda yapılabileceğini göstermiştir. Buna da yunan alfabesinden aldığı harf ile Gama ismi vermiştir.

Gama analizi kullanılarak yapılacak değerlendirmede, doz dağılımları iki boyutlu olarak karşılaştırılır. Bu yöntemde, referans kabul edilen doz ile değerlendirilecek ölçüm sonucu; hem doz farkı (DD) ve hem de mesafe uyumuna (DTA) dayalı analiz edilir.

Gama analizinden elde edilen sonuçlar, kriterleri ve miktarı tam olarak açıklayabilir. Analiz sonucunda referans kabul edilen doz ile ölçüm sonucu alınan doz arasındaki ilişkiyi gösteren bir dizi terminoloji ve sembol kullanılır. Böylelikle ilişkiyi açıklayıcı bilgiye ulaşmak daha kolay olur.

Gama analizi kullanılırken, referans doz dağılımı üzerindeki her nokta için ayrı ayrı gama sorgulaması yapılır. Nokta ölçüm yapılırken, referans noktasında bir Öklid mesafesi yaratılır, değerlendirilen dozun her noktası bu öklid mesafesince hesaplanır. Bu öklid mesafesi aslında sadece mesafe ile alakalı bir parametre değildir, içerisinde doz ve konum bilgisini bir arada bulunduran bir niceliktir. şekil 15’da; gama analizi şematik olarak gösterilmektedir.



Şekil 15. Gama Analizinin Şematik Gösterimi

Konumsal fark r ile sembolize edilir, öklid mesafesince belirlenen doz farkı ve mesafe uyumu, DD ve DTA kriterlerine bölünüp yeniden normalizasyon yapılır. Bu nedenle gama analizi birimsizdir. Mesafe uyumuna karşılık gelen uzaklık 1 birim olarak kabul edilir.

$$\Gamma(rr, ro) \equiv (rr, ro) \quad \text{Denklem 6}$$

$$rr \equiv (rr / \Delta d, Dr/\Delta D) \quad \text{Denklem 7}$$

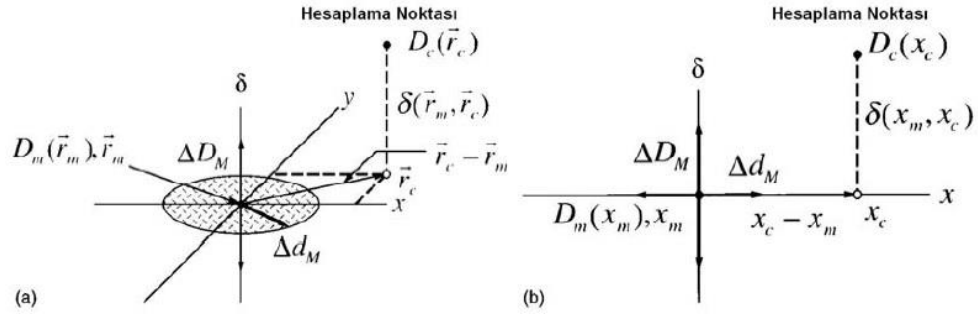
$$ro \equiv (ro / \Delta d, Do/\Delta D) \quad \text{Denklem 8}$$

olmak üzere, Konumsal fark r Denklem 9 ile verilmektedir:

$$\Gamma(rr, ro) = \sqrt{((|rr - ro|^2 / [\Delta d]^2) + |Dr - Do|^2 / [\Delta D]^2)} \quad \text{Denklem 9}$$

Gama fonksiyonu; referans kabul edilen doz dağılımı ile ölçüm sonucu alınan doz dağılımı arasındaki minimum mesafedir ve bu mesafe aralığı boşluksuzdur. Normal uzaysal eksene sahiptir. Değerlendirilen doz dağılımını tanımlamak için yaratılmıştır. Bu fonksiyon sayesinde doz farkı kriterine göre (DD) renormalize edilmiş dozun, eksensel bir konumda ifade edilmesi sağlanır. Referans dozun konumu ve dozu, bu eksenin merkezine yerleştirilir. Bir mesafe eksenini boyuna karşılık gelen ilerleme; referans noktasından uzaklaşmayı, bir doz eksenini boyunca ilerleme ise doz farkının değişmesini ifade eder. Merkezden doz eksenini boyunca gerçekleştirilen bir mesafe eksensel ilerleme, yani Δd 'ye karşılık

gelen doz mesafesi 1br olarak ifade edilir. Bu birim doz dağılımının boyutuna bağlıdır. Daire, hiper şekilli ya da küre olarak tanımlanabilir.



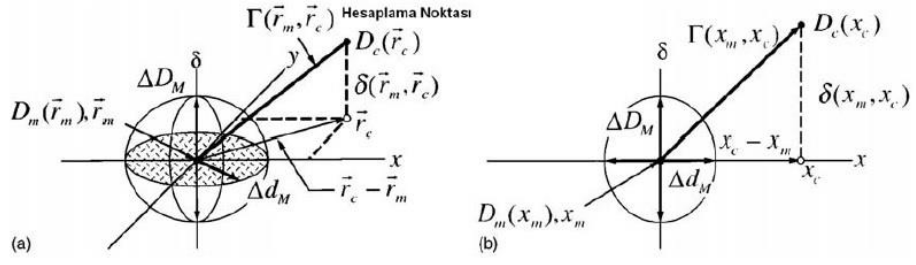
Şekil 16. Doz farkı ve uyum mesafesi testleri için doz dağılımı değerlendirme

kriterinin geometrik gösterimi (a) İki boyutlu gösterim (b) Bir boyutlu gösterim

Şekil 16'daki çizimler tek ölçüm noktası baz alınarak yaratılmıştır. Şekil 17 (a)'da; doz dağılımı gama analizi kullanılan, bileşik analiz aracının şematik olarak çizilmiş iki boyutlu gösterimi çizilmiştir. Eksenlerin ikisi (x ve y), ölçüm sonucunda elde edilen noktaya göre hesaplanan dağılımın uzaysal konumunu (r_c) ifade eder. Üçüncü eksen (δ) ise; ölçülen $[D_m(r_m)]$ ve hesaplanan $[D_c(r_c)]$ dozlarının arasındaki farkı ifade etmek için kullanılır.

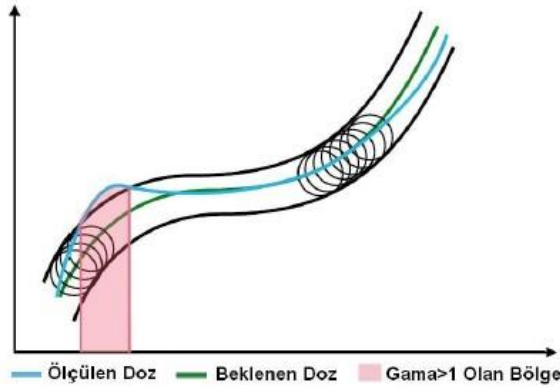
Uyum mesafesi (Δd_M , DTA), $r_c - r_m$ düzleminde Δd_M 'ye eşit yarıçaplı disk ile gösterilir.

Eğer hesaplanan dağılım yüzeyi ($D_c(r_c)$) bu Δd_M 'ye eşit yarıçaplı disk ile kesişirse, mesafe uyumu kriteri başarılı olmuş sayılır, mesafe uyumu kriteri testi geçer. Vertikal çizgi ise; doz farkını (DD) ifade etmektedir. Uzunluğu $2 \Delta d_M$ 'dir. Eğer hesaplanan dağılım yüzeyi, $[|D_c(r_c) - D_m(r_m)| \leq \Delta d_M]$ çizgisi ile kesişirse, değerlendirilen ölçüm sonucu doz farkı kriterinde de başarılı olmuş sayılır ve doz farkı testini de geçer. Şekil 17 (b); Şekil 17 (a)'nın bir boyutlu gösterimidir.



Şekil 17. Birleşik elipsel doz farkı ve uyum mesafesi testleri kullanılan doz dağılımı değerlendirme kriterinin geometrik a) İki boyutlu b) bir boyutlu gösterimi

Şekil 17 ise; doz farkı ve mesafe uyumu kriterlerini aynı anda değerlendirmeye alan yeni bir hesaplamanın kabul sınırlarını belirlemek için ortaya konulmuş yeni bir yöntemi göstermektedir. Şekil 17 (a)'daki iki boyutlu geometrik çizimde gösterilen elips şekli kabul kriterlerini gösteren yüzeyi temsil eder. Eğer $D_c(r_c)$ yüzeyinin herhangi bir kısmı şekildeki gibi tanımlanmış elipsle kesişirse, hesaplama r_m 'de geçer. (D.A. LOW vd, 1998:656-61)



Şekil 18. Gama Analizi Prensibi Grafiği

Gama analizini Şekil 18 üzerinden daha basit olarak anlattırsak; grafik haline getirilmiş gama analizinde, mavi çizgiler ölçülen dozu, yeşil çizgiler ölçümden beklenen dozu göstermektedir.

Beklenen dozun üzerindeki her bir noktanın etrafında birim yarıçaplı bir çember olduğu varsayılırsa, bu uzaysal yönelimde 3 mm'ye, doz yöneliminde ise % 3 doz farkına karşılık gelir. Düşük doz bölgesinde referans kabul edilen ve ölçülen dozlar tam olarak örtüşmeyeceğinden bir eşik değeri belirlenerek o bölgeler hesaplama dışında tutulmalıdır. Her bir nokta etrafında oluşturulan

emberlerin birleşimden oluşan tp, beklenen doz etrafı Şekildeki gibi sarar. Gama değeri, ölçülen dozun tüpün içinde olduğu bölgelerde 1'den küçük, dışında olduğu bölgelerde ise 1'den büyük olacak Şekilde tanımlanır. (Portal Dosimetry Reference Guide: 2010)

Tek tek değerlendirilen ve gama analizini geçen noktaların oranı %95'in üzerindeyse kalite kontrol olarak analizin uygun olduğu düşünülebilir. ICRU 42 tanımlamasına göre; düşük doz gradyan olan bölgelerde % 2 doz doğruluğu, yüksek doz gradyan olan bölgelerde ise 2 mm'lik mesafe uyumu koşulları sağlanmalıdır.

III. ARAÇ, GEREÇ VE YÖNTEMLER

Çalışmada kullanılan araç, gereç ve yöntemler hakkında bilgi bu bölümde verilmektedir.

A. Araç ve Gereçler

1. Elektronik Portal Görüntüleme Cihazları (EPID)

Modern lineer hızlandırıcılara entegre edilerek görüntü eşliğinde hasta alımına olanak sağlayan elektronik portal görüntüleme sistemi (EPID), geleneksel görüntüleme yöntemleriyle benzerlik gösterir. Sistem, MV enerji mertebesinde x ışını kullanarak görüntü üretir. Elektronik portal görüntüleme sisteminde, konvansiyonel portal film çekimi sürecinde oluşan görüntü işleme süresi gecikmeleri ortadan kalkar. EPID sistemi ile tek ya da birkaç noktadaki dozun doğrulanması yerine, iki boyutlu doz haritasının doğrulanması yapılabilir. Sistem bu açıdan önemli avantaj sağlar.

EPID sınıfı görüntüleme araçları; video temelli, sıvı iyon odası yapılı ya da katı hal yapılı olabilirler. Bugün kullanılan modern lineer hızlandırıcılara entegre edilmiş görüntüleme sistemlerinin çoğu, görüntüleme sistemi ana bileşeni olarak amorf silikon (aSi) dedektörleri kullanmaktadır. Bu dedektörlerde, bir sintilatörün x ışınını önce toplayıp sonrasında ise ışığa çevirdiği bir yöntem kullanılır. (A.L. BOYER vd,1992:1-16)

Fotodiyot üzerine toplanan bu ışık ise, amorf silikon katmanındaki pikselleri aktif hale geçiren elektronlara dönüştürülür. Ardından, pikseller birbirini izleyen satırlarda dataya dönüşür ve işlenir. Sonuç olarak tüm toplanan görüntü datası, görüntü oluşturmak için bir bilgisayar ekranına aktarılır. (A.L. BOYER vd,1992:1-16)

EPID sisteminin klinik uygulamaları; hasta tedavisinde pozisyonlamaların yapılması, elde edilen görüntünün arşivlenmesi ve analiz edilmesi, çıkış dozu

ölçülmesi ve tedavi cihazı kalite kontrol testlerinde (çok yapraklı kolimatör pozisyon doğruluğu, PDIP ölçümlerinde vs) kullanılması olarak özetlenebilir.

Portal doz hesaplaması, portal görüntüleyiciye ait dedektör düzleminde yapılır ve kalibre birim cinsinden bir görüntü yaratılır. Görüntü çözünürlüğü kaynak eksen mesafesinde gösterilir. En uygun görüntü, dedektörün kalibrasyonunda kullanılan kaynak dedektör mesafesinde elde edilir. Portal doz hesaplama sistemi, portal doz görüntüsünü, akıyı Gaussian çekirdeklerle dönüştürerek hesaplar. Linner hızlandırıcı cihazın açık alan akısı doz verimi, alan boyunca tipik olarak aynı olmadığından hesaplama sisteminde, her bir piksel için bir fonksiyon uygulanarak sonuçta açık demet akısının homojensizliği kompanse edilmiş olur.

Tedavi planlama bilgisayarı üzerinde yaratılan doz akısı ya da kalite uygunluk testinde elde edilmek istenen dozun akısı, portal doz hesaplamasıyla yaratılan akı ile kıyaslanır ve gama analizi yapan yazılımlarla incelenir. Alınan görüntünün doğrulanması için; portal doz görüntü tahmini (PDIP) yazılımı, portal doz tahmini (PDP) ve portal doz görüntü hesaplaması (PDIC) terimleri de kullanılmaktadır. Portal Doz Görüntü Tahmini algoritması, (PDIP) portal doz görüntüsünü tahmin etmek için üretilmiş iki boyutlu özel bir algoritmadır.

2. SNC ArcCheck Cihazı

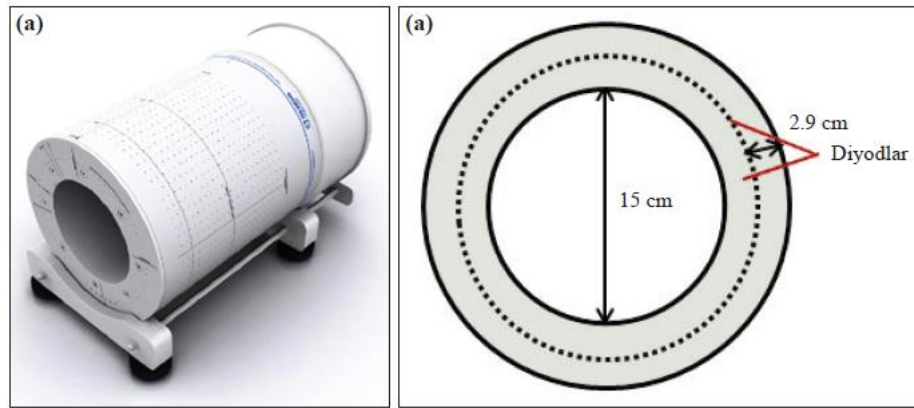
Tedavi planlama bilgisayarı ile elde edilen hasta tedavi dozları ya da kalite kontrol için kullanılan ölçüm dozlarının performans değerlendirmesinin yapılabilmesi için birçok yöntem vardır. Jel dozimetri, EPID sistemi ve film dozimetre yöntemleri bunların bazılarıdır. Bu yöntemlerden jel ve film dozimetre pratik kullanım için çok uğraştırıcı ve zaman alıcıdır. Modern ölçüm yöntemlerinin geliştirilmesi ile son zamanlarda, elektronik iyon odaları ve diyet dedektör arrayler hızla yaygınlaşmıştır.

Düzlemsel arraylerin sağladığı basit kurulum kolaylığından dolayı iki boyutlu array sistemine pratik uygulamalarda hızla geçiş yapılmıştır. İki boyutlu array sistemlerinin ölçüm sonuçlarındaki doğruluğu birçok çalışma ile kanıtlanmıştır. (JURNİSİC PA, NELMS BE,2003:870-879) (HAN Z vd, 2010:3704-3714)

Ancak düzlemsel arraylerin, lateral düzlemlerdeki ışın demetlerindeki ölçüm kaybından ve bu alanlardaki kalibrasyon belirsizliğinden dolayı ölçüm sonucu hataları verdiği, yine gama analizi geçme oranlarında, değerlendirilen ölçümün dozimetrik hatalarına karşı hassas olmadığı anlaşılmıştır. (RANGEL A vd, 2010:3862-3867) (NELMS B vd, 2013:111722)

Bu nedenle, geliştirilmeye devam edilen iki boyutlu array sitemlerinin yerini kısa süre sonra üç boyutlu array sitemleri almaya başlamıştır. SNC ArcCheck cihazı bu arraylerden biridir.

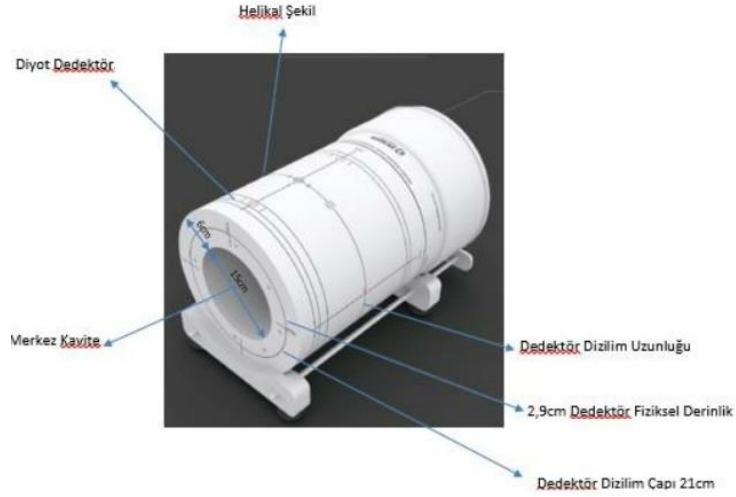
Sun Nuclear Corporation firması tarafından geliştirilmiş olan ArcCheck cihazı, su eşdeğeri materyalden üretilmiştir Şekil 19'da SNC ArcCheck Cihazı Kesitsel Görüntüsü verilmiştir. Tüm gantri açlarına dik olarak gelen dedektör sitemine sahip silindirik yapıdaki cihazın üzerinde 1386 adet diyot dedektörü dizisi mevcuttur. Spiral düzen içindeki diyotlar 10 mm dedektör aralığıyla yerleştirilmiştir. Her bir diyot 0,019 mm³ hacme sahiptir ve yüzeye olan uzaklıkları 3,28 cm su eşdeğeri derinliğine sahip 2,85 cm'dir. Aktif dedektör çapı 0,8×0,8 mm'dir. Diyotlar arasındaki açı 5.45°'dir. ArcCheck cihazının dış çapı 26,6 cm, yüzeyin merkeze olan uzaklığı ise 13,3 cm'dir.



Şekil 19. SNC ArcCheck Cihazı Kesitsel Görüntüsü

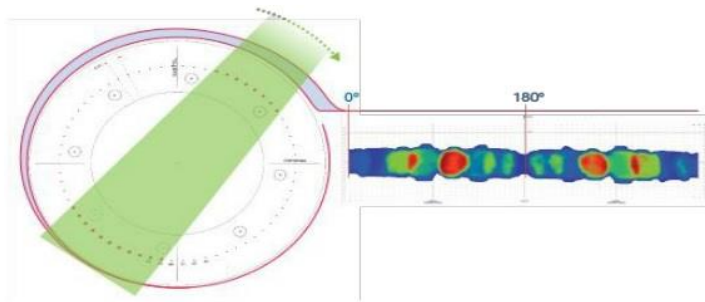
Dedektörler, birbiri ile çakışmayacak şekilde Beams Eye View (BEV) geometrisi adı verilen bir geometri ile dizilmişleridir. BEV'deki etkin dedektör yoğunluğunu artırmak ve gölgelenmeyi azaltmak için dizilim spiral olarak yapılmıştır. Her sensörün doz ölçümü, her 50 ms'de bir güncellenir. Ölçümün yapılabilmesi için konulmuş herhangi bir zaman sınırı ya da doz sınırı yoktur. (RAJESSH THİYAGARAJAN, vd Raport 479:7)

Kozelka ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışma; ArcCheck cihazının açısal pozisyon bağımlılığını ve alan boyutu bağımlılığını gösterilmiştir. Feygelman ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışma ile ise ArcCheck cihazının minor alan boyutu ve açısal bağımlılığı gösterilmiştir. (KOZELKA J. vd, 2011:5021-5032)



Şekil 20. ArcCheck Cihazının Fiziksel Görünümü

Şekil 20'de; ArcCheck cihazının fiziksel görünümü sunulmaktadır. Fantomun merkezi 15 cm çapındadır. Cihazın ortasındaki kaviteye, farklı özellikteki çekirdek denilen fantomlar konulabilmektedir. Bu çekirdekler; katı homojen çekirdek, iyon odası ya da diyot dizileri olan dozimetrik çekirdek, görüntü kalite kontrol çekirdeği veya doz çalışmalarında kullanılan heterojen malzemeler içeren bir çekirdek olabilir.



Şekil 21. ArcCheck Cihazının Çalışma Prensibi

ArcCheck cihazı içerisine ayrıca bir eğimölçer yerleştirilmiştir. Bu eğimölçer silindir eksenini etrafındaki dönme açısının ölçülebilmesini ve eksen eğimini hesaplamaktadır. Sıcaklık sensörü, dedektörün ortam sıcaklığını ölçer. (NELMS B. vd, 2011:1037-1044) ArcCheck cihazı gantrinin her açısına dik

olacak şekilde konumlanmış dedektörleri ile Şekil 21’de görüldüğü gibi kesintisiz ölçüm alabilir.

ArcCheck cihazının silindirik tasarımı, hasta geometrisini taklit etmek için yaratılmıştır. Cihazın geometrisi ve içerisindeki diyod dizimi sayesinde; gantrinin dönüş açılarındaki en küçük hataları bile algılanır. ArcCheck cihazından alınan ölçümler, iki boyutlu diğer arraylere kıyasla her 10° ’lik açılardaki hata oranı %75 daha hassastır.



Şekil 22. Dedektör Tasarımının Hasta Geometrisiyle Benzerliği

Şekil 22’deki görselden dedektör yapısının hasta geometrisine benzer olarak tasarlandığı görülmektedir. ArcCheck cihazı ile 2 boyutlu ve 3 boyutlu olarak veri toplanabilir.

SNC algoritması ve yazılımı, planlamadan elde edilen doz ile ArcCheck cihazı tarafından dedekte edilerek elde edilen dozun karşılaştırmasını iki boyutlu olarak yapar. Bu iki doz verisini kullanarak; mesafe uyumu, gama ve gradyan doz dağılımı kıyası elde edilir.

ArcCheck cihazının sahip olduğu PDP algoritması, konvansiyonel düzlemde, her bir ışın demeti dozunu kalite kontrol metotlarını kullanarak test eder. ArcCheck cihazı, düzlemsel kalite kontrol sistemi sayesinde tespit edilen her türlü hatayı, 3 boyutlu doz grid bölgelerinde çizerek gösterme avantajı sunar. (NELMS B. vd, 2011: 1037-1044)

PDP algoritma metodu, farkları araştırmak ya da hataları tespit etmek için değil, bağımsız 3D algoritmasını ortaya koyabilmek için geliştirilmiştir. PDP algoritması doz farklarına göre dozimetrelerin diziliş sistemini değiştirerek sadece doz değişikliği yapar. 3DVH yazılımı kendi doz hacim histogramı

içerisinde hesaplayarak TPS ile karşılaştırır ve karışıklıkları çözer. (ERMİNİA INFUSİNO vd, 2014:276-281)

ArcCheck cihazında ölçüm almaya başlamadan önce üretici tarafından yapılması önerilmiş bir dizi kalibrasyon vardır. Bu kalibrasyon işlemi tavsiye edilen şekilde basamak basamak ilerleyerek her enerji değeri için yapılmalıdır. Firma tarafından iki ayrı kalibrasyon işlemi yapılması tavsiye edilir. Bunlardan birisi array kalibrasyonu diğeri ise absorbe doz kalibrasyonudur.

Array kalibrasyonunda amaç, diyodların herbirinin rölatif doz hassasiyetini tespit edip bir düzeltme faktörü uygulayarak tüm diyotları aynı duyarlılığa getirmektir. Absorbe doz kalibrasyonunda ise; referans dozimetri standartındaki iyon odasıyla alınmış daha önce ölçülmüş olan dozun bilindiği derinlikte arrayle yapılan açık alan ölçümüdür. Bu ölçümden elde edilen düzeltme faktörü ise, cihazdaki tüm arraylerin doz düzeltilmesi için kullanılır.

ArcCheck cihazında alınan ölçümler kaydedilmeden önce tüm ölçümlere background düzeltme faktörü, açısal bağımlılık düzeltilmesi, alan boyutu bağımlılığı düzeltilmesi ve heterojenite düzeltilmesi uygulanır.

3. SNC Su Fantomu

Kalite kontrol testlerine ait ölçümlerin doz ile alakalı olan kısmı, su fantomu adındaki, içi su ile doldurulan akrilik bir tank ile alınır. Tank içerisi su ile doldurulduktan sonra içerisine üç boyutlu olarak hareket edebilen bir detektör yerleştirilir. Bu detektörden alınan datalar bilgisayar kontrollü bir sistem yardımı ile işlenir ve bilgisayar ortamına aktarılır. Su fantomu içerisine yerleştirilen dedektörler 0,125cc iyon odalarıdır. Bu iyon odaları radyasyon ile etkileştikten sonra ortaya düşük seviyeli elektrik yükleri çıkar. Bu yükler yükseltilecek analiz edilebilecek sinyal seviyelerine çıkarılır. Bu işlemi elektrometreler yapar ve su fantomuna entegrederler. Elektrometrede işlenen sinyaller bilgisayar yazılımı sayesinde işlenerek grafik haline gelirler (KONOPACKA M. vd, 2011: 6–14.) (SYLK M. vd, 2010:132-137)

Su fantomu ile alınan datalardan ışın demeti kalitesi kontrolleri yapılır. Alınan yüzde derin doz verileri, ışın homojenitesine ait simetri ve düzgünlük datalarının tamamı su fantomundan elde edilir. Yüzde derin doza bakabilmek için

iyon odası merkezden derine doğru iner ve derinliğe bağılı doz okuması verilerini verir.

Simetri ve düzgünlük sonuçları ise yüzeye paralel yapılan taramalar sonrası elde edilir. Gantrinin bulunduğu yöne doğru yapılan taramaya inline taraması, gantrinin olduğu yöne teğet yapılan taramaya ise crossline taraması denir.

Son dönemlerde yarı iletken detektörler kullanılarak da su fantomu ölçümü alınmaya başlamıştır. Yarı iletken dedektörler, iyon odalarına iyi bir alternatif oluşturmuştur. (SİDHU, N.P.S, 1999::57-60)(AL. ZİEBELL vd, 2011:1636-1642)



Şekil 23. SNC Marka Su Fantomu



Şekil 24. SNC Marka Su Fantomu İçerisine Yerleştirilmiş İyon Odası

Şekil 23’de SNC Marka Su Fantomu ve Şekil 24’de ise SNC marka su fantomu içine yerleştirilmiş iyon odası görülmektedir. SNC marka su fantomu, fantomun su yüzeyini otomatik olarak hizalama özelliğine sahip olan ve su yüzeyi ile ışın merkezini kendisi bulabilen tamamen otomatik bir fantomdur. Tüm bu işlemler ölçümü pratikleştiren birer kolaylıktır, bu özellikler aynı zamanda kullanıcıdan bağımsız olarak ölçüm alınabilmesini sağlar.

SNC su fantomunun SSD:100'de, 65cm'lik tarama alanı vardır ve 40x40cm alanı başka bir su fantomuna ihtiyaç duyulmadan tarama imkanı verir.

4. Varian Eclipse Tedavi Planlama Sistemi (TPS)

Varian Eclipse tedavi planlama sistemi, lineer hızlandırıcılar ve brakiterapi cihazları için kullanılan bir planlama sistemidir. Bu planlama sistemine yüklenen tüm görüntü dataları DICOM uyumludur.

Hastanın üç boyutlu modellemesinin oluşturulabilmesine olanak sağlayan bu sisteme; manyetik rezonans görüntülemesinden (MR), bilgisayar tomografisi görüntülemesinden (BT) ve pozitron emisyon tomografisi (PET) görüntülemesinden data aktarılabilir. Tedavi planlama sistemi üzerinden, elektron ve fotonlar enerjileri için planlama yapılabilir. Fotonlar için; Anisotropic Analytical Algorithm (AAA), Pencil Beam Convolution (PBC), Acuros External Beam (AcurosXB), konlu stereotaktik radyoterapi için Cone Dose Calculation (CDC) ve elektronlar için; Electron Monte Carlo(EMC), Generalized Gaussian Pencil Beam (GGPB) gibi doz dağılımı hesaplama algoritmaları mevcuttur.

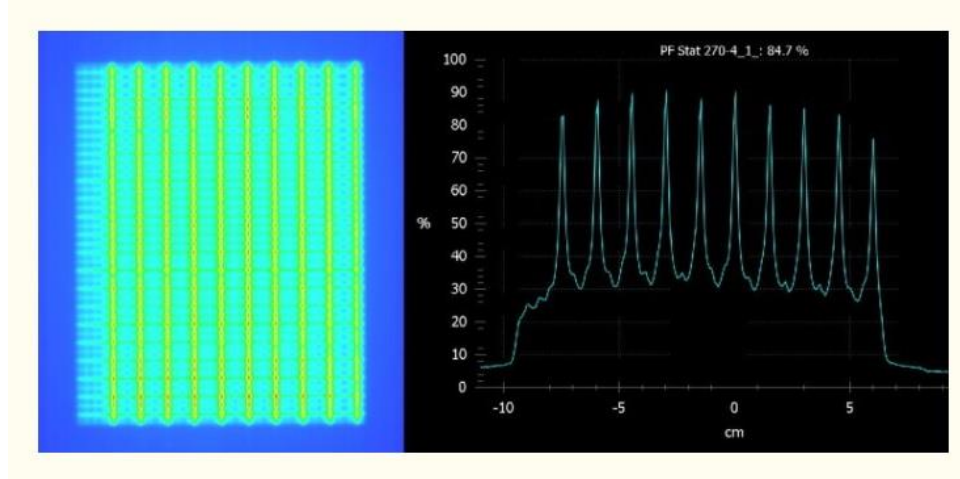
Ayrıca sistem; yoğunluk ayarlı radyoterapide ters planlama sırasında kullanılan Multi-Resolution Dose Calculation (MRDC), Dose Volume Optimizer(DVO), Plan Geometry Optimization (PGO) ve Progressive Resolution Optimizer (PRO) gibi doz optimizasyon algoritmalarına da sahiptir. Planlamalar kalite kontrol amaçlı fantoma ya da EPGC'na aktarılabilir. EPGC ile yapılacak portal dozimetride Portal Dose Image Prediction (PDIP) algoritması kullanılır. (Eclipse Algorithm Reference Guide;2010)

B. Klasik Ölçüm Teknikleri ve SNC ArcCheck Cihazı Testleri

1. Picket Fence Testi

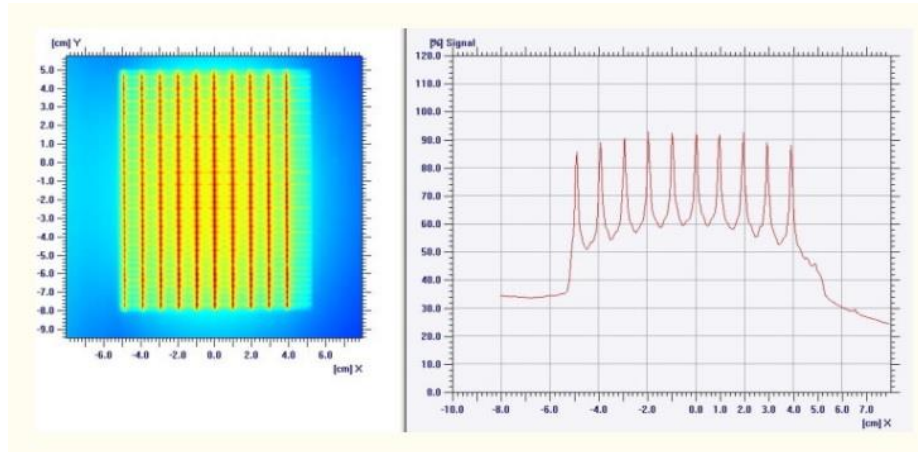
Picket fence testi, 5 cm aralıklarla yerleştirilmiş 5 cm genişliğinde dikdörtgen alanların sekiz ardışık yaprak hareketinin bir araya getirilmenden oluşur. Alan bilgileri, sırayla çalıştırılan üç test dosyasında alınır ve tek bir yüzeye ışınlanır. Bu test ile; çok yapraklı kolimatörlerin pozisyon doğrulaması ve carriage (yaprak taşıyıcı blok) pozisyon doğrulaması yapılabilir.

Gantri ve kolimatör açısının sıfır derece olduğu, statik pozisyonda yalnızca çok yapraklı yapraklarının kayma hareketi ile elde edilen görüntü bize; dinamik çok yapraklı kolimatör stabilitesinin ve çok yapraklı yaprakları arasındaki yaprak boşluğunun tekrar üretilebilirliğinin doğruluğunu gösterir.



Şekil 25. Picket Fence Testi Işınlama Sonucu Görüntüsü

Şekil 25 ve Şekil 26'da; picket fence testine ait sonuç gösterilmektedir. Sonuç tamamen görseldir.

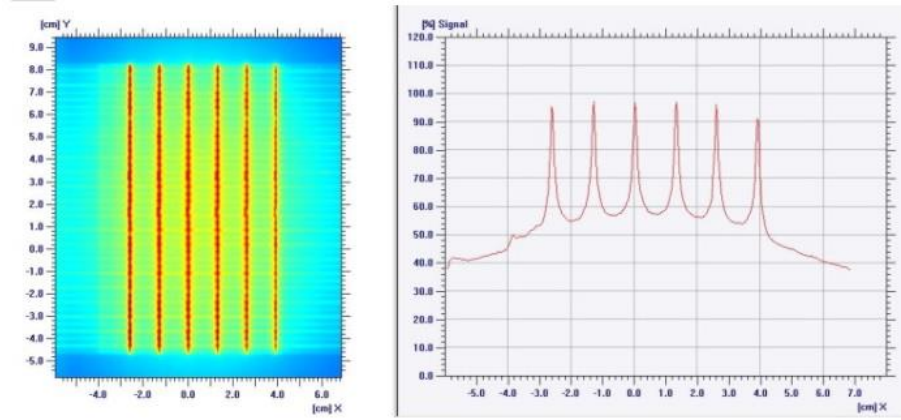


Şekil 26. Picket Fence Testi Değerlendirme Görüntüsü

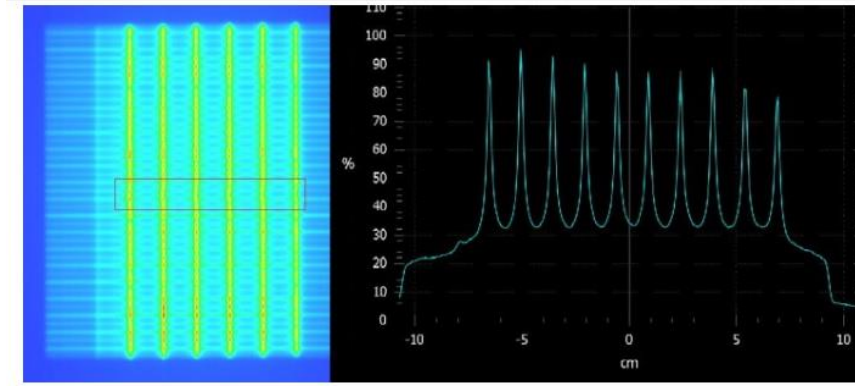
Testin 2. basamağı; sabit kolimatör açısı ama hareketli olan gantri ile tekrarlanır. Sonuçta amaç çok yapraklı yapraklarının hareketinden aynı doz dağılımının elde edilip edilmediğinin doğrulanmasıdır.

Testin 3. Basamağında ise; aynı yaprak hareketi içerisinde kasıtlı olarak mm'nin altında bir hata yaratılır. Işınlama sonrası bu hatanın gözlenebilmesi beklenir. (C CLIFTON LUNG vd, 2008: 575-581) (EKAMBARAM

VARADHARAJANA, VELAYUDHAM RAMASUBRAMANIAN, 2013:286-297)



Şekil 27. Picket Fence Testinde Hatalı Multilif Hareketi Işınlama Görüntüsü



Şekil 28. Picket Fence Testinde Hatalı Multilif Hareketi Işınlama Görüntüsü Sonucu

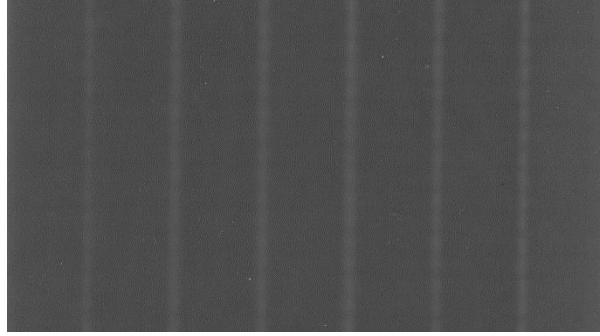
Şekil 27 ve Şekil 28’de ışınlama sonrası ortaya çıkan görsel ve analiz sonucunda kasıtlı olarak yaratılan çok yapraklı kolimatör hataları açıkça seçilebilmektedir. (C CLIFTON LUNG vd, 2008: 575-581) (EKAMBARAM VARADHARAJANA, VELAYUDHAM RAMASUBRAMANIAN, 2013:286-297)

2. Gantri ve Doz Hızı Testi

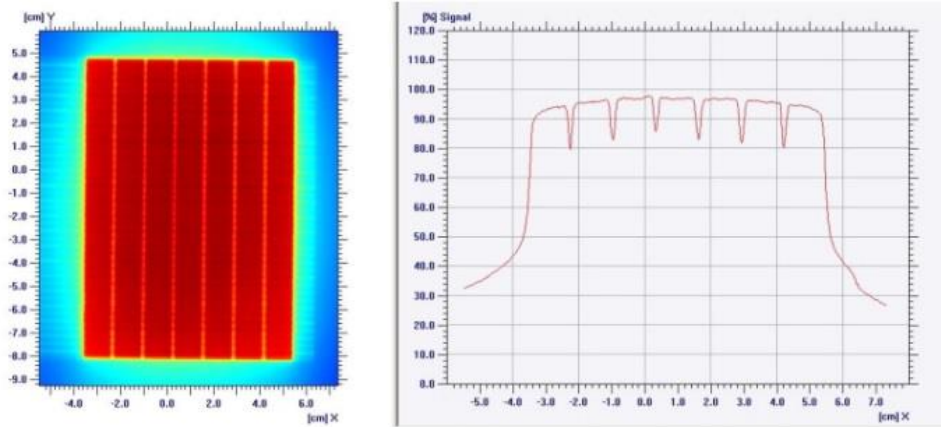
RapidArc iletimi sırasında doz ve portal hızının doğrulanması için; 7 tane 1,8 cm’lik şeride bölünmüş alan yaratılır. Her bir aralığa eşit doz vermek için; doz hızı, gantri aralığı ve portal hızının 7 farklı kombinasyonu gereklidir.

Ling ve arkadaşlarının yarattığı bu test; çok yapraklı kolimatörlerin pozisyonlarının doz oranına ve gantri dönüş hızına bağlı olarak çok yapraklı kolimatör yapraklarının hızını değerlendirme mantığına dayanmaktadır.

Yani başka bir deyişle; belli bir gantri ve doz hızında multilif yapraklarının doğru hızlarda doğru pozisyonlara gelip gelmediğinin test edilmesi için yaratılmış bir testtir.



Şekil 29. Alanın farklı kısımlarına aynı monitör birimini (MU) vermek için farklı doz oranlarını, farklı portal aralıklarını ve farklı portal hızlarını birleştiren bir RapidArc QA planına maruz bırakılan film görüntüsü



Şekil 30. Hareketli gantri ve doz hızı ile elde edilen doz dağılımının görüntüsü

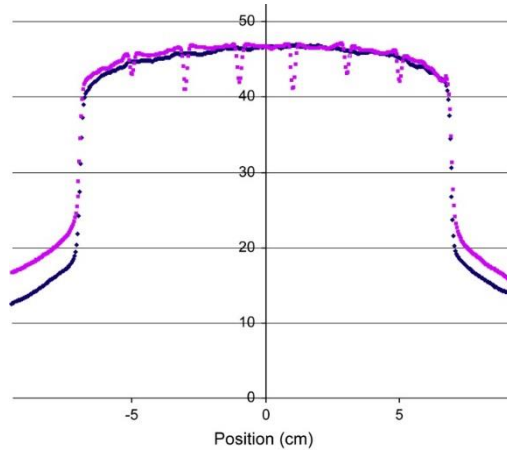
Bu mantıkla test oluşturulurken farklı yaprak hızları ile farklı doz hızları birleştirilerek bir doz deseni yaratılır. Bunun için özellikle 0.46cm/s ve 138MU/dak, 0.92cm/s ve 277 MU/dak, 1.84cm/s ve 554MU/dak, ve 2.76cm/s ve 554 MU/dk. varyasyonları tercih edilir.(C CLIFTON LUNG vd, 2008:575-581)

Test sonucunda elde edilen doz dağılımı (magenta), 14 x 20 cm açık alan ışınlanması sonucu elde edilen çok yapraklı kolimatör alanının (koyu mavi çizgi) profiline normalize edilir (Şekil 31). Bu normalizasyon ile tüm şeritlerin doz

dağılımı karşılaştırılmasında, radyasyon alanının düz olmaması/asimetrisinin etkisi ortadan kaldırılır.

Bu sayede, şeritler arasındaki boşlukların dışında kalan alan boyunca dozun oldukça düzgün bir yoğunlukta dağıldığı görülür. Bu dağılım Şekil 29 ve Şekil 30 test sonuçlarına bakıldığında da açıkça görülebilir.

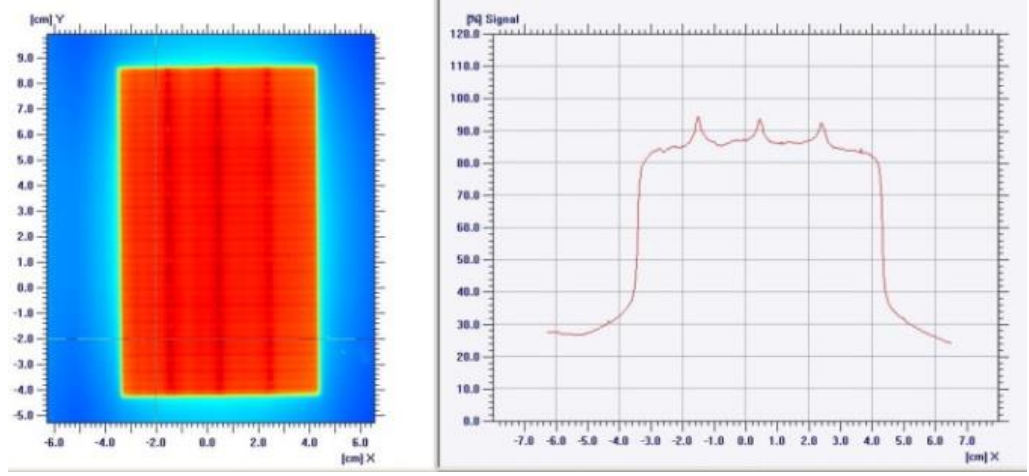
Daha sonra bu yedi alanın profilleri ile açık alanın profilleri karşılaştırılarak, yedi şeridin her biri için yedi merkezi konumda hesap yapılır. Her şerit için ise ortalama bir oran hesaplanır. Daha sonra her şerit için ortalama sapma değeri hesaplanır.(C CLİFTON LUNG vd, 2008:575-581)



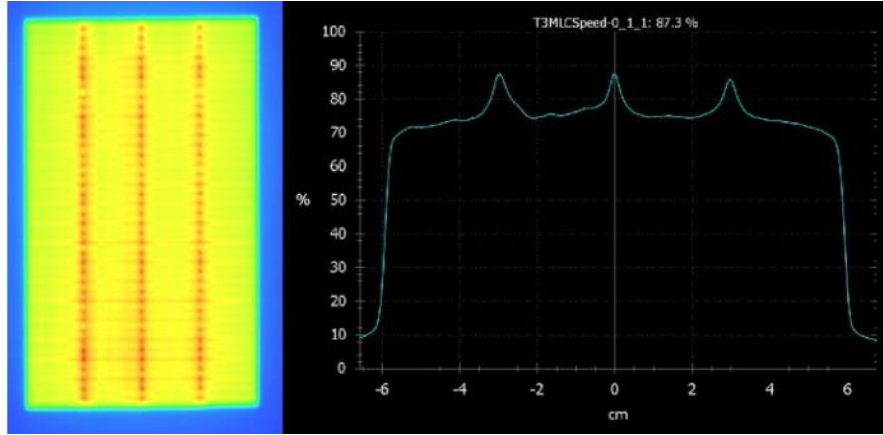
Şekil 31. Hareketli gantri ve değişken doz hızlı ışınlamasının açık alan doz dağılımına normalize edilmesi ile elde edilen görsel

3. Multilif Kolimatör Yaprak Hızı Testi

Çok yapraklı kolimatörün yaprak hızlarının doğrulanması için, açılan dört ışın alanı şeridine 4 farklı yaprak hızı ve doz hızı oranı kombinasyonu uygulanır. Burada amaç tüm bu ışın alan şeritlerine farklı uygulamalarla eşit doz vermektir. Ling ve arkadaşlarının yarattığı bu testte; dört farklı ışık alanı 0,46 cm/s, 0,92 cm/s, 1,84 cm/s ve 2,76 cm/s yaprak hızlarında aynı doza maruz kalmaktadır. Değişken hızlı yaprak hareketiyle ışınlanan alanın, açık çok yapraklı kolimatörlü ışınlanan alana normalize edilmesiyle test sonucu elde edilir. Bu dört şeridin ortalama sapması bu hesap ile bulunur. Beklenen sapma % 2'in altındadır. (C CLİFTON LUNG vd, 2008:575-581)



Şekil 32. Multilif Kolimatör Yaprak Hızı Testi Işınlama Alanı Görşeli



Şekil 33. Multilif Kolimatör Yaprak Hızı Testi Işınlama Sonucu Görüntüsü

Şekil 32’de multilif kolimatör yaprak hızı testi ışınlama sonrası ortaya çıkan görşel, Şekil 33’de ise, multilif kolimatör yaprak hızı testi ışınlama sonucu görüntüsü verilmektedir.

4. DynaLog Verisi

Varian marka lineer hızlandırıcıların çok yapraklı kolimatör denetleyicisi, cihazda ışınlanan her IMRT alanı için iki DynaLog dosyası tutar. Bu dosyalardan birisi çok yapraklı kolimatör bloklarından A bloğuna diğeri ise B bloğuna aittir. DynaLog dosyalarında; doz, segment numarası ve her yaprak için hesaplanan ve rapor edilen konum bilgileri bulunur. Veriler her 55 ms’de bir alınır ve kaydedilir.

Dynalog verilerine kaydedilmiş, yaprak konumlarının gerçek konumlarıyla planlama konumları karşılaştırma yapıldığında uyuşmuyorsa, cihaza çok yapraklı kolimatör kalibrasyonu yapılması zorunludur.

Kontrol sisteminin daha özellikli değerlendirilmesi için, dinamik çok yapraklı kolimatör bilgisinin bilgisayar sistemi tarafından tutulan günlük veri dosyalarının veya Varian çok yapraklı kolimatör bilgilerine ait "DynaLog Files" dosyasının içinde tutulan bilgilerin kullanılması ve değerlendirilmesi zorunludur.

Son dönemde yapılan bazı çalışmalarda, hedeflenen ve ışınlanan segmentlere ait monitör unit (MU) dozları arasında tutarsızlıklar olduğunu, bunun da küçük monitör unit değerlerine sahip segmenlerin ışınlama hatalarından kaynaklandığı açıkça gösterilmiştir. (D.W. LİNZENBERG vd, 2002:63-72)

5. Film Dozimetri

Film dozimetrisi; lineer hızlandırıcı kullanılarak yaratılan ışının dozu ile bu dozun film üzerinde meydana getirdiği kararma miktarı arasındaki ilişki esasına dayanır. Eğer doz miktarı üzerinden bir değerlendirme yapılacaksa, meydana gelen kararmaların derecelerine göre kalibrasyon eğrileri elde edilir. Bu eğriler iki boyutlu doz dağılımı oluşturmakta kullanılır. Kararma derecesi hesaplaması optik yoğunluğun ölçümüne dayanır. Kısacası tüm bu dozimetrisinin mantığı, ışınlanan ışının doz değerleri ile o doza atfedilen optik yoğunluk arası ilişkiye dayanır. (FAİZ M KHAN, 2014:125-128)

Dozimetrik ölçümler yapılırken film kullanmak çok pratik değildir ve çok maliyetlidir. Film dozimetresi yapılırken verilerin doğru değerlendirmesi için ölçüm yapılırken ve film seçilirken dikkat edilmesi gereken bazı önemli noktaların atlanılmaması gerekir.

Film dozimetrisi küçük ve büyük alanların her ikisi için de kullanılabilir. Yüksek çözünürlüğe sahiptir. Eğer ölçüm sonuçları tekrar tekrar okutulmak ve analiz edilmek istenirse, film saklama şartları doğru şekilde sağlanmalı ve film tavsiye edilen şekilde korunmalıdır. (FAİZ M KHAN, 2014:125-128)

Film ışınlanması doz miktarının okunması dışında, filmin kararma özelliği kullanılarak ışınlama bölgelerine ait fiziksel parametrelerin kontrol edilmesi için

de kullanılabilir. Masa, kolimatör, gantri gibi dönen hareketli parçaların dönme eksenlerinin doğrulanması bu yöntemle yapılabilir.

C. SNC ArcCheck Cihazı Machine Tool Ölçümleri

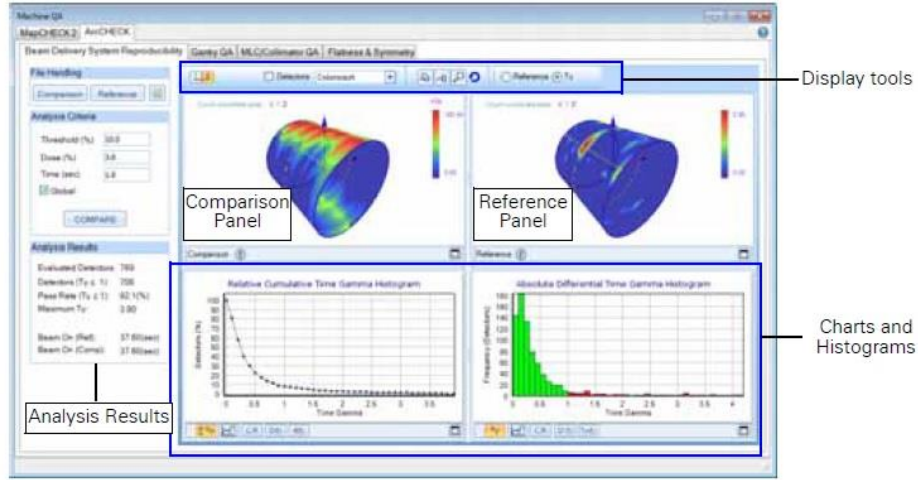
SNC Arccheck cihazı, tedavi planlama sisteminden alınan doz datasının kontrol edilmesi amacıyla kullanılabildiği gibi, kendi içinde bulunan Machine QA bölümü üzerinden, bir takım dozimetrik ölçümler de alabilir. Bu ölçümler, lineer hızlandırıcı cihazlara ait klasik kalite kontrol yöntemleri ölçümleri ile benzerdir.

ArcCheck cihazı içerisindeki Machine Qa kısmı kullanılarak;

- Işının tekrar üretilebilirliğinin kontrolü
- Gantri hızı kontrolü
- Gantri açısı kontrolü
- Multilif kolimatörü yaprak kontrolü
- Doz profili simetri ve düzgünlük (flatness) ölçümleri alınabilir.
(SNC ArcCheck Referance Guide: 2009-2016)

1. Işının Tekrar Üretilirliğinin Kontrolü

Işının tekrarlanabilirliği testi, Arccheck cihazıyla farklı zamanlarda ölçülen iki farklı doz dağılımının karşılaştırması ile yapılır. Bu karşılaştırma, tedavi sistemindeki tüm komponentlerin zaman içindeki stabilitesine ilişkin bir sonuç verir. Elde edilen sonuca bakılarak tedavi sisteminin standartlara uygunluğunu koruyup korumadığı analizi yapılabilir. Analiz yine, ArcCheck cihazına entegre bir algoritma ile yapıp doğrudan sonuç alınır. Şekil 34'de; ışının tekrar üretilebilirliğinin kontrolüne ilişkin ölçüm sonucu görseli görülmektedir.



Şekil 34. Işının Tekrar Üretilirliğinin Kontrolü Ölçümü Görseli

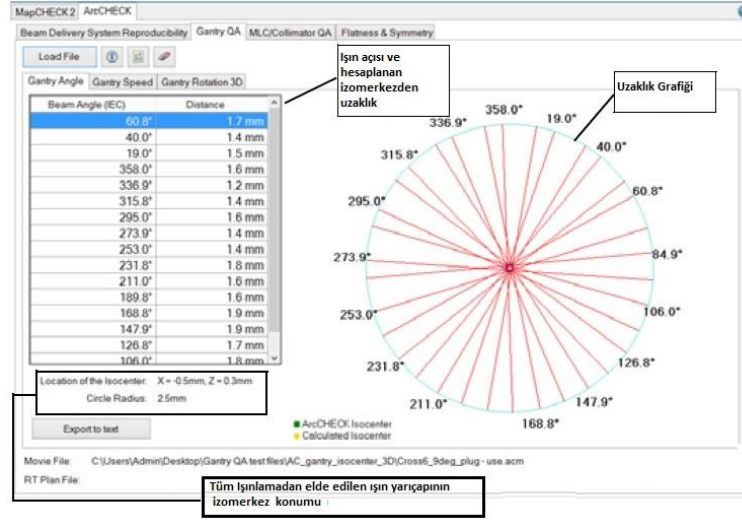
2. Gantri Kalite Kontrolleri

Gantri kalite kontrol testleri, gantri açısı ile gantrinin dönüşü sırasında tüm eksenlerde oluşabilecek hataların görüntülenmesini ve gantrinin hedeflenen cihaz doz merkezi (izocenter) etrafında ne doğrulukla döndüğünün tespit edilmesini sağlar. Bu testi yapabilmek için ArcCheck cihazı, tamamen dinamik hareketli olan bir teknikle ya da statik olan step and shoot tekniği ile ışınlanabilir.

Tüm ışınlamalar için Gantri QA sonuçları, güncelleme başına gantri açısını ve ArcCheck izomerkezine göre hesaplanan, hedef izomerkezin konumunu görüntüler. Ayrıca, VMAT ışınlamasına ait veriler yüklendiğinde; gantri açısına göre; gantri hızını ve hesaplanan izomerkezden her bir ışına en kısa mesafeyi gösterir. Gantri izomerkezine bağlı sonuçlar 2D giriş verileri için X ve Z koordinatlarında, 3D giriş verileri için ise X, Z ve Y koordinatlarında verilir. Y ekseninde gantri izomerkezi sonuçları 0,5 mm doğrudur.

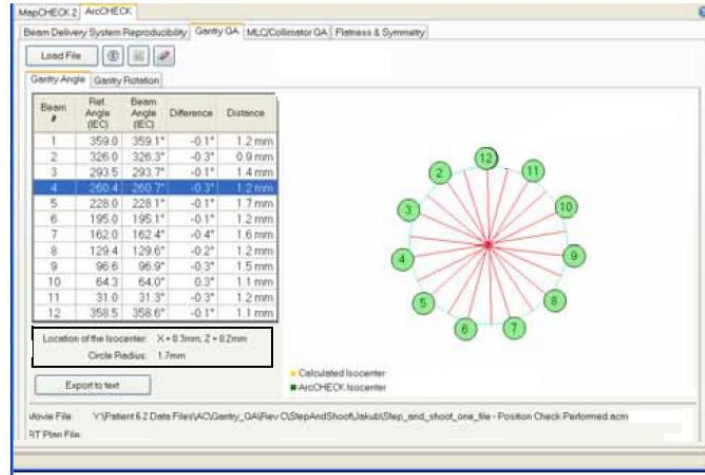
Ölçümler sırasında ArcCheck cihazına giren tüm dozlar için cihaz içerisinde bir doz düzeltmesi uygulanır. Cihaza giren ışının şekli ve konumu kullanılarak doz toplandığı için, yazılım giriş ve çıkış noktalarını ve dönüş açısını hesaplayabilir ve çok yüksek bir doğruluk derecesi ile hesaplamalar yapılır. Portal açısına göre her bir ışının bildirilen konumunun hatası <0,5 derecedir. (SNC ArcCheck Reference Guide: 2009-2016)

a. Gantri Açısı Kontrolü



Şekil 35. Gantri Açısı Testi Sonucu Görseli

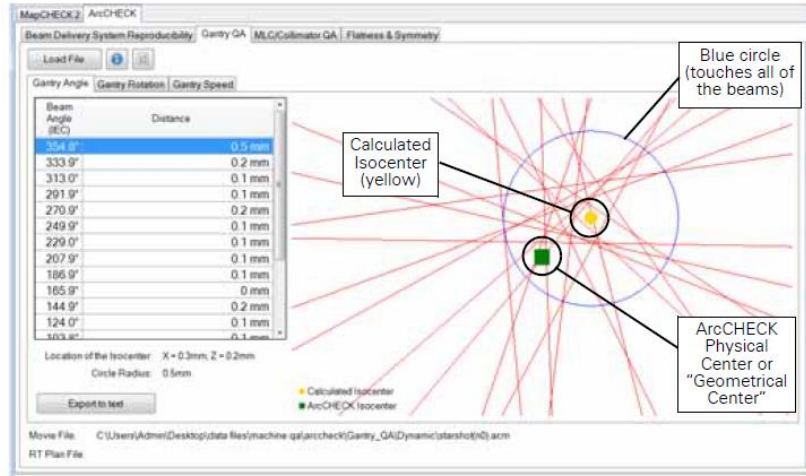
Şekil 35’da verilen görsel sonucun sol tarafındaki tabloda, yaklaşık her 20 derecede hesaplanan bir ışın yolunun, ArcCheck cihazının merkezine olan en kısa mesafe gösterilir. Pencerenin sağ tarafında ise; her bir ışının merkezine karşılık gelen kırmızı çizgiler gösterilir.



Şekil 36. Gantri Açısı Testi Görsel Sonucu Analizi

Analiz edilen bu verilerden yola çıkarak, Şekil 36’daki gibi bir analiz tablosu yaratılır. Bu tabloda her bir ışın demeti numaralandırılır ve sol taraftaki tabloda ışının olması gereken açı, cihazda algılanan açı, açıların arasındaki fark ve uzaklık gösterilir. Sonuçlara bakılarak gantri dönüşü sırasında oluşan açı hataları hemen tespit edilebilir.

b. İzomerkezin Kontrolü



Şekil 37. ArcCheck Cihazı İle Hesaplanan İzomerkez Görseli

Şekil 37’de; ArcCheck cihazı ile hesaplanan izomerkez görseli sunulmaktadır. Şekil 37’nin sağ tarafındaki ışın yolları çizelgesi büyütüldüğünde, tüm ışınların geçtiği merkezlerin yarattığı demete çizilen çember gözlemlenebilir.

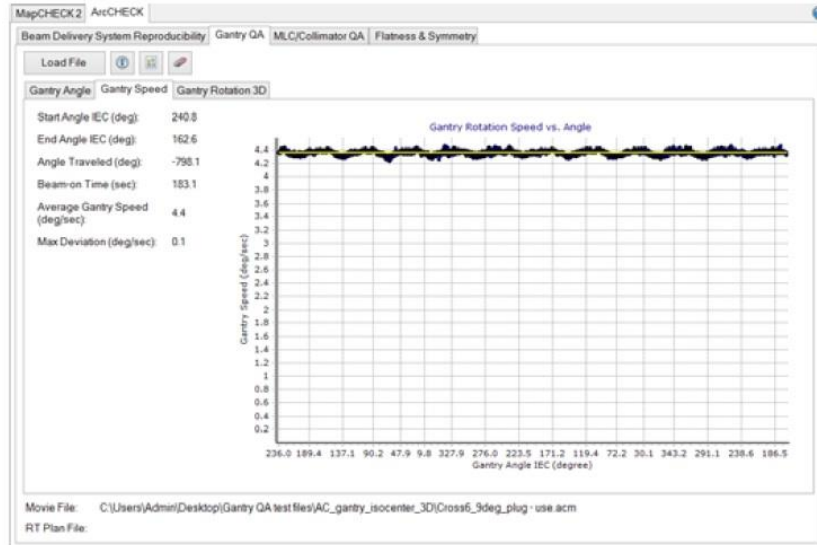
Görselde görünen sarı nokta hesaplanan izomerkezin konumunu verir. Yeşil nokta ise; ArcCheck cihazının fiziksel merkezidir. Asıl beklenen sarı nokta ile yeşil noktanın aynı yerde olmasıdır. Mavi daire, tüm ışın demetlerini kapsayan en küçük dairedir ve dairenin yarıçapı mm cinsinden tablodaki maksimum mesafe değerine eşittir.

Soldaki tablonun altında yazan değerler; bu iki nokta arasındaki x,y ve z koordinatlarına göre farktır.

c. Gantri Hızı Kontrolü

ArcCheck cihazının verdiği yönergeler takip edilerek ışınlanan bir VMAT ışınlaması sonrası yine bir görsel sonuç elde edilir. Şekil 38’de gantri hızı testine ilişkin görsel sunulmaktadır. (SNC ArcCheck Reference Guide:2009-2016) Bu görsele, ArcCheck cihazının gantri hızı sekmesinden ulaşılır.

Gantri açısına bağlı olarak gantri hızı tespit eden sistem bunu bir grafiğe döker. Grafiğin dikey dağılımı analiz edilirse, gantri hızının doğru olup olmadığı anlaşılabilir. (SNC ArcCheck Reference Guide: 2009-2016)

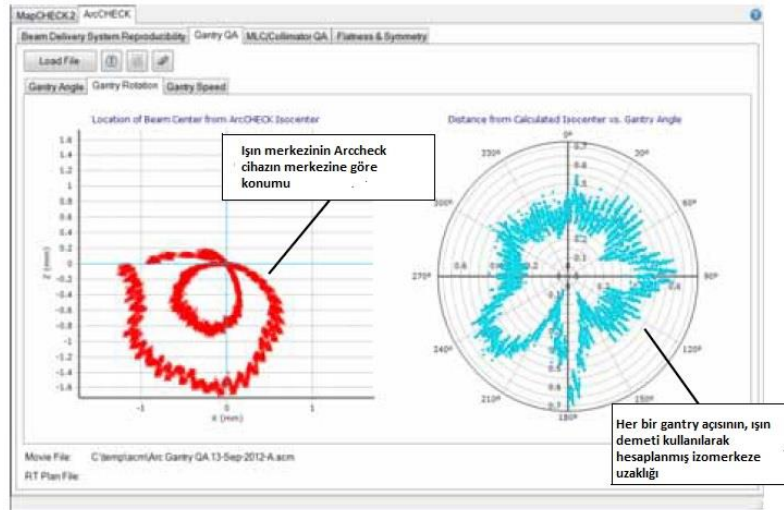


Şekil 38. Gantri Hızı Testi Görseli

Solda verilen değerlerde, gantri başlangıç ve bitiş açıları, toplam açı, ışınlama süresi, saniye başına gantri hızı ve ortalamaya göre gantri hızının maksimum sapması verilir. Sağda verilen görselde ise; gantri açısına göre gantri dönüş hızının grafiği verilmiştir.

d. Gantri Dönüşü Kontrolü

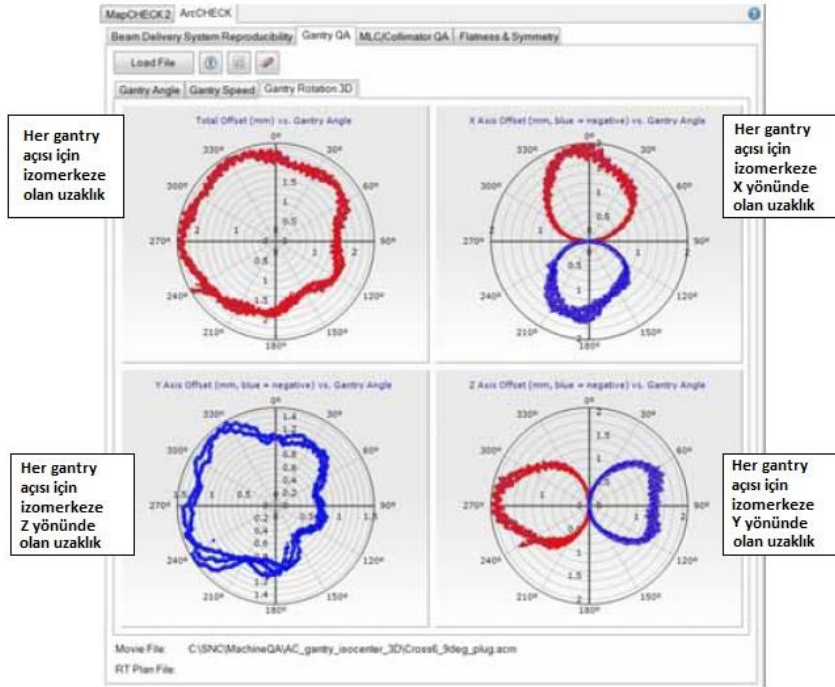
ArcCheck cihazının verdiği yönergeler takip edilerek ışınlanan bir VMAT ışınlaması verileri, gantri dönüşü sekmesine yüklendiğinde Şekil 39'deki gibi bir görsel elde edilir.



Şekil 39. Gantri Dönüşü Sonucu Görseli

Görselde verilen kırmızı noktalarla çizilmiş sol grafik; ışın demetlerinin, ArcCheck cihazının fiziksel merkezine konumunu göstermektedir. Mavi

çizgilerle oluşturulmuş mavi grafik ise her ışıktan hesaplanan izomerkezin gantri açısına göre en kısa mesafe gösterilir.



Şekil 40. Gantri Dönüşü Sonucu X,Y ve Z Eksenine Açılı Sapmasına İlişkin Görsel

Grafiklerdeki bu noktaların dağılımına bakılarak, gantri dönüşü sırasında meydana gelen gantri sarkma gibi eğilimler tespit edilebilir. (SNC ArcCheck Reference Guide: 2009-2016)

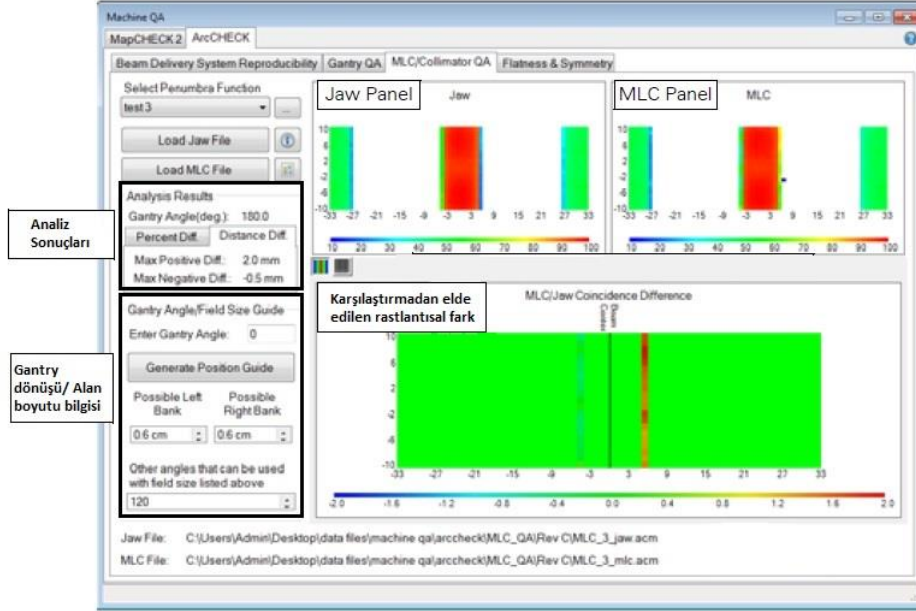
Gantri dönüşü verilerinden üç boyutlu analiz yapıldığında ise; toplam ofsetin yanı sıra koordinat sisteminin x, y ve z yönlerindeki dağılım da ayrı ayrı görülebilir. Grafiklerdeki nokta dağılımları bize varsa gantri sarkmalarının eğimine ait yönelimi de verir. Şekil 40'da verilen görselde gantri dönüşü sonucu x,y ve z eksenine açılı sapmaları görülmektedir.

3. Multilif Kolimatör Kontrolü

Çok yapraklı kolimatörünün kontrol edilmesi için yine ArcCheck cihazı için hazırlanmış yönergeler takip edilerek ölçümler alınır. Bu ölçümler ile çok yapraklı kolimatör yapraklarının pozisyonu ile lineer hızlandırıcının jawlarının pozisyonları arasındaki farklar tespit edilir.

Ölçüm için verilen yönergeler iki aşamalıdır. İlk ölçüm jawların belirtilen konuma getirilip, çok yapraklı kolimatörlerinin kapatılması ile ikinci ölçüm ise

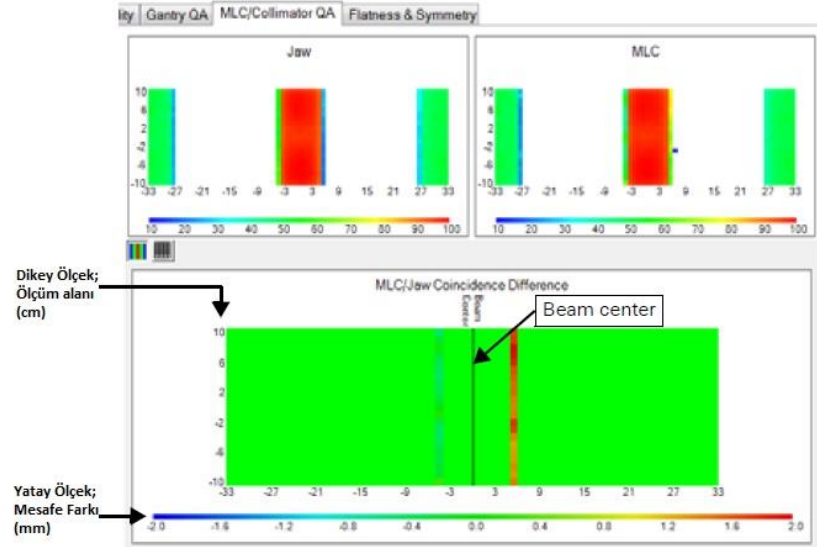
jawların kapatılıp sadece çok yapraklı kolimatör yapraklarının alan yaratması ile alınır. İki ölçüm kusursuz şekilde örtüşürse, ışın kenarındaki dedektörlerin tepkisi aynı olur. Işın kenarlarında alınan herhangi farklı bir ölçüm sonucu çok yapraklı kolimatör yaprakları ve jawlar arasında konumsal bir hata oluştuğunu gösterir.



Şekil 41. Multilif Yaprak ve Jaw Karşılaştırma Görseli

Şekil 41'de; multilif yaprak ve jaw karşılaştırmasını veren görsel sunulmaktadır. Sisteme yüklenen iki ölçüm sonucu birleştirilerek elde edilen analiz penceresinden mesafe farkı analizi seçilirse, ölçümlere ait maksimum pozitif ve negatif mesafe farkları görüntülenir. Analiz Sonuçları panelinde Yüzde farkı analizi seçilirse, ölçümlere ait maksimum pozitif ve negatif farklar yüzde olarak görüntülenir.

Analiz sonucunda gözlenen diğer çizgiler çok yapraklı kolimatör yaprağı ve jaw konumları arasında konum hatalarında meydana gelir. Eğer hizalanma mükemmel olursa o zaman tüm tarama alanı homojen bir yeşil renk alır. Dozun örtüşmediği bölgelerde ölçüm sonucu yüzdesi sıfırdan farklı gelir.



Şekil 42. Multilif ve Jaw Ölçüm Kıyaslaması Farklı Görself

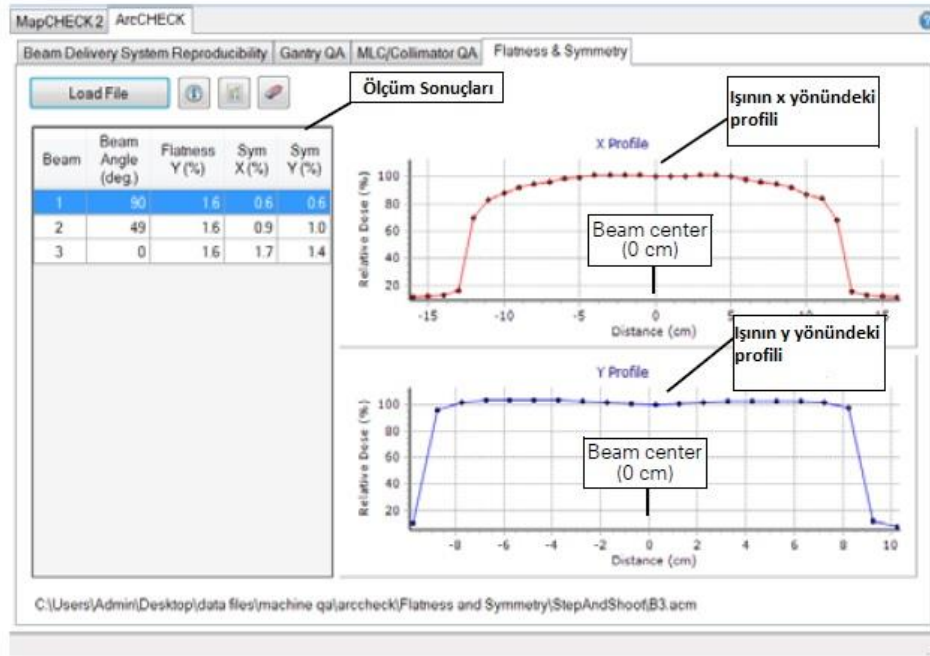
Şekil 42'de; görüldüğü gibi, ölçüm sonucu ızgara görünümde incelenirse farkların eşik değeri içerisinde olup olmadığı görülebilir. Varsayılan eşik değerleri 0,15 (Alt Eşik) ve 0,85 (Üst Eşik)'dir. (SNC ArcCheck Reference Guide:2009-2016) Çok yapraklı kolimatör yaprakları pozisyonu ile jaw pozisyonu arasındaki mesafe farkı hesaplaması penumbra transfer fonksiyonun adı verilen bir hesaplama ile yapılır. Penumbra transfer fonksiyonu, iki ölçüm arasındaki yüzde farkını mm cinsinden mesafeye dönüştürmek için kullanılan yarı gölge şeklinin bir uyumudur. ArcCheck cihazı ile alınan sonuçlardan, her linear hızlandırıcıya ait farklı bir penumbra transfer fonksiyonu olduğu görülür. (SNC ArcCheck Reference Guide: 2009-2016)

4. Doz Profiline Simetri ve Düzgünlük Kontrolü

ArcCheck cihazı kullanılarak; x ve y koordinat düzlemlerinde alınan doz profil alanlarının simetri ve düzgünlükleri kontrol edilebilir. ArcCheck cihazı tüm bu testlerin statik ve dinamik olarak yapılmasına imkan sunar. Hatta istenirse cihaz z eksenini boyunca 90° döndürülerek, o eksen içinde simetri ve düzgünlük testi yapılmasına olanak sağlar.

Gantri değerinin sıfır olduğu kardinal açı dışında başka açılardan da, statik açı simetri ve düzgünlük bakılmak istenirse programı durdurmak gerekmez. Cihazın doz yönü düzeltilmesi olduğu için istenen açı dışından gelen doz elemine edilir.

Statik ölçümlerde; alan ışınlanması sonrası analiz seçeneğine geçilince yazılımda ışın veri tablosu oluşturulur. Şekil 37’de; statik alan simetri ve düzgünlük ölçüm sonucuna ilişkin görsel görülmektedir. (SNC ArcCheck Reference Guide:2009-2016)

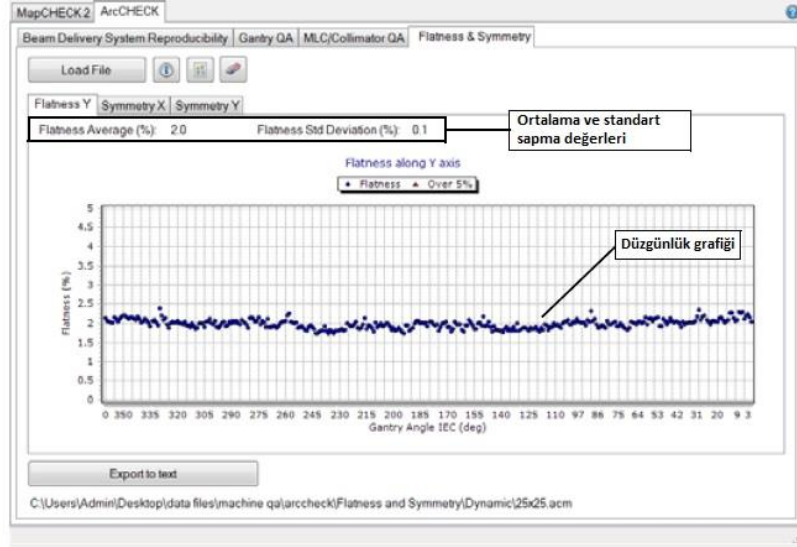


Şekil 43. Statik Alan Simetri ve Düzgünlük Ölçüm Sonucu Görseli

Ölçüm sırasında ışınlanan her ışın alanı için bir satır görüntülenir ve her alan için; algılanan Gantri açısı, % düzlük (y eksen), % simetri (X eksen) ve % simetri (Y eksen) değerleri gösterilir.

Şekil 43’de görüldüğü gibi, dinamik ölçümlerde ise; ArcCheck cihazı, tüm VMAT ışınlanması boyunca ışın verisi alır. Alınan ölçüm sonrasında, açığa bağlı ışın akış grafiği yaratılır. Her 50 ms aralıkla alınan açı değeri verisi grafiğe işlenir. Grafiklerde düzlük ve simetri değerlerinin %0 ile %5 arasında olduğu veriler gösterilir. %5’ten büyük değerler yalnızca %5 satırında görüntülenir. (SNC ArcCheck Reference Guide: 2009-2016)

Şekil 44’de; düzgünlük için statik alan simetri ve düzgünlük ölçüm sonuçlarını gösteren görsel verilmektedir. ArcCheck cihazı yazılımı simetri ve düzgünlük hesaplamasını ise aşağıdaki gibi yapar.



Şekil 44. Statik Alan Simetri ve Düzgünlük Ölçüm Sonucu Görseli (Düzgünlük için)

Simetri y eksenı boyunca; D_{CAX+J} , CAX dedektöründen elde edilen j-inci dedektör dozu olmak üzere;

$$SYM(y) = 100 \cdot \max \left\{ \frac{\max\{D_{cax-j}, D_{cax+j}\}}{\min\{D_{cax-j}, D_{cax+j} - 1\}} \right\} \quad \text{Denklem 10}$$

ile hesaplanır. ArcCheck cihazında x eksenı boyunca simetri hesaplamak için ise daha fazla hesap noktası gerekir. Hesaplama

$$SYM(x) = \text{median} \left\{ \max \left\{ \max\{D_i, cax - j, D_i, cax + j\} / \min\{D_i, cax - j, D_{cax + j}\} - 1 \right\} \right\} \quad \text{Denklem 11}$$

ile yapılır. Simetrinin x eksenı boyunca hesaplanabilmesi için açısıl bağımlılık ve bireysel sapma değerleri ile düzeltmeler yapılmalıdır.

(SNC ArcCheck Reference Guide: 2009-2016)

Düzgünlük hesabı görece olarak daha basittir. Hesapla; doz profili boyunca alınan maksimum ve minimum dozlar kullanılarak denklem 12 ile yapılır.

$$FLAT = 100 \cdot (D_{max} - D_{min}) / (D_{max} + D_{min}) \quad \text{Denklem 12}$$

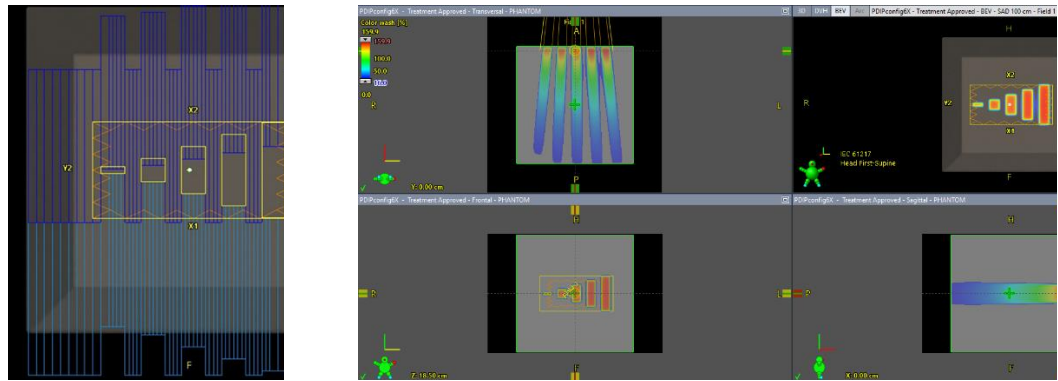
Hesaplama x ya da y eksenı için farklılık göstermez. (SNC ArcCheck Reference Guide: 2009-2016)

IV. BULGULAR

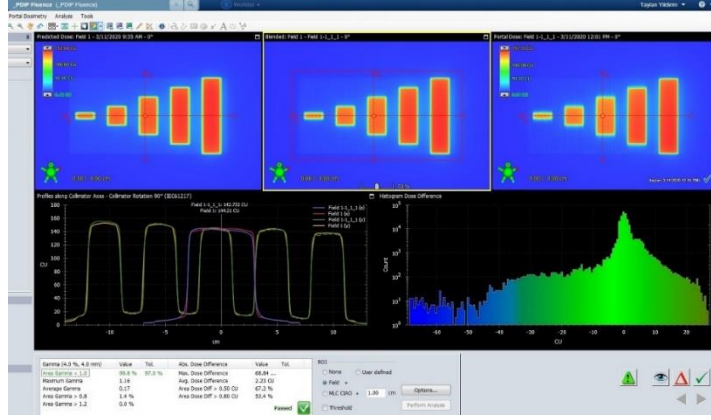
Modern lineer hızlandırıcı cihazına ait kalite kontrol ölçümleri; klasik yöntemler ve SNC ArcCheck cihazı kullanılarak ayrı ayrı alınmıştır. Alınan ölçümler; ArcCheck cihazının kendisine ait bir kalite kontrol menüsü üzerinden yapılırken, klasik yöntemlerle yapılan ölçümler EPID sistemi kullanılarak yapılan ölçüm ve değerlendirmeler, film dozimetresi kullanılarak alınan ölçümler, hesaplama ile alınan ölçümler ve su fantomu ölçümleri şeklinde yapılmıştır.

A. EPID Sistemi Ölçüm ve Değerlendirme Sonuçları

Varian portal görüntüleme ve analiz sistemi kullanılarak alınan datalar ve sonuçları ile çok yapraklı kolimatörü ve yapraklarının hareketine dair hataları görebilir, bu hatalar üzerinden tolerans değerleri kıyası yaparak kontroller sağlayabiliriz.

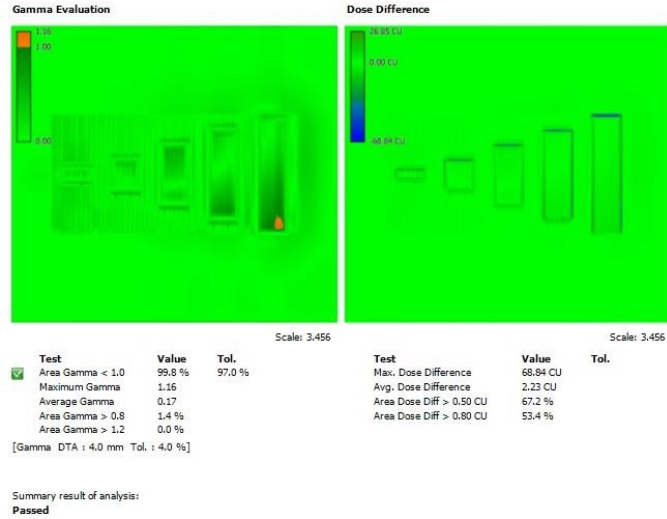


Şekil 45. PDIP Işınlamasına ait TPS Planlaması Görseli



Şekil 46. PDIP Ölçümü Gama Analizi Sonucu

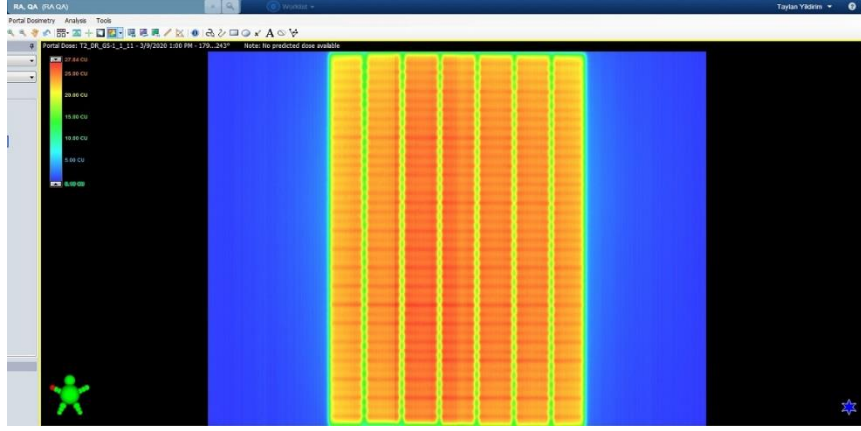
Şekil 45’de; PDIP ışınlamasına ait TPS planlaması görseli, Şekil 46 ve 47’de ise; PDIP ölçümü gama analizi sonucuna ilişkin görseller sunulmaktadır.



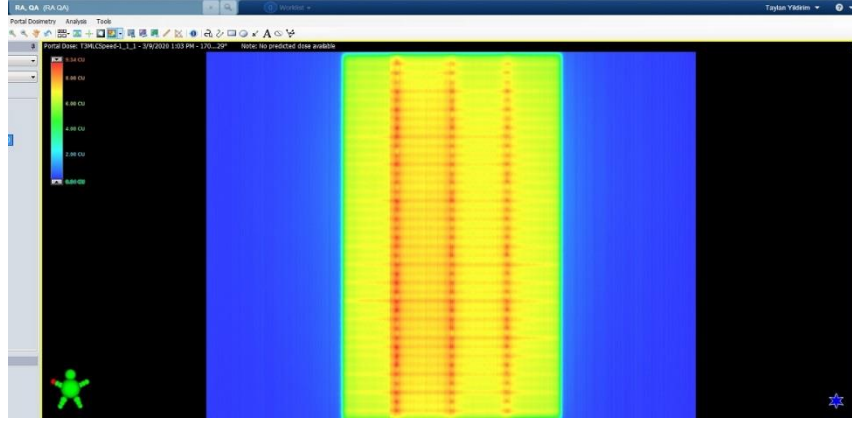
Şekil 47. PDIP Ölçümü Gama Analizi Sonucu

Dinamik çok yapraklı kolimatör hareketleri içeren PDIP ışınlaması sonucu, elde edilen doz dağılımının gama analizi yapıldığında; DTA ve DD toleranslarına göre test sonucunun %99,8 başarı ile geçtiği ve çok yapraklı kolimatörün istenilen yaprak konumları ve hareketlerini başarı ile tekrarlayabildiği görülmüştür.

Picket fence testi ile alınan çok yapraklı kolimatör testi sonuçları ise; gantri hızı – doz hızı ilişkisi ve çok yapraklı kolimatör hızı bilgilerine ait kontroller yapılmasını sağlar. Şekil 48’de doz hızı ile gantri hızı ilişkisinin, Şekil 49’de ise multilif kolimatör hızı testinin görselleri sunulmuştur.



Şekil 48. Doz hızı – Gantri Hızı İlişkisi Testi Görself



Şekil 49. Multif Kolimatör Hızı Testi Görself

Bu testlerin ışınlamaları sonrası alınan verilerin, veri analizi yapabilecek bir sisteme yüklenmesi gerekir. Epica yazılımı bu veri analiz programlarından birisidir. Yüklenen verilerde çok yapraklı kolimatör aralıklarının olması gereken noktalarından sonuçlar alan sistem, bize direkt analiz sonucunu verir.

Accurate control of Dose Rate and Gantry Speed during RapidArc delivery	
ROI number	Deviation from ref value [%]
1	1.01
2	1.85
3	-2.22
4	-0.97
5	0.37
6	0.28
7	-0.32
Average of absolute deviations: 1.00	
Reference average value: 6.7138 ± 0.0893	

Test results are: Acceptable
 Not acceptable
Comment: GS

Şekil 50. Ganry Hızı – Doz Hızı Testinin Epica Yazılımı Analiz Sonucu

Accurate control of Leaf Speed during RapidArc delivery

ROI number	Deviation from ref value [%]
1	-1.05
2	2.86
3	-0.63
4	-1.19
Average of absolute deviations: 1.43	
Reference average value: 0.1421 ± 0.0027	

Test results are: Acceptable
 Not acceptable
Comment: LS

Şekil 51. Multilif Kolimatör Hızı Testi Epica Yazılımı Analiz Sonucu

Şekil 50’de; ganry hızı – doz hızı testinin, Şekil 51’de ise multilif kolimatör hızı testinin Epica Yazılımı ile yapılan analiz sonuçları sunulmuştur.

Epica yazılımı dışında Varian firmasının hazırladığı ve ölçüm sonrası kullanılabilir bir excel hesaplama cetveli vardır. Yönergelere göre alınan verilerin tabloya yüklenmesi ile yapılan hesaplama sonuçları ve başarı sonucu çizelgeden doğrudan görülebilir.

Image Analysis using 10 cm x 0.5 cm ROI

Dose Rate - Gantry Speed Test								
Band number	- 6 cm	-4 cm	-2 cm	0 cm	2 cm	4 cm	6 cm	Threshold
R_{DR-GS}	27,6200	28,3000	29,6100	29,2200	28,7000	28,5500	27,5900	
R_{Open}	187,290	194,310	196,560	196,530	196,260	194,800	188,160	
R_{corr}	14,75	14,56	15,06	14,87	14,62	14,66	14,66	
Diff(x)	0,04	-1,20	2,19	0,86	-0,80	-0,58	-0,53	< ±3%
Average of absolute deviations (Diff _{Abs})							0,89	<1.5%

Şekil 52. Ganry Hızı – Doz Hızı Testinin Excel Tablosu Hesaplama Sonucu

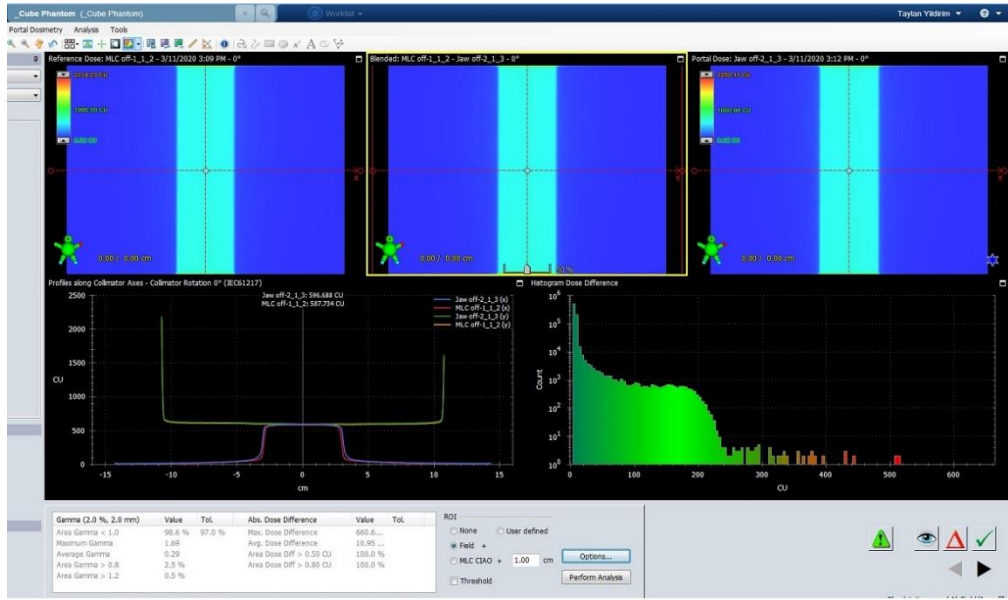
Image Analysis using 10 cm x 0.5 cm ROI

Leaf Speed Test					
Band number	-4.5 cm	-1.5 cm	1.5 cm	4.5 cm	Threshold
R_{LS}	7,7900	8,2700	8,1800	7,9700	
R_{Open}	56,650	58,240	58,180	56,860	
R_{corr}	13,75	14,20	14,06	14,02	
Diff(x)	-1,83	1,38	0,38	0,07	< ±3%
Average of absolute deviations (Diff _{Abs})				0,91	<1.5%

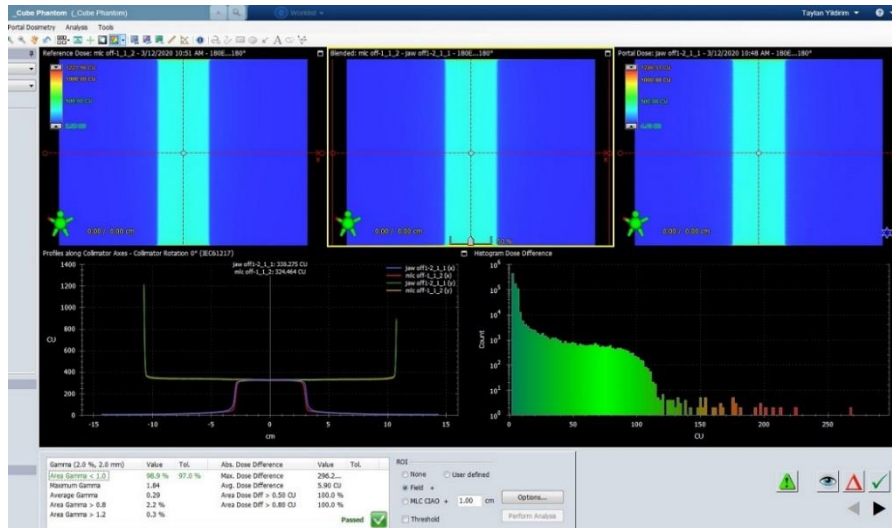
Şekil 53. Multilif Kolimatör Hızı Testi Excel Tablosu Hesaplama Sonucu

Şekil 52 ve 53’den de görüldüğü gibi Gantri hızı-doza hızı ilişkisi ile multilif kolimatörü hızı beklenen sonuçları vermiş ve tolerans içerisinde kalmaktadır.

Bunun dışında, SNCArcCheck cihazının yönergeleri dahilinde hazırlanan ve ArcCheck cihazının ışınlanması için kullanılacak doz planlamalarının portal üzerinde yeniden yaratılması ve portal üzerine ışınlanması da mümkündür. Bu, ArcCheck cihazı ve EPİD sistemine ayrı ayrı ışınlanan aynı planların her iki sistemden de kontrollerinin sağlanabilmesine olanak vermektedir.



Şekil 54. Jaw off – MLC off Static Alan Planlarının EPİD Analizi



Şekil 55. Jaw off – MLC off VMAT Alanı Planlarının EPİD Analizi

Statik ve VMAT planlaması olarak hazırlanmış, ilki çok yapraklı kolimatörlerin kapatılıp jawların 10x10cm açıldığı, ikincisi de jawların kapatılıp

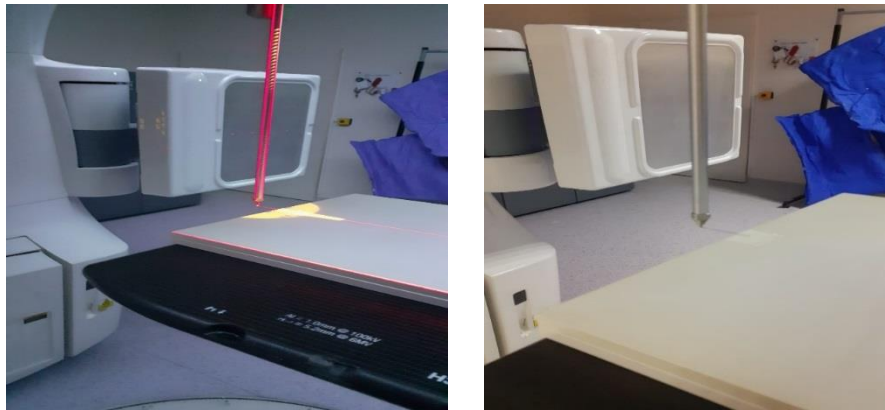
çok yapraklı kolimatörlerin 10x10cm açık bırakıldığı iki planın üstüste yerleştirilerek analiz edilmesi ile elde edilen sonuçlar Şekil 54 ve Şekil 55’de verilmiştir. Yukardaki sonuçlara bakıldığında; testlerin statik planlamada %98,6, VMAT planlarında ise %98,9 ile doz örtüşmesi olduğu görülmektedir. Bu jaw ve çok yapraklı kolimatör ile kapatılan alanların çok iyi uyduğu anlamına gelmektedir.

B. Film Dozimetresi ve Hesaplama ile Alınan Mekanik Ölçüm Sonuçları

Lineer hızlandırıcı cihazlarda izomerkezin konumunun doğrulaması için kullanılan klasik yöntem, gantri kafasına sabitlenmiş mekanik bir işaretçinin (çubuğun) ucu ile tedavi masasının ucundan uzatılmış başka bir işaretçinin (iğne) sabitlenmiş uçları arasındaki mesafeyi kontrol etmektir. Şekil 56’da; ucuca getirilmiş iğne ve SSD çubuğu görülmektedir.

Bu yöntem elle ayarlanarak yapılan, zahmetli ve sonuçları insan gözlemciye bağlı bir yöntemdir. Ayrıca, ne kadar noktasal kabul edilirse edilsin, ölçüm içerisindeki hataya daima, kullanılan araçların (çubuk ve iğne) uçlarının boyutları kadar bir hata eklenecektir. Yani ölçüm idealize edilse dahi, noktasal olmayan uçların doğruluğu ile sınırlı bir ölçüm elde edilir.

Ölçüm esnasında hata payını azaltmak için gantri dönüşü saat yönünde ve tersi yönde iki defa tekrarlanarak kontroller yapılır. Buna rağmen hata milimetre seviyelerindedir. Ayrıca burada bulunan izomerkezin mekanik bakılan izomerkez olduğu yani cihazın fiziksel izomerkezi olduğu unutulmamalıdır.



Şekil 56. Uçuca Getirilmiş İğne ve SSD Çubuğu

Fiziksel izomerkezin aynı zamanda ışın alanlarına ait bir izomerkez olduğu kabul görür. Bunun sebebi paralelleştirilmiş yani düzgünleştirilmiş ışın alanları ile tedavi verilmesidir. İşte bu sebepten fiziksel izomerkez tanımlaması klinik gerçekliğe uygun olarak ışın izomerkez olarak kabul edilebilir. Gantri, kolimatör ya da jaw hareketleri esnasında ışın sapması ile belirlenen anlık x ışını demeti beklenen ışın demeti olmayabilir. Hatta lineer hızlandırıcıların her enerjisi için izomerkez çakışması olmayabileceği ve ışın izomerkezlerinin enerjiler için zamanla değişebileceği dahi söylenebilir. (MUTİAN ZHANG vd, 2015:233-242)

Fiziksel izomerkezin yerinin doğrulanması, gafkromik film ışınlaması yapılarak da gerçekleştirilebilir.

Film ışınlaması ile karartılan filmin izomerkez doğrulaması, fiziksel ve ışın izomerkezleri çakışması arasında bir fikir elde etmek açısından önemlidir. Cihazın hareket eden kolimatör, masa ve gantri gibi kısımlarının dönüş hareketlerinin fiziksel izomerkez etrafında olacağı düşünülürse, ışınlama esnasında karartılan filmin karararak yaratacağı izomerkez ile fiziksel izomerkez arasındaki ilişki kolayca görülebilir.



Şekil 57. Kolimatör ve Masa Dönüşü Film Işınlaması Set-up Görseli



Şekil 58. Gantry Dönüşü Film Işınlaması Set-up Görşeli

Bu ölçümler esnasında gafkromik film katı fantom gibi bir yüzeye sabitlenir. Masa üzerine Şekil 57 ve Şekil 58'deki gibi konularak önce kolimatör, sonra masa daha sonra da gantri dönüşü ile üç ayrı ölçüm alınır. Sonuçlar direkt olarak izomerkez sapmalarını verecektir.

Masaya sabitlenen gafkromik film üzerine 0,6x20cm boyutunda açılan bir alanda çok yapraklı kolimatörler kapatılıp önce kolimatörün belli açılara getirilmesi ile ışınlama yapılır. Daha sonra film değiştirilerek aynı ışınlama herşey sıfır derece açıdayken, masa değeri belli açılara döndürülerek ışınlamalar yapılır.

Elde edilen bu iki filme ek olarak, masaya dik pozisyonda yerleştirilmiş filmin, belli açılara getirilen gantri değerlerinde ışınlaması yapılır ve üçüncü ekseninde de izomerkez tespit edilir.

Şekil 59'da; kolimatör, masa ve gantri dönüşü ışınlamasına ilişkin film sonucunu göstermektedir.



Şekil 59. Kolimatör, Masa ve Gantri Dönüşü Işınlaması Film Sonucu

Gantri dönüş hızına ait doğrulamalar Picket fence testinin gantri hızı - doz hızı ölçümü sonucuna göre yapılabileceği gibi mekanik olarak zaman ölçülerek de yapılabilir. İdeal bir lineer hızlandırıcıda gantrinin tedavi planlamasından gönderilen doz/doz hızı ilişkisinden bağımsız olarak sahip olduğu normal mekanik dönüş hızı; bir turluk gantri dönüşünü 65sn.'de tamamlayabileceği şekildedir. Bir başka deyişle, yukarıdaki bölümde de belirtildiği gibi referans dönüş hızı yaklaşık $(\Delta\theta / \Delta t)_r = 360^\circ/65s$ veya $5,54^\circ/s$ kadardır.

Gantri dönüşüne ait alınan ölçümler ise dijital terazi ile yapılmaktadır. Gantrinin dönmesi esnasında belirli açılarda durulup dijital terazi ile ölçümler alınırsa gantri değerinden ne kadar sapıldığı ve tolerans değerleri içerisinde olup olmadığı görülür.

Ölçüm sonuçları alınarak kontrolleri yapılabilen bir diğer parametre ise çok yapraklı kolimatör hareketi Dynalog verisi sonuçlarıdır. Bu değerlendirme sonuçları yine dinamik multilif kolimatörün yaprak hareketlerini içeren bir plan ışınlaması sonrası çok yapraklı kolimatörlerin beklenen konumlarda olup olmadığına dair bize fikir verir ve çok yapraklı kolimatör yaprak hareketlerine ait hataları gösterir.

Dynamic leaf deviation histogram values:

Bin No.	Error (cm.)	# of Counts	Percent	Percent Sum
1	0.000 - < 0.005	16368	71.32	71.32
2	0.005 - < 0.050	3296	14.36	85.68
3	0.050 - < 0.100	2719	11.85	97.53
4	0.100 - < 0.150	567	2.47	100.00
5	0.150 - < 0.200	0	0.00	100.00
6	0.200 - < 0.250	0	0.00	100.00
7	0.250 - < 0.300	0	0.00	100.00
8	0.300 - < 0.350	0	0.00	100.00
9	0.350 - < 0.400	0	0.00	100.00
10	0.400 - < 0.450	0	0.00	100.00
11	0.450 - < 0.500	0	0.00	100.00
12	0.500 - < 0.550	0	0.00	100.00
13	0.550 - < 0.600	0	0.00	100.00
14	0.600 - < 0.650	0	0.00	100.00
15	0.650 - < 0.700	0	0.00	100.00
16	0.700 - < 0.750	0	0.00	100.00
17	0.750 - < 0.800	0	0.00	100.00
18	0.800 - < 0.850	0	0.00	100.00
19	0.850 - < 0.900	0	0.00	100.00
20	0.900 - < 0.950	0	0.00	100.00
21	0.950 - < 1.000	0	0.00	100.00
22	1 and above	0	0.00	100.00

Şekil 60. PDIP Planı Işınlamasına Ait Multilif Kolimatör Hata Aralıkları

Dynamic leaf deviation RMS values:

Leaf No.	Crg A.	Crg. B
Average	0.026	0.028
Maximum	0.053	0.057
9	0.052	0.056
10	0.052	0.056
11	0.053	0.057
12	0.053	0.057
17	0.040	0.043
18	0.040	0.042
19	0.040	0.043
20	0.040	0.042
21	0.040	0.043
22	0.040	0.042
27	0.027	0.028
28	0.026	0.028
29	0.027	0.029
30	0.026	0.028
31	0.027	0.028
32	0.027	0.028
37	0.013	0.015
38	0.013	0.014
39	0.013	0.014
40	0.013	0.014
41	0.013	0.014
42	0.013	0.014
47	0.005	0.005
48	0.005	0.005
49	0.005	0.005
50	0.005	0.005
51	0.004	0.004

Şekil 61. PDIP Planı Işınlamasına Ait Multilif Kolimatör Hatası Standart Sapma Değerleri

Dynamic leaf deviation histogram values:

Bin No.	Error (cm.)	# of Counts	Percent	Percent Sum
1	0.000 - < 0.005	51004	40.48	40.48
2	0.005 - < 0.050	32803	26.04	66.52
3	0.050 - < 0.100	27579	21.89	88.41
4	0.100 - < 0.150	14532	11.53	99.94
5	0.150 - < 0.200	72	0.06	100.00
6	0.200 - < 0.250	0	0.00	100.00
7	0.250 - < 0.300	0	0.00	100.00
8	0.300 - < 0.350	0	0.00	100.00
9	0.350 - < 0.400	0	0.00	100.00
10	0.400 - < 0.450	0	0.00	100.00
11	0.450 - < 0.500	0	0.00	100.00
12	0.500 - < 0.550	0	0.00	100.00
13	0.550 - < 0.600	0	0.00	100.00
14	0.600 - < 0.650	0	0.00	100.00
15	0.650 - < 0.700	0	0.00	100.00
16	0.700 - < 0.750	0	0.00	100.00
17	0.750 - < 0.800	0	0.00	100.00
18	0.800 - < 0.850	0	0.00	100.00
19	0.850 - < 0.900	0	0.00	100.00
20	0.900 - < 0.950	0	0.00	100.00
21	0.950 - < 1.000	0	0.00	100.00
22	1 and above	0	0.00	100.00

Şekil 62. ArcCheck Cihazı İçin Hazırlanan Plan Işınlamasına Ait Multilif Kolimatör Hata Aralıkları

Dynamic leaf deviation RMS values:

Leaf No.	Crg. A.	Crg. B
Average	0.053	0.056
Maximum	0.077	0.085
9	0.021	0.026
10	0.028	0.037
11	0.029	0.037
12	0.033	0.041
13	0.036	0.042
14	0.046	0.044
15	0.049	0.049
16	0.054	0.045
17	0.051	0.041
18	0.054	0.048
19	0.056	0.051
20	0.061	0.057
21	0.064	0.059
22	0.064	0.065
23	0.070	0.076
24	0.063	0.064
25	0.061	0.070
26	0.068	0.076
27	0.067	0.080
28	0.067	0.075
29	0.067	0.079
30	0.057	0.082
31	0.054	0.085
32	0.057	0.083
33	0.062	0.084
34	0.068	0.083
35	0.077	0.083
36	0.070	0.081
37	0.073	0.080
38	0.066	0.078
39	0.064	0.062
40	0.061	0.051
41	0.056	0.057
42	0.051	0.044
43	0.048	0.044
44	0.050	0.040
45	0.043	0.037
46	0.034	0.032
47	0.036	0.033
48	0.039	0.032
49	0.036	0.028
50	0.029	0.027
51	0.019	0.020

Şekil 63. ArcCheck Cihazı İçin Hazırlanan Plan Işınlamasına Ait Multilif Kolimatör Hatası Standart Sapma Değerleri

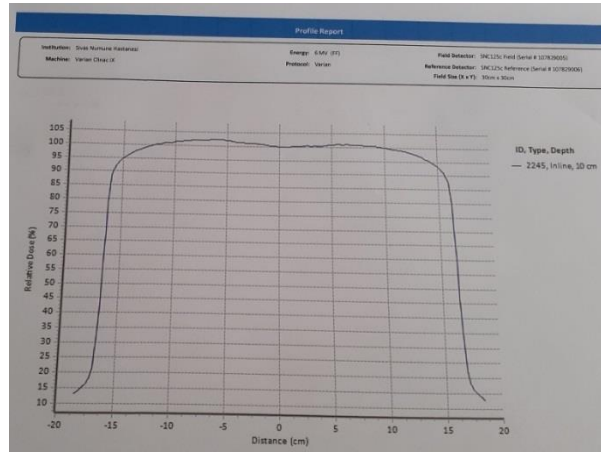
Dynalog datalarının sistemden alınması sonrası, multilif kolimatörü yapraklarının plan ışınlaması sonrası planlama ve gerçek konumları arasındaki

fark ve bu farklara ait hataların standart sapmaları Şekil 60-63’de görüldüğü gibi direkt okunabilir.

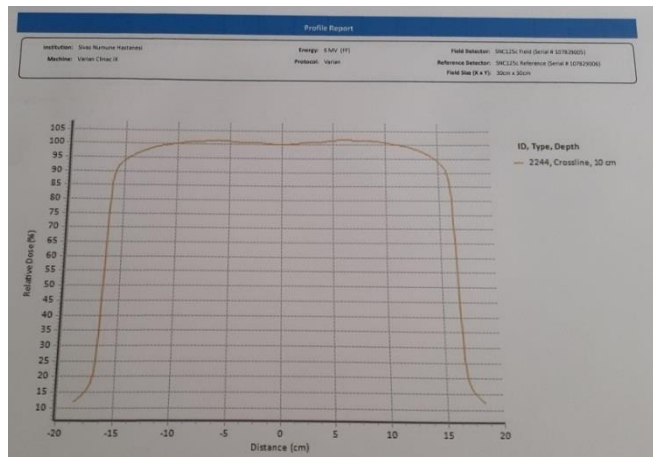
C. SNC Su Fantomu Ölçüm Sonuçları

Su fantomu, cihaz tarafından ışınlanan doz ışın demetinin kalitesini ve homojenliğini tespit etmek için kullanılır. Homojenlik simetri ve düzgünlük testi sonuçları ile kontrol edilir. Standart değer kabul edilen 10x10 cm kare alanda alınan doz değerlerine kontrol amaçlı olarak büyük alanlarda da, örneğin Şekil 64 ve Şekil 65’de olduğu gibi 30x30 cm de bakılabilir.

Elde edilen veriler analiz edilerek simetri ve düzgünlük değerleri direkt okunur. Tüm sonuçlar uluslararası kalite kontrol kabul toleransı değeri içerisinde olmalıdır. Bu değer simetri değeri için %2’dir.



Şekil 64. 30x30cm Alan Genişliği İçin İnele Yönünde Simetri ve Düzgünlük Grafiği



Şekil 65. 30x30cm Alan Genişliği İçin Crossline Yönünde Simetri ve Düzgünlük Grafiği

Çizelge 1. 10x10 cm ve 30x30 cm Alanlara Ait İline ve Crossline Simetri Değerleri Çizelgesi

	İline Simetri	Crossline Simetri
10x10cm alan	% 1,2	% 0,2
30x30cm alan	% 1,5	% 0,65

Çizelge 2. 10x10cm ve 30x30 cm Alanlara Ait İline ve Crossline Düzgünlük Değerleri Çizelgesi

	İline Düzgünlük	Crossline Düzgünlük
10x10cm alan	% 2,3	% 2,6
30x30cm alan	% 2,58	% 2,18

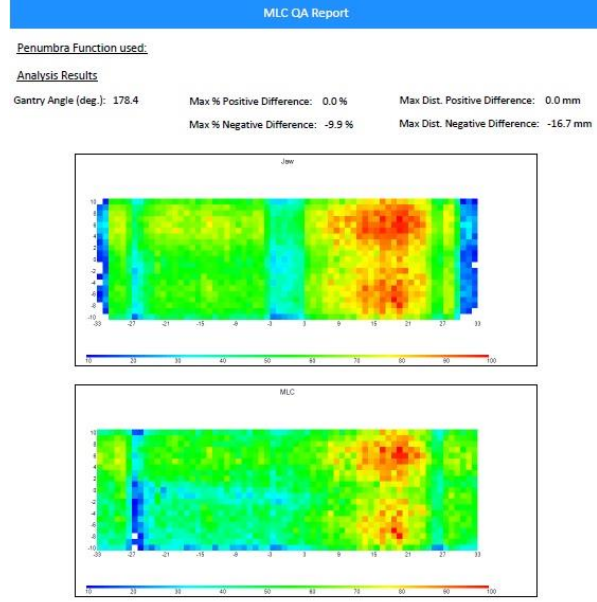
Çizelge 1 ve 2’de 30x30 cm’lik alanlar için inline ve crossline simetri ve düzgünlük değerleri sunulmuştur.

D. SNC ArcCheck Cihazı Ölçüm Sonuçları

SNC ArcCheck cihazı, çeşitli yönergeler yardımı ile TPS üzerinden ışınlanacak planlar yaratılmasını ve daha sonra da yaratılan bu planlar sayesinde datalar alınmasını sağlar. Alınan datalar yardımı ile makine kalite kontrolleri özelliği sayesinde (machine qa tool) bir takım kalite kontrolü sonuçları verir.

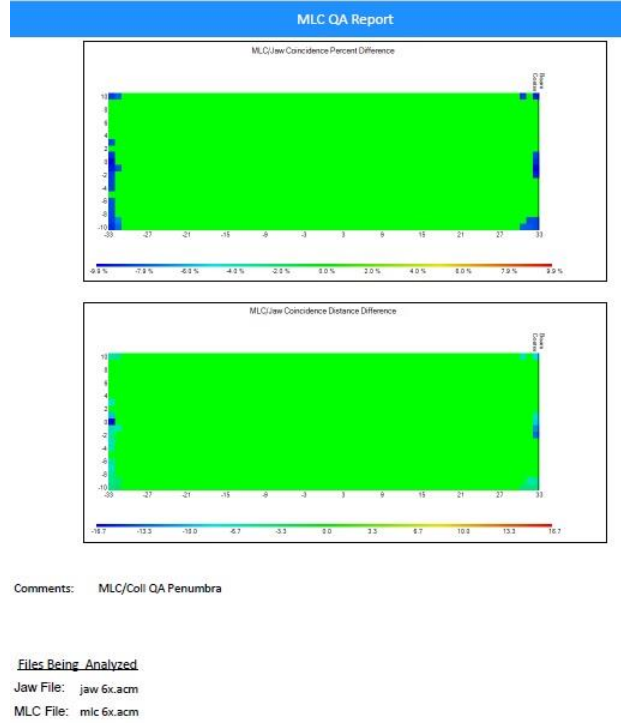
1. Multilif Kolimatörü Kalite Kontrol Sonuçları

SNC ArcCheck cihazının aldığı data sonuçları, bize belli aralıklarla alınan datalarda gantrinin olması gereken ve gerçekte olan konumları arasındaki sapma değerlerini verir. SNC ArcCheck cihazı ile yapılan çok yapraklı kolimatör kalite kontrolüne ilişkin bazı sonuçlar aşağıda sunulmaktadır.



Şekil 66. Multilif Kolimatörü Jaw ve MLC Uyumu Kontrolü Raporu

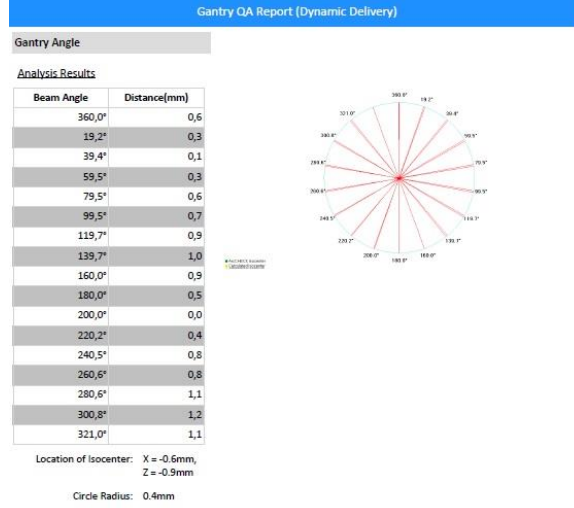
Şekil 66 ve 67'de ArcCheck cihazı ile multilif kolimatörü jaw ve MLC uyumuna ilişkin olarak yapılan kontrol raporları görülmektedir.



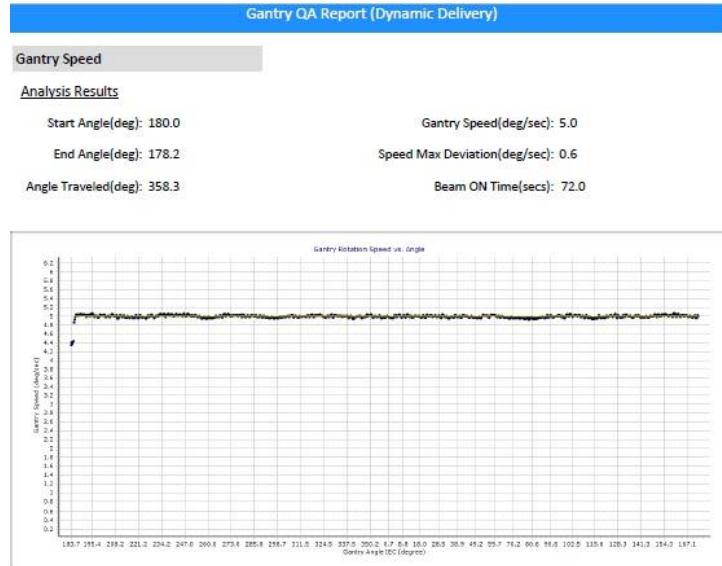
Şekil 67. Multilif Kolimatörü Jaw ve MLC Uyumu Kontrolü Raporu

2. Gantri Kalite Kontrolü Sonuçları

ArcCheck cihazının ışınlama boyunca süre tutması ile gantrinin tam turunu dönme hızı hesaplanır. SNCArcCheck cihazı ile yapılan gantri kalite kontrol ölçümlerine ilişkin sonuçlar aşağıda sunulmaktadır. Şekil 68’de gantri dönüşü açısal hatalarına ilişkin rapor görülmektedir.



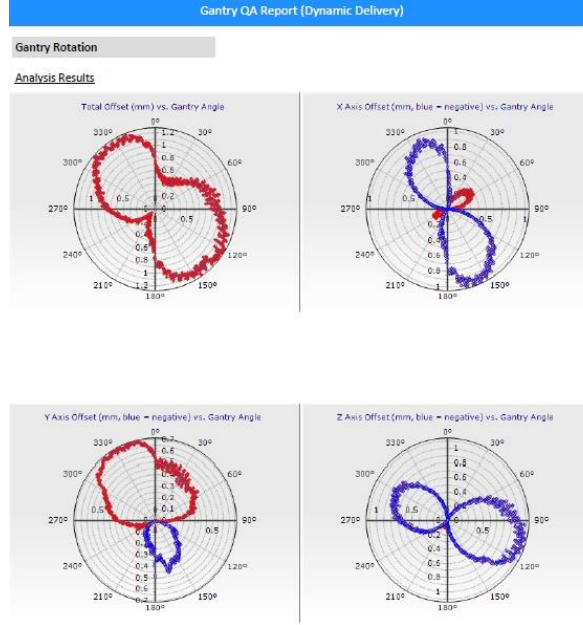
Şekil 68. Gantri Dönüşü Açısal Hataları Raporu



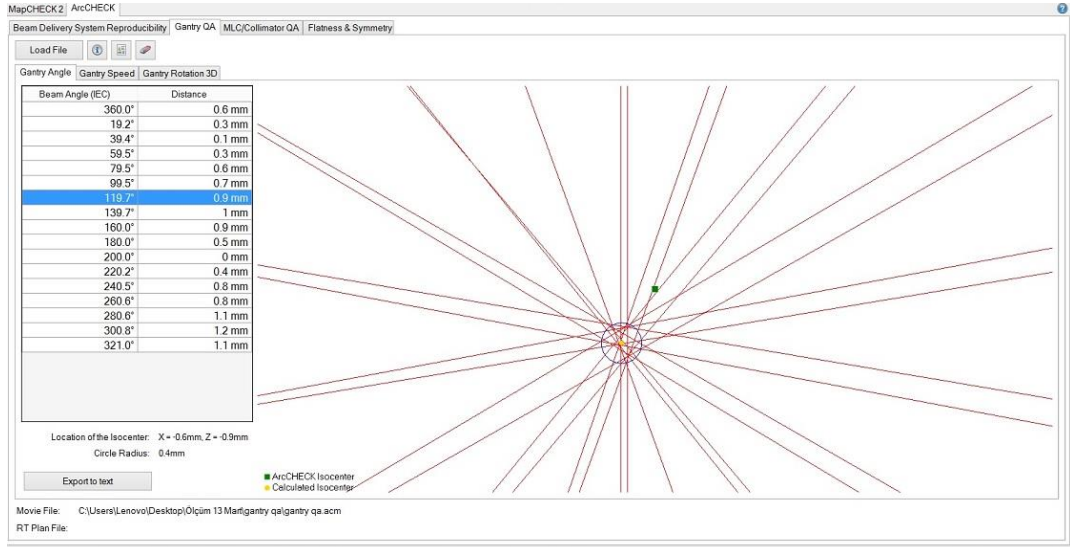
Şekil 69. Gantri Hızı Görseli ve Raporu

ArcCheck cihazı gantri dönmesi boyunca aldığı verilerden yola çıkarak gantri dönüş eksenini boyunca merkeze olan rotasyonel sapma ve sarkma

mesafelerini gösterir. Şekil 69’da gantri hızı raporu, Şekil 70’de ise gantri dönüşü rotasyon merkezi sapma raporu sunulmaktadır.



Şekil 70. Gantri Dönüşü Rotasyon Merkezi Sapma Görseli Raporu



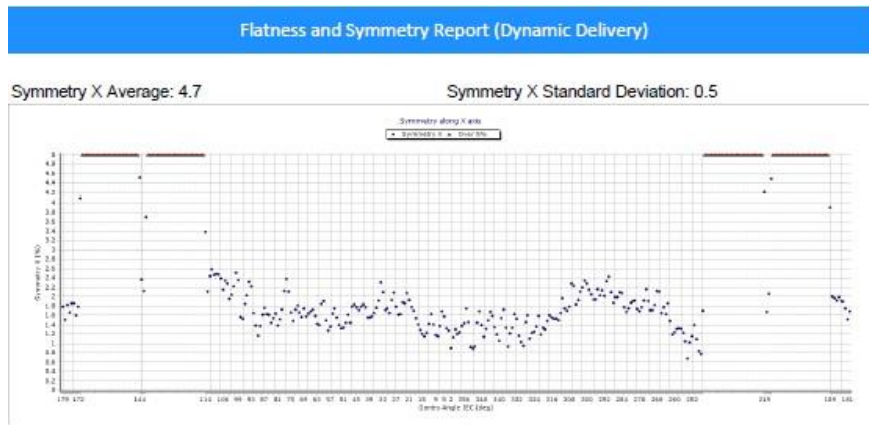
Şekil 71. ArcCheck Cihazının Işın Demetleri Yardımı İle Bulduğu Işın İzomerkezi Görseli

ArcCheck cihazı kendisine ait fiziksel merkezi etrafına ışınlama yapan gantriden gelen ışın demetlerinin kesişimlerini kullanarak bir ışın izomerkezi hesaplar. Gerçek ve ışın izomerkezi arasındaki farkı gösterir. Şekil 71 ArcCheck cihazının ışın demetleri yardımı ile bulduğu ışın izomerkezini göstermektedir.

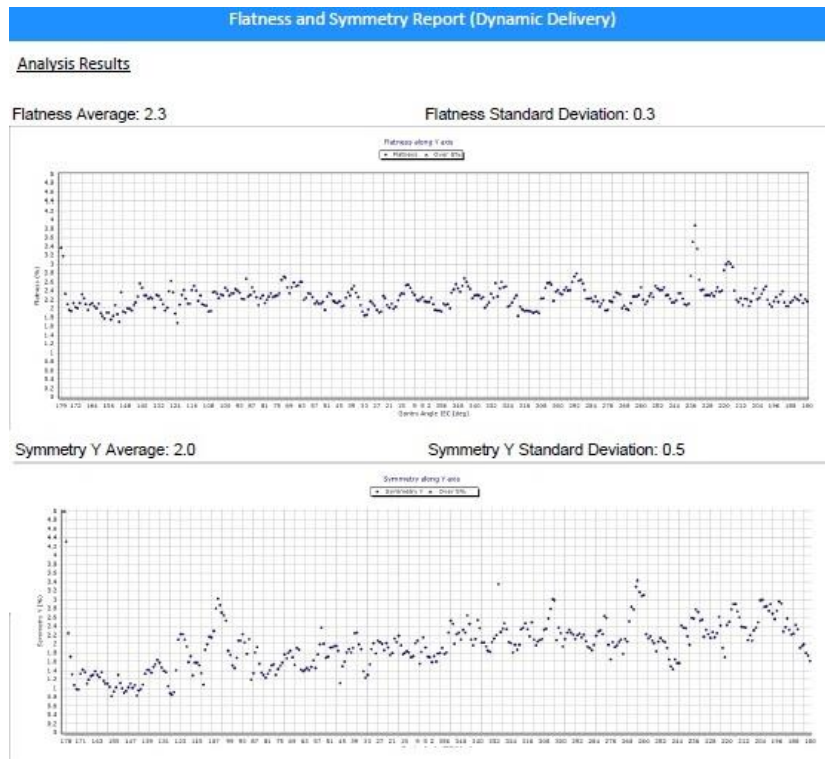
3. Doz Kalite Kontrol Sonuçları

ArcCheck cihazı tüm açılarda giriş - çıkış dozu düzeltmesi ve yüzey düzeltmesi yapabildiği için, statik ve dinamik (VMAT) ışınlamaların tamamında simetri ve düzgünlük testi sonucu alabilir.

Şekil 72 ve 73'de; sırasıyla ArcCheck cihazı VMAT ışınlamasına ait crossline yönündeki simetri sonucu ile inline yönündeki simetri ve düzgünlük değeri sonuçları görülmektedir.

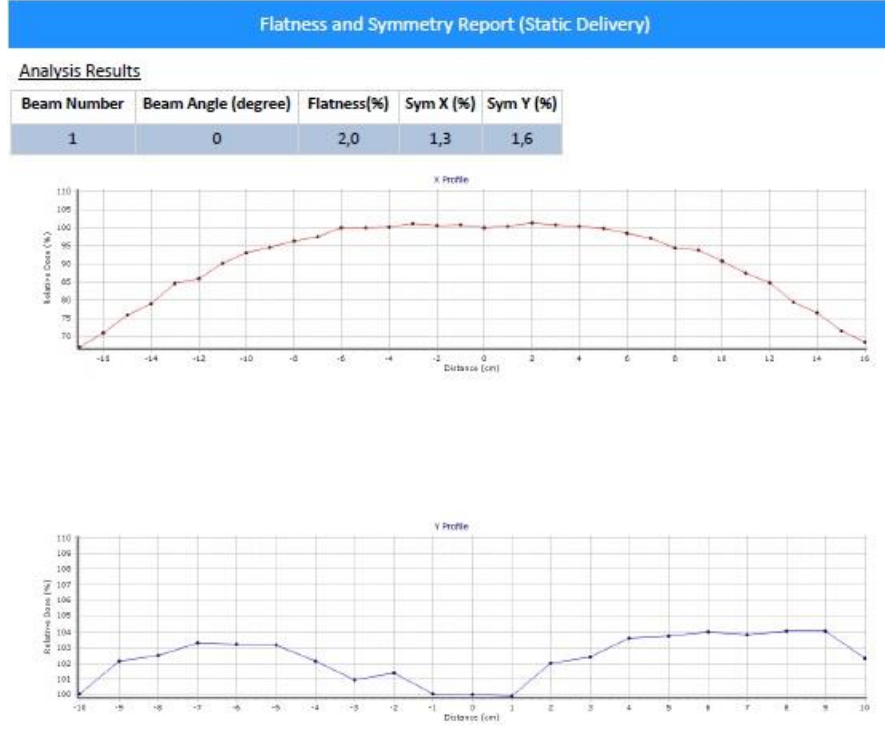


Şekil 72. VMAT Işınlamasına Ait Crossline Simetri Sonucu

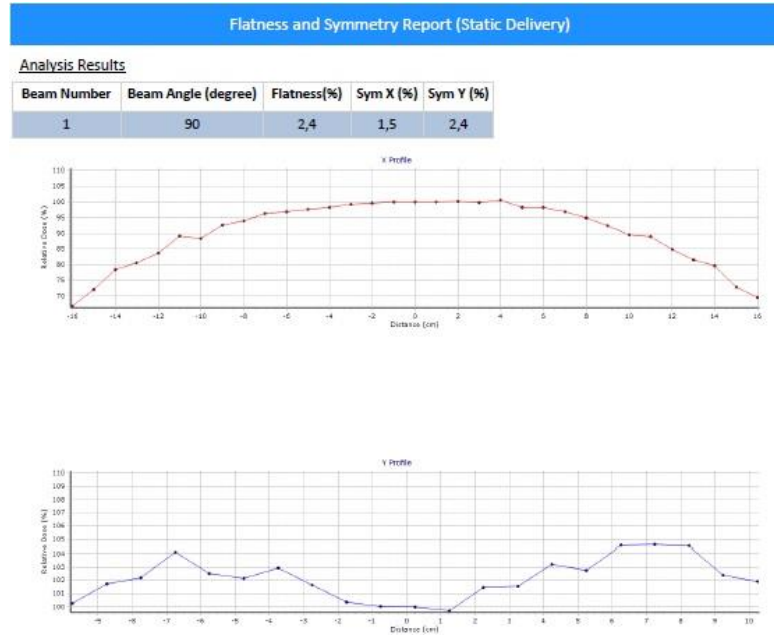


Şekil 73. VMAT Işınlamasına Ait İinline Simetri ve Düzgünlük Değeri Sonucu

Şekil 74-77’de; ArcCheck cihazı ile statik açılardaki (0, 90, 270, 180 derecelere ait) simetri ve düzgünlük ölçümlerine ilişkin sonuçlar görülmektedir.



Şekil 74. Gantri 0 Derecedeki Simetri ve Düzgünlük Değerleri Sonuçları

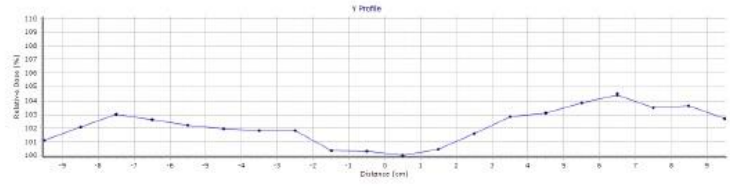
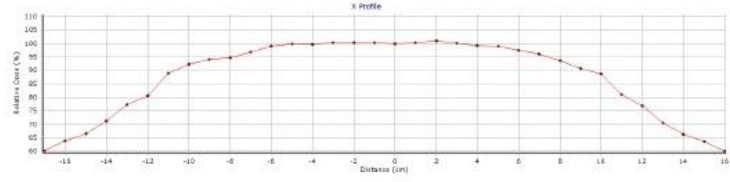


Şekil 75. Gantri 90 Derecedeki Simetri ve Düzgünlük Değerleri Sonuçları

Flatness and Symmetry Report (Static Delivery)

Analysis Results

Beam Number	Beam Angle (degree)	Flatness(%)	Sym X (%)	Sym Y (%)
1	180	2,2	1,9	1,7

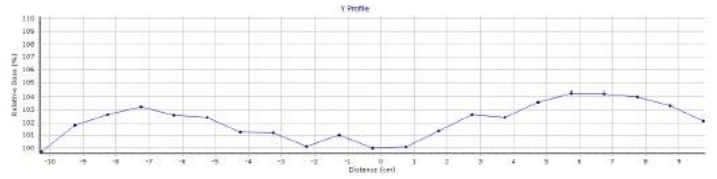
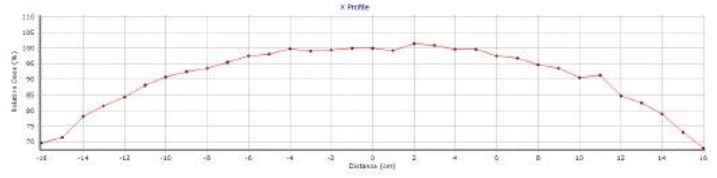


Şekil 76. Gantri 180 Derecedeki Simetri ve Düzgünlük Değerleri Sonuçları

Flatness and Symmetry Report (Static Delivery)

Analysis Results

Beam Number	Beam Angle (degree)	Flatness(%)	Sym X (%)	Sym Y (%)
1	270	2,2	1,7	1,7



Şekil 77. Gantri 270 Derecedeki Simetri ve Düzgünlük Değerleri Sonuçları

V.TARTIŞMA

Geleneksel üç boyutlu radyoterapi tedavilerinde, kritik organların istenilen seviyelerde korunamaması ve bu nedenle hedeflenen dozlara çıkılamaması bilim insanlarını tedavi planlamalarında yeni yaklaşımlara yöneltmiştir. Kısa süre sonra önce IMRT daha sonra da VMAT ışınlama teknikleri uygulanmaya başlamıştır. Bu sayede tümöre verilen marjlar azalırken, kritik organ korumasının artmasıyla tümöre verilmek istenen hedef dozun da arttırılabilmesi sağlanmıştır.

İşte bu noktada cihaz ve doz için yüksek doğrulukta kalite kontroller yapılması ve bu nitelikte kalite kontrol testlerinin yapılabilmesini sağlayacak ekipman ihtiyacı doğmuştur. Bu bağlamda, iki boyutlu MapCheck, MatriXX, EPID, Jel dozimetrisi, film dozimetrisi ve üç boyutlu Delta 4, MatriXX, PTW seven29 gibi kalite kontrol ekipmanları birbirinin peşi sıra geliştirilerek kullanıma alınmıştır.

Yapılacak kalite kontrol testleri mekanik ve dozimetrik testler olarak katagorize edilebilir. Mekanik olarak kontrol edilmesi gereken gantri açıları, çok yapraklı kolimatörü hareketleri ve açıklıkları, jaw hareketleri ve açıklıkları, izomerkez kontrolü gibi parametrelerin beraberinde dozimetrik olarak kontrol edilmesi gereken enerji verimi ve kalitesi kontrolü, doz eğrilerine ait simetri ve düzgünlük kontrolleri lineer hızlandırıcılarla yapılan tedaviler açısından çok önemlidir ve sistematik şekilde yapılmalıdır.

Yapılması çok zaman alan ve maliyetli olan bu testlerin alınmasını kolaylaştıracak herhangi bir ekipman özellikle iş yükünün fazla olduğu kliniklerde zaman kazanma ve maliyet düşürme açısından önem taşır. Bu ekipmanlardan birisi de SNC ArcCheck cihazıdır. SNC ArcCheck cihazı IMRT ve VMAT tekniği ile planlaması yapılmış hasta tedavilerinin plan dozu doğrulamasında kullanılabildiği gibi bazı kalite kontrol testlerinin de kolaylıkla yapılabilmesini sağlar.

Bu nedenle bu çalışmada SNC ArcCheck cihazının lineer hızlandırıcı cihaza ait aldığı kalite kontrol ölçüm sonuçlarını kıyaslayabilmek için, mekanik ve dozimetrik kontrollerde kullanılan EPID, gafkromik film ve su fantomu ile ölçümler alınmış ve sonuçları ArcCheck cihazı ile alınan ölçüm sonuçları ile karşılaştırılmıştır.

Karşılaştırma, ArcCheck cihazının aldığı gantri açısı, dönüşü ve izomerkez kıyası için; hesaplanan dönüş hızı ve film ışınlaması sonuçları arasında, simetri ve düzgünlük için su fantomu ölçümleri sonuçlarıyla ve çok yapraklı kolimatörü ölçümlerini kıyaslamak için ise, Picket fence testleri, PDIP ışınlaması gama analizi sonuçları, jaw ve çok yapraklı kolimatörü alan örtüşmesi gama analizi sonuçları arasında yapılmıştır.

Yapılan karşılaştırma ile klasik test yöntemler kullanılarak alınan ölçüm sonuçları ile ArcCheck cihazı kullanılarak alınan ölçüm sonuçları arasında anlamlı bir fark olup olmadığına bakılmıştır. Ayrıca alınan tüm test sonuçlarının, AAPM TG 142 raporuna uygunluğuna da bakılmıştır.

Bu çalışmada yukarıdaki bölümde sunulan bir dizi test yapılmış ve bir çok veri alınmıştır. Alınan veriler ışığında yukarıda sunulan sonuçlar karşılaştırıldığında aşağıdaki sonuçlara ulaşılmaktadır.

İzomerkin yerinin tespit ve kontrolü için, gafkromik film üzerine 6 farklı kolimatör, gantri ve masa açısında ışınlama yapılmıştır. Yapılan ışınlamaların kararttığı film üzerinde tespit edilen izomerkez yeri farkının 1mm altında olduğu saptanmıştır. ArcCheck cihazı ile alınan ölçüm sonucunda ise aynı izomerkez yeri farkının yine; x ekseninde 0,6mm, z ekseninde 0,9 mm ve çember yarıçapı 0,4 mm olduğu görülmüştür. ArcCheck sonuçları klasik test sonucu ile benzer şekilde 1mm altında bir sonuç vermiştir.

Gantri hızının tespiti ve kontrolü için, gantrinin dönüş süresi için zaman tutularak 65sn'de tam tur dönüşünü tamamladığı görülmüştür. Bu ölçüm sonucuna göre hesap yapıldığında gantrinin $360/65=5,54^\circ/\text{sn}$ hız ile dönüş tespit edilmiştir. ArcCheck cihazı ile alınan ölçüm sonucu bize gantrinin $5^\circ/\text{sn}$ 'de döndüğünü, hesaplama sapmasının da $0,6^\circ/\text{sn}$ olduğunu vermiştir.

Bu durumda Gantri hızlarının da hesaplama sonucu ile benzer çıktığı söylenebilir. Gantri hızı için Picket fence testlerine ait, gantri hızı – doz hızı testi

ışınlama sonucu analiz hesaplamalarına bakılırsa 0,89 ile (tolerans 1,5) başarı sağladığı ve gantri hızı ile doz hızının istenilen aralıkta olduğu görülür.

Gantri dönüş açılarının tespit ve kontrolü için, gantri belli açı değerlerinde (özellikle kardinal açılarda) durdurularak dijital terazi ile açı sapmalarına bakılmıştır. 8 farklı noktada bakılan açı sapmalarından tamamında sapmanın en fazla 1° olduğu gözlenmiştir. ArcCheck cihazının aldığı ölçüm sonuçlarında ise 0° ile 0,4° arasında olduğu tespit edilmiştir. Bu veriler ışığında karşılaştırılan test sonuçlarının yine örtüştüğü söylenebilir.

Gantri dönüş hatalarının tespit edilmesi için klasik yöntemler içerisinde kullanılan bir test yoktur. Ancak ArcCheck cihazı gantri dönüşü hatalarını görsel olarak 4 farklı sonuçla vermektedir.

Alınan değerlendirme sonuçları içerisinde en kapsamlı olanı çok yapraklı kolimatör hareketlerine ait olanlardır. PDIP planlaması sırasındaki çok yapraklı kolimatör yaprakları hareketlerinin EPID ve Dynalog veri analizleri gama analizi olarak %99,8 başarı sağlarken, Dynalog verisi hata dağılımına göre de yine %85,68'lik kısmı 0,05cm ve altı konum hatası olarak tespit edilmiş ve konum hatalarının çok küçük olduğu görülmüştür. ArcCheck cihazının yönergeleri ile hazırlanıp ışınlanan jaw off – mlc off karşılaştırma ışınlaması ise EPID sistemindeki gama analizi sonuçları %98,9 başarı ile geçmiştir. Aynı ışınlamanın Dynalog verileri hatanın %88,41'lik kısmının 0,1cm altında olduğu yani konum hatalarının düşük olduğu görülür. ArcCheck cihazının jaw off – mlc off planı ışınlaması analizine göre pozitif yönde herhangi bir konum hatası tespit edilememiş, negatif yöndeki hatanın max 1,67cm olduğu tespit edilmiştir. ArcCheck cihazının bulunduğu bu sonuç, klasik test sonuçları ile çok çelişmese de diğer test sonuçlarına göre çok yapraklı kolimatör yaprakları ve jaw'ların örtüşmesinde biraz daha fazla hata tespit etmiştir.

Bunların haricinde direkt çok yapraklı kolimatörü yapraklarının hareketine ait konum doğrulaması ölçüm sonucu hesaplamalarına bakılırsa, lif hızı testinin 0,91 ile (tolerans 1,5) başarılı olduğu görülmüştür. Sonuç olarak, çok yapraklı kolimatörü yapraklarının düşük hata paylarında hareket ettiği tüm ölçüm sonuçlarında benzer şekilde tespit edilmiştir.

İzodoz eğrileri ile doz incelemesi ve kontrolleri için, su fantomundan ve ArcCheck cihazından ayrı ayrı simetri ve düzgünlük sonuçları alınmıştır. Su fantomundan gantri 0° , kolimatör 0° değerlerinde alınan simetri $x = 1,2$, simetri $y = 0,2$ ve düzgünlük $x = 2,3$ değeri ile ArcCheck cihazının aynı noktadan aldığı simetri $x = 1,3$, simetri $y = 1,6$ ve düzgünlük = 2 değerinin tam olarak örtüşmesi de yakın olduğu ve tolerans değerleri içerisinde kaldığı tespit edilmiştir.

Bunun haricinde ArcCheck cihazı, su fantomunun aksine istenen her noktada simetri ve düzgünlük ölçümü alabilmekte ve ek ölçümlere izin vermektedir. Cihaz yardımıyla bir çok noktada statik ve tam tur arc ışınlaması ile dinamik simetri ve düzgünlük ölçümü alınabilmektedir.

VI.SONUÇ

Gafkromik filmin her bir açı değerinde ışınlama sonrası demet kararmasının en fazla olduğu doğrultuda elle çizgi çizilmesi ve görsel yanılma nedeni ile eşmerkez belirlemede ve demet açı sapması tespitinde kişiye bağlı bazı belirsizlikler olabileceği düşünülmektedir.

VMAT ışınlamasına ait ölçümlerin zorluk ve belirsizliklerinden kaynaklı bu ışınlamalarda gafkromik filmi önerilmemektedirler.

Rowshanfarzad ve arkadaşları, gantri hızını, ölçüm için kullandıkları Delta ve Matrixx dozimetrik ekipmanları ile tespit etmişler ve gantri açı farkını statik ışınlama yaparken $0,3^\circ$, VMAT ışınlaması yaparken ise $0,6^\circ$ olarak bulmuşlardır. (PEJMAN ROWSHANFARZAD vd, 2012:3981)

Bu tez çalışmasında elde edilen statik ve dinamik ölçüm sonuçlarının Rowshanfarzad ve arkadaşlarının çalışmalarında bildirdiği sonuçlar ile uyumlu olduğu söylenebilir. Aynı zamanda klasik yöntemlerle aldığımız sonuçların, ArcCheck cihazı ile elde edilen sonuçlarla uyumlu olduğu da söylenebilir.

Mlc off – Jaw off ışınlaması ile alınan veri sonuçlarına bakarak mlc ve jaw hizalamalarının birbirine göre biraz önde ya da arkada kaldığı anlaşılabilmektedir. EPID, ArcCheck ve Dynalog verileri bunu göstermektedir ancak bunlar sayısal veri olarak tam ifade edilememektedir. Alan boyutunun küçülmesi ölçüm hassasiyetini daha da azaltmış ve analizi zorlaştırmıştır. Sonuç olarak klasik ve ArcCheck sonuçlarının tolerans değerleri içerisinde kaldığı ve çok yapraklı kolimatör hataları açısından herhangi bir toleance dışı hata tespit edilmediği söylenebilir.

Taranan literatürlerde Vaibhab R Mhatre ve Parimal T Patwe' nin ArcCheck cihazı ile yaptıkları çalışmada çok yapraklı kolimatör ve jaw örtüşmesi testi sonuçlarının ortalama pozitif en fazla fark %1,9, ortalama negatif en fazla fark %-0,25, ortalama en fazla pozitif mesafe farkı 0,4 mm, ortalama en fazla negatif

mesafe farkı -0,3 mm olarak ölçmüşlerdir. (VAİBHAV R MHATRE, PANIMAL T PATWE, 2017:5111)

Bu değerler bizim klasik ve ArcCheck ölçüm sonuçlarımız ile örtüşmemektedir. ArcCheck cihazında bulunan pozitif en fazla fark %0, ortalama negatif en fazla fark % 9,9, ortalama en fazla pozitif mesafe farkı 0 mm, ortalama en fazla negatif mesafe farkı -16,7mm'dir.

Hatanın bu kadar fazla çıkmasının sebebi ölçüm aldığımız Trilogy Clinac IX cihazının, jaw takip sisteminin olmamasıdır. Çünkü jaw takip sistemi; jaw'ların, kapanıp açılan çok yapraklı kolimatör yapraklarına mevcut en yakın konumda yaklaşarak takip etmesini ve bu sayede alan kenarlarında çok yapraklı kolimatör yaprak sızıntısı ve geçirgenliğini minimuma düşürülmesini sağlar. Jaw takip sistemi olmayan cihazlarda özellikle VMAT ışınlamalarında jaw ve çok yapraklıkolimatör örtüşmesi kusursuzca sağlanamamaktadır.

Gantri dönüşü hataları klasik testler ile bakılan rutin bir kontrol olmadığından ArcCheck cihazının aldığı bu verilerin karşılaştırılması yapılamamıştır. Gantri hızı ve açısı hesaplama değerlerinin ise ArcCheck cihazından alınan ölçüm sonuçları ile çok yakın olduğu ve tüm sonuçların tolerans değerleri içerisinde kaldığı görülmüştür.

6MV statik cihaz ışınlaması ile alınan su fantomu ölçümü değerlerinden elde edilen simetri $y=1,2$ ve düzgünlük $x=2,3$ değerlerinin, ArcCheck cihazında alınan simetri $y=1,3$ ve düzgünlük $x=2$ değerleri ile yakın olduğu; ancak su fantomundan alınan simetri $x=0,2$ değeri ile ArcCheck fantomundan alınan simetri $x=1,6$ değerlerinin yakın olmadığı görülmüştür. Bunun yanı sıra alınan tüm ölçüm sonuçlarının tolerans değeri olan %3 içerisinde kaldığı söylenebilir. ArcCheck cihazında statik olarak ışınlama ve ölçüm alma özelliği sayesinde alımına izin verdiği $90^\circ, 180^\circ$ ve 270° 'lik kardinal açılara ait simetri e düzgünlük sonuçları da yine tolerans değerleri içerisinde dir.

ArcCheck cihazı kullanılarak alınan bir diğer ek ölçüm ise; VMAT ışınlamasına ait simetri ve düzgünlük testidir. ArcCheck cihazı ile alınan simetri ve düzgünlük sonuçlarının ise simetri $y=4,7$, simetri $x=2$ ve düzgünlük $y=2.3$ olduğu görülmüştür.

Kardinal açılar dışında alınan bu ölçümdeki hatanın bu kadar yüksek çıkmasının sebebi olarak ArcCheck cihazının taşıyıcı aparatıyla tedavi masası üzerine sabitlenmesi ve gantri dönüşü sırasında ışın demetinin masanın yan kenarlarına ve taşıyıcı aparatın kollarına denk gelmesinden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Ara değerlerde alınan (örneğin 130° , 230° gibi) simetri ve düzgünlük ölçüm sonuçları bu düşünceyi desteklemektedir.

Sonuç olarak Vaibhav R Mhatre ve Parimal T Patwe'nin 2017 yılında yaptığı çalışmada da benzer ölçümler ve sonuçlar alınmış ve VMAT tedavisi yapabilen sistemler için mekanik ve dozimetrik kontrollerin, ArcCheck cihazı kullanılarak yapılabileceği öngörülmüştür. Bizim yapmış olduğumuz çalışma da benzer şekilde bu öngörüü desteklemekte ve klasik yöntemlerle alınan test sonuçları ile ArcCheck cihazı sonuçlarının birbirine yakın ve güvenilir olduğu sonucuna varılmıştır. Kullanım ve kurulum kolaylığı açısından, zaman ve maliyet düşünüldüğü zaman kontrol amaçlı olarak ArcCheck cihazın klinik uygulamalarda pratiklik ve düşük maliyetli çözümler getireceği söylenebilir.

Hızla gelişen teknolojilerde statik yerine dinamik alan ve VMAT ağırlıklı tedavilerin fazlaşması göz önünde tutulursa, klasik yöntemlerle alınan kardinal açı ölçümlerinin belli bir süre sonra yetersiz kalacağı düşünülebilir. ArcCheck cihazının kardinal açılar dışında aldığı ölçüm sonuçları biraz daha düzeltilebilirse, bu alandaki boşluğu doldurabilecek bir cihaz olduğu da söylenebilir.

VII. KAYNAKÇA

MAKALELER

- C.X.YU, (1995) Intensity-modulated arc therapy with dynamic multileaf collimation: an alternative to tomotherapy **Phys Med Biol.** **1995;** **40(9): 1435-49.** [doi:10.1088/0031-9155/40/9/004](https://doi.org/10.1088/0031-9155/40/9/004)
- OTTO K, (2007) Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc, Medical Physics, Vancouver Cancer Centre, BC Cancer Agency, Vancouver, **British Columbia V5Z 4E6, Canada,** **2007, 35(1): 310.** doi.org/10.1118/1.2818738
- ACUN H, KEMİKLER G, ÇAKIR A., (2011) Statik IMRT (step and shoot) yöntemine göre oluşturulan IMRT planlarının dozimetrik doğrulanmasına segment sayısının etkisi. **Türk Radyasyon Onkolojisi Dergisi** **2011;** **26,(1):018- 025.** [doi: 10.5505/tjoncol.2011.581](https://doi.org/10.5505/tjoncol.2011.581)
- LO SASSO T, CHUI CS, LING CC, (2001) Comprehensive quality assurance for the delivery of intensity modulated radiotherapy with a multileaf collimator used in the dynamic mode. **Med Phys.** **2001;28(11): 2209– 19.** [doi:10.1118/1.1410123](https://doi.org/10.1118/1.1410123)
- NELMS BE, CHAN MF, JARRY G, ET AL. (2013) Evaluating IMRT and VMAT dose accuracy: Practical examples of failure to detect systematic errors when applying a commonly used metric and action levels. **Med Phys.** **2013;40(11):111722.** [doi: 10.1118/1.4826166](https://doi.org/10.1118/1.4826166)
- BETZEL GT, Yİ BY, NIU Y, YU CX., (2012) Is RapidArc more susceptible to delivery uncertainties than dynamic IMRT?. **Med Phys** **2012;39:5882-5890.** [doi: 10.1118/1.4749965](https://doi.org/10.1118/1.4749965)

- ÇAKIR A, BİLGE H., (2013) Yoğunluk ayarlı radyoterapide kalite kontrol yöntemleri **Türk Onkoloji Dergisi** **2013;28(2):81-90** doi: [10.5505/tjoncol.2013.568](https://doi.org/10.5505/tjoncol.2013.568)
- CHUI CS, SPIROU S, LOSASSO T., (1996) Testing of dynamic multileaf collimation. **Med Phys** **1996;23:635–641.** doi:[10.1118/1.597699](https://doi.org/10.1118/1.597699)
- C. CLIFTON LUNG, PENGENG ZHANG, YVES ARCHAMBAULT, JIRI BOCANEK, GRACE TANG, M.PHIL and THOMAS LO SASSO, (2008) Commissioning and quality assurance radiotherapy delivery system. **Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 72, No. 2, pp. 575–581, 2008** doi:[10.1016/j.ijrobp.2008.05.060](https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2008.05.060)
- WILLIAM B. HARMS, DANIEL A. LOW, JOHN W. WONG, JAMES A. PURDY, (1998) A software tool for the quantitative evaluation of 3D dose calculation algorithms **Med Phys.** **1998 Oct;25(10):1830-1836.** doi: [10.1118/1.598363.](https://doi.org/10.1118/1.598363)
- J. VAN DYK, R.B.BARNETT Ph.D., F.C.C.P.M. J.E.CYGLER Ph., W P.C.SHRAGGE Ph.D., F.C.C.P.M. , (1993) Commissioning and quality assurance of treatment planning computers **International Journal of Radiation Oncology Biology Physics Volume 26, Issue 2, 20 May 1993, Pages 261-273** doi: [10.1016/0360-3016\(93\)90206-B](https://doi.org/10.1016/0360-3016(93)90206-B)
- A. LOW, W. B. HARMS, S. MUTIĆ ve J. A. PURDY, (1998) A technique for the quantitative evaluation of dose distributions, **Med. Phys.** **25 .5., May 1998 ;25(5):656-61 PMID: 9608475** doi: [10.1118/1.598248](https://doi.org/10.1118/1.598248)
- A L BOYER, L ANTONUK, A FENSTER, M VAN HERK, H MEERTENS, P MUNRO, L E REINTEIN, J WONG, (1992) A Review of Electronic Portal Imaging Devices (EPIDs) **Med Phys.** **Jan-Feb 1992;19(1):1-16.** doi: [10.1118/1.596878](https://doi.org/10.1118/1.596878)
- JURNIŠINIĆ PA, NELMS B. , (2003) A 2-D diode array and analysis software for verification of intensity modulated radiation therapy delivery. **Med Phys** **2003;30(5):870–9.** doi: [10.1118/1.1567831](https://doi.org/10.1118/1.1567831)

- HAN Z, Ng SK, BHANGWAT MS, LYATSKAYA Y, ZYGMANSKI, P., (2010) Evaluation of MatriXX for IMRT and VMAT dose verifications in peripheral dose regions. **Med Phys** 2010;37(7):3704–14. doi: [10.1118/1.3455707](https://doi.org/10.1118/1.3455707)
- RANGEL A, PALTE G, DUNSCOMBE P., (2010) The sensitivity of patient specific IMRT QC to systematic MLC leaf bank offset errors. **Med Phys** 2010;37(7):3862–7. doi: [10.1118/1.3453576](https://doi.org/10.1118/1.3453576)
- NELMS BE, CHAN MF, JARRY G, LEMIRE M, LOWDEN J, HAMPTON C, et al., (2013) Evaluating IMRT and VMAT dose accuracy: practical examples of failure to detect systematic errors when applying a commonly used metric and action levels. **Med Phys** 2013;40(11):111722. doi: [10.1118/1.4826166](https://doi.org/10.1118/1.4826166)
- NELMS, B.E.; ZHEN, H.; TOME, W.A.,(2011) Per-beam, planar IMRT QA passing rates do not predict clinically relevant patient dose errors **Med Phys.** 2011 Feb; 38 (2): 1037-44. doi: [10.1118 / 1.3544657](https://doi.org/10.1118/1.3544657)
- ERMÍNIA INFUSINO, Ph.D., ALESSANDRA MAMELI, Ph.D., ROBERTO CONTI, R.T., DIEGO GAUDINO, Ph.D., GERARDINO STIMATO, Ph.D., LUCA BELLESÌ, Ph.D., ROLANDO MARIA D'ANGELLILO, M.D. SARA RAMELLA, M.D., MARCELLO BENASSÌ, Ph.D., and LUCIO TRODELLA, M.D., (2014) Initial experience of ArcCHECK and 3DVH software for RapidArc treatment plan verification - **Med Dosim. Autumn 2014;39(3):276-81.** doi: [10.1016/j.meddos.2014.04.004](https://doi.org/10.1016/j.meddos.2014.04.004).
- KOZELKA J, ROBINSON J, NELMS B, ZHANG G, SAVITSKIJ D, FEYGELMAN V., (2011) Optimizing the accuracy of a helical diode array dosimeter: a comprehensive calibration methodology coupled with a novel **Med Phys.** 2011 Sep;38(9):5021-32 doi: [10.1118/1.3622823](https://doi.org/10.1118/1.3622823)
- KONOPACKA M., ROGOLINSKI J., SLOSAREK K., (2011) Direct and bystander effects induced by scattered radiation generated during penetration of radiation inside a water-phantom, **Mutation Research,** 2011. 721: 6–14. doi: [10.1016/j.mrgentox.2010.11.013](https://doi.org/10.1016/j.mrgentox.2010.11.013)

- SLYK M., LITOBORSKI M., (2010) Verification in the water phantom of the irradiation time calculation done by the algorithm used in intraoperative radiotherapy, **Reports of Practical Oncology and Radiotherapy**, 2010. 15:132–137. doi: [10.1016/j.rpor.2010.08.007](https://doi.org/10.1016/j.rpor.2010.08.007)
- SIDHU, N.P.S, (1999) Interfacing a linear diode array to a conventional water scanner for the measurement of dynamic dose distributions and comparison with a linear ion chamber array, **Medical Dosimetry**, 1999.24(1): 57-60. doi: [10.1016/s0958-3947\(98\)00053-3](https://doi.org/10.1016/s0958-3947(98)00053-3)
- A.L. ZIEBELL, B. CLASIE, A. WROE, R.W. SCHULTE, M.I. REINHARD, S.J. DOWDELL, M.L. LERCH, M. PETASECCA, V.L. PEREVERTAYLO, O.S. ZINETS, I.E. ANOKHIN, A.B. ROSENFELD, (2011) Solid state diode e Ionization chamber method for measuring out-of-field neutron dose in proton therapy, **Radiation Measurements**, 2011. 46 (12): 1638- 1642. doi:[10.1016/j.radmeas.2011.05.022](https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2011.05.022)
- EKAMBARAM VARADHARAJANA, VELAYUDHAM RAMASUBRAMANIAN, (2013) Commissioning and Acceptance Testing of the existing linear accelerator upgraded to volumetric modulated arc therapy, **Reports of practical oncology and radiotherapy** ,2013 pp. 286–297 doi: [10.1016/j.rpor.2013.07.008](https://doi.org/10.1016/j.rpor.2013.07.008)
- D. W. LITZENBERG, J. M. MORAN, AND B. A. FRAASS, (2002) “Verification of dynamic and segmental IMRT delivery by dynamic log file analysis,” J. Appl. Clin. Med. Phys. 3, 63–72 ~2002!. doi: [10.1120/1.1449362#](https://doi.org/10.1120/1.1449362#)
- MUTIAN ZHANG, SU-MIN ZHOUL, TANXIA QU, (2015) What Do We Mean When We Talk about the Linac Isocenter? **International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology**, 2015, 4, 233-242 Published Online August 2015 in SciRes doi: [10.4236/ijmpcero.2015.43028](https://doi.org/10.4236/ijmpcero.2015.43028)
- VAIBHAV R MHATRE, PARIMAL T PATWE, (2017) Evaluation of ArcCHECK SNC Machine QA tool for Modern Linear Accelerator Received November 02, 2016; Revised June 25, 2017; Accepted

September 15, 2017; Published Online October 15, 2017; 5(1):5111
doi: 10.14319/ijcto.51.11

PEJMAN ROWSHANFARZAD, MAHSHEED SABET, DARYL J
O'CONNOR, PETER M MCCOWAN, BOYD M C
MCCURDY, PETER B GREER , (2012) Gantry angle determination
during arc IMRT: evaluation of a simple EPID-based technique and
two commercial inclinometers J Appl Clin **Med Phys.** **2012 Nov**
8;13(6):3981. doi: 10.1120/jacmp.v13i6.3981.

KİTAPLAR

Eclipse Treatment Planning Customer Release Note. Varian Medical Systems Inc, 2008.

Eclipse Algorithms Reference Guide. Palo Alto (CA): Varian Medical Systems, 2008

Portal Dosimetry Reference Guide, Palo Alto (CA): Varian Medical Systems, 2010.

Eclipse Algorithms Reference Guide, Palo Alto (CA): Varian Medical Systems,2010.

Reference Guide, ArcCHECK , Sun Nuclear Corporation: 2009-2016

RAJESH THİYAGARAJAN, ARUNAI NAMBİRAJ, SUJİT NATH SİNHA, GİRİGEST YADAV, ASHOK KUMAR, VİKRAMAN SUBRAMANİ, KOTHANDARAMAN, (2015) Analyzing the performance of ArcCHECK diodearray detector for VMAT plan; **RPOR-479;2015: No. of Pages 7, [doi: 10.1016/j.rpor.2015.10.004](https://doi.org/10.1016/j.rpor.2015.10.004)**

FAİZ M. KHAN., (2014) **Treatment Planning in Radiation Oncology, 5th Edition, Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins, 2014; p. 125-128.**

ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad : Taylan YILDIRIM

Öğrenim Durumu

Yüksek Lisans: : İstanbul Aydın Üniversitesi
Lisansüstü Eğitim Enstitüsü/ Sağlık Fiziği Tezli YL

Yüksek Lisans: : İstanbul Ticaret Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü/ Endüstriyel Fizik Tezsiz YL

Lisans: : İstanbul Üniversitesi
Fen Fakültesi, Fizik Bölümü

Mesleki Deneyim

2012-2014 UHG İtalya Hastanesi Radyasyon Onk.
2014-2016 Ankara Dr. Abdurrahman Yurtarslan Onk. Hastanesi Radyasyon Onk.
2016-2019 Sivas Numune Hastanesi Radyasyon Onkolojisi
2019-2021 Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi
2021- Ankara Bilkent Şehir Hastanesi Radyasyon Onkolojisi