

T.C
ACIBADEM MEHMET ALİ AYDINLAR
ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FİLTRESİZ TEDAVİ PLANLARININ FİLM
DOZİMETRİ İLE
KALİTE KONTROLÜ**

SÜLEYMAN ÇELEBİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI
SAĞLIK FİZİĞİ TEZLİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI

DANIŞMAN
Prof. Dr. Meltem SERİN

İSTANBUL-2018



REPUBLIC OF TURKEY
ACIBADEM MEHMET ALI AYDINLAR
UNIVERSITY
HEALTH SCIENCES INSTITUTE

**QUALITY CONTROL OF FLATTENING FILTER
FREE TREATMENT PLANS WITH FILM
DOSIMETRY**

SÜLEYMAN ÇELEBİ
MASTER THESIS

RADIATION ONCOLOGY DEPARTMENT
HEALTH PHYSICS MASTER PROGRAM

SUPERVISOR
Prof.Dr.Meltem SERİN

ISTANBUL-2018

TEZ ONAYI

Kurum : Acıbadem Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Programın Seviyesi : Yüksek Lisans (X) Doktora ()

Anabilim Dalı : Radyasyon Onkolojisi

Tez Sahibi : Süleyman ÇELEBİ

TEZ BAŞLIĞI : Filtresiz Tedavi Planlarının Film Dozimetri İle Kalite Kontrolü

Öğrencinin Adı-Soyadı Süleyman ÇELEBİ

Savunma Sınavı Tarihi 26/03 /2018

Bu tez çalışması jürimiz tarafından yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı Prof. Dr. Meriç ŞENGÖZ Acıbadem Üniversitesi

Tez Danışmanı Prof. Dr. Meltem SERİN Acıbadem Üniversitesi

Üye Prof. Dr. Meriç ŞENGÖZ Acıbadem Üniversitesi

Üye Prof. Dr. Meltem SERİN Acıbadem Üniversitesi

Üye Doç. Dr. Hilal ACAR DEMİR Medipol Üniversitesi

Acıbadem Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca bu tez yukarıdaki jüri tarafından onaylanmış ve Sağlık Bilimleri Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Uğur Özbek
Enstitü Müdürü

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

SÜLEYMAN ÇELEBİ

İTHAF

Çok sevgili anneme ithaf ediyorum.



TEŞEKKÜR

Tezimde bilgi ve deneyimlerini benden esirgemeyen, değerli Hocam Sayın Prof.Dr Meltem SERİN'e

Aldığım eğitimler süresince onkoloji ve klinik bilgilerini paylaşan değerli Sayın Hocalarım Prof. Dr. Enis ÖZYAR ve Doç.Dr Banu ATALARA'a

Medikal Fizik eğitimi ve tez hazırlama süresi boyunca sağlık fiziki tecrübesini benimle paylaşan, bütün bu süreçte beni sabırla dinleyip, fikir paylaşımında bulunan değerli Hocam Sayın Med.Fiz.Uz Görkem GÜNGÖR'e ve süreç boyunca desteklerini ve yardımlarını esirgemeyen hocalarım Sayın Öğr.Gör. Med.Fiz.Uz Bülent YAPICI'ya ve Med.Fiz.Uz Gökhan AYDIN'a,

Tez çalışması esnasında sabırla beni dinleyip tezim konusunda bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan çok değerli Sayın Med.Fiz.Uz Yücel Akdeniz'e

Medikal Fizik eğitimi boyunca bilgi ve yardımlarını hiçbir konuda esirgemeyen Med.Fiz.Uz Mehmet Orbay ASKEROĞLU'na,

Klinikte bulunduğum süre boyunca her konuda bana destek olan Öğr.Gör.Dr. Bilgehan ŞAHİN'e

Tez süresince desteklerini benden esirgemeyen sayın Med.Fiz.Uz Alpay LEVENT'e

Haydarpaşa Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi doktorlarından Uzm.Dr. Güner İpek ARSLAN'a, Uzm.Dr Gül CHABOU'ya ve aynı hastanede çalışmakta olan değerli arkadaşım Med.Fiz.Uz Ceren EZGİ ERDOĞAN'a

Tezim süresince sevgi ve sabırlarını benden esirgemeyen çok değerli aileme teşekkür ederim

İÇİNDEKİLER

BEYAN.....	V
İTHAF	VI
TEŞEKKÜR	vii
İÇİNDEKİLER	X
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	xii
TABLolar LİSTESİ.....	xiii
SEMBOLLER/ KISALTMA LİSTESİ.....	xv
ÖZET.....	xvi
ABSTRACT	xvii
1. GİRİŞ VE AMAÇ	2
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. 3B Konformal Radyoterapi	3
2.2. YoğunlukAyarlı Radyoterapi Gelişimi	3
2.3.Çok Yapraklı Kolimatörler	4
2.4.Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Teknikleri	4
2.4.1. Sabit Gantri IMRT	5
2.4.1.1. Dinamik IMRT Tekniği	6
2.4.1.2 Statik IMRT Tekniği	7
2.4.2.ARC Tabanlı IMRT	7
2.4.3. VMAT	8
2.5. VMAT Planlama	9
2.5.1. VMAT Optimizasyonu PRO2.....	10
2.5.2. VMAT Optimizasyonu PRO3.....	11
2.6. VMAT Doz Hesaplama Algoritmaları	11
2.6.1.Analitik Anisotropik Algoritmalar(AAA)	12
2.7. Radyokromik Film Dozimetrisi	14
2.7.1. EBT Film Çeşitleri	15
2.7.1.1. EBT Fİlm.....	15
2.7.1.2 EBT2 Film.....	16
2.7.1.1.EBT3 Film.....	18
2.7.2. Film Kalibrasyonu.....	18

2.7.3. Enerji Bağımlılığı	19
2.7.4. Doz Hızı Bağımlılığı	19
2.7.5. Yön Bağımlılığı.....	19
2.7.6. Su Eşdeğerliliği Ve Pertürbasyon	20
2.7.7. Işınlanma Sonrası Değişim.....	21
2.7.8. Lateral Etki	21
2.8. Film Tarayıcılar Ve Tarayıcı Seçimi.....	22
2.9. Film Dozimetri Analizi	23
2.9.1. Kalibrasyon Fonksiyonu	23
2.9.2. Kalibrasyon Taraması	24
2.9.3. Çok Kanallı Analiz.....	24
2.9.4. Tek Kanallı Analiz	25
2.10. Gama Analizi.....	27
3. GEREÇ VE YÖNTEM	28
3.1. Araç ve Gereçler.....	28
3.1.1. Varian Truebeam Lineer Hızlandırıcı	29
3.1.2. ECLIPSE Tedavi Planlama Sistemi	30
3.1.3. PTW RW3 Katı Su Fantomu.....	30
3.1.4. Gafkromic EBT3 Film	31
3.1.5. Epsilon 10000XL Film Tarayıcı	32
3.1.6. PTW Verisoft Programı	33
3.1.7. Ashland QAPRO 3.0 Software.....	34
3.1.8. IBM SPSS 23 istatistik programı	34
3.2. YÖNTEM.....	35
3.2.1. Radyokromik Film Kalibrasyonu.....	41
3.2.2. Kalite Kontrol Planlarının Işınlanması.....	43
3.2.3. Kalite Kontrol Filmlerin Analizi	44
4. BULGULAR	45
4.1. Gafkromic EBT3 Filmlerin Tek Kanallı Analizlerin Değerlendirilmesi	45
4.1.1. 6 MV Tek Kanal Analizi	50
4.1.2. 6 FFF Tek Kanal Analizi.....	56
4.2. Gafkromic EBT3 Filmlerin Çok Kanallı Analizlerin Değerlendirilmesi.....	57

4.2.1. 6 MV Çok Kanal Analizi	62
4.2.2. 6 FFF Çok Kanal Analizi	68
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	72
6. KAYNAKLAR	78
7. EKLER.....	79
7.EK 1. Özgeçmiş.....	79



ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1. Çok yapraklı kolimatör(MLC).....	4
Şekil 2-2. Yoğunluk ayarlı tedavi teknikleri.....	5
Şekil 2-3. Statik IMRT gösterimi.....	6
Şekil 2-4. Dinamik IMRT gösterimi	6
Şekil 2-5. Çoklu ark gösterimi	8
Şekil 2-6. VMAT segment gruplarının oluşumu	9
Şekil 2-7. PRO2 ve PRO3 doz hesaplama ve CP.....	11
Şekil 2-8. Gafkromic film çeşitleri.....	14
Şekil 2-9. Gafkromic EBT2 dozimetri filminin konfigürasyonu	16
Şekil 2-10. Gafkromic EBT3 dozimetri filminin konfigürasyonu	17
Şekil 2-11. EBT filmin ışınlamadan önce ve sonraki absorpsiyon spektrumu	18
Şekil 2-12. Gama histogram analiz yönteminin geometrik olarak tanımlanması	26
Şekil 3-1. Trubeam cihazı	29
Şekil 3-2. PTW RW3 katı su fantomu	30
Şekil 3-3. EBT3 film.....	31
Şekil 3-4. Epsilon 10000XL film tarayıcı.....	32
Şekil 3-5. PTW veri soft yazılım programı	33
Şekil 3-6. Ashland QApr 3.0.....	34
Şekil 3-7. Giyotin ile kesilen filmler.....	36
Şekil 3-8. Epson 10000Xl tarayıcının tarama bölgesi ile ilgili çalışma.....	37
Şekil 3-9. Film kalibrasyonu için ışınlama filmler.....	38
Şekil 3-10. Kalibrasyon eğrisi için ışınlanmış filmler	38
Şekil 3-11. Tarayıcının fotografik düzeltme ayarları	39
Şekil 3-12. 6 MV film kalibrasyon eğrisi.....	40
Şekil 3-13. 6 FFF film kalibrasyon eğrisi	41
Şekil 3-14. KK filmlerinin ışınlanması	43
Şekil 4-1a.6MV hastaların 6MV ve 6FFF kalibrasyon eğrisi ile analiz(DD%0.5-1)	45
Şekil 4-1b.6MV hastaların 6MV ve 6FFF kalibrasyon eğrisi ile analiz(DD%1.5-2)	46
Şekil 4-1c.6MV hastaların 6MV ve 6FFF kalibrasyon eğrisi ile analiz(DD%2.5-3)	47
Şekil 4-1d.6MV hastaların 6MV ve 6FFF kalibrasyon eğrisi ile analiz(DD%3.5-4)	47
Şekil 4-1e.6MV hastaların 6MV ve 6FFF kalibrasyon eğrisi ile analiz(DD%4.5-5)	48

Şekil 4-2a.6MV için DD %2 ve DTA 2mm altındaki gama analiz geçme değerleri.	49
Şekil 4-2b.6MV için DD %2 ve DTA 2mm üstündeki gama analiz geçme değerleri	49
Şekil 4-3a.6FFF hastaların 6FFF ve 6MV kalibrasyon eğrisi ile analiz(DD%0.5-1)	51
Şekil 4-3b.6FFF hastaların 6FFF ve 6MV kalibrasyon eğrisi ile analiz(DD%1.5-2)	52
Şekil 4-3c.6FFF hastaların 6FFF ve 6MV kalibrasyon eğrisi ile analiz(DD%2.5-3)	52
Şekil 4-3d.6FFF hastaların 6FFF ve 6MV kalibrasyon eğrisi ile analiz(DD%3.5-4)	53
Şekil 4-3e.6FFF hastaların 6FFF ve 6MV kalibrasyon eğrisi ile analiz(DD%3.5-4)	53
Şekil 4-4a.6FFF için DD %2 ve DTA 2mm altındaki gama analiz geçme değerleri.	54
Şekil 4-4b.6FFF için DD %2 ve DTA 2mm altındaki gama analiz geçme değerleri	55
Şekil 4-5a. 6MV planlar için ayrı ayrı çok kanallı gama analizi	57
Şekil 4-5b. 6MV planlar için karşılaştırmalı çok kanallı gama analizi.....	58
Şekil 4-6. 6MV çok kanal(K) ve tek kanal(Y) gama analizi.....	60
Şekil 4-7. 6MV çok kanal(Y) ve tek kanal(Y) gama analizi.....	60
Şekil 4-8. 6MV çok kanal(M) ve tek kanal(Y) gama analizi	61
Şekil 4-9a. 6 FFF planlar için ayrı ayrı çok kanallı gama analizi	63
Şekil 4-9b. 6 FFF planlar için karşılaştırmalı çok kanallı gama analizi.....	64
Şekil 4-10. 6 FFF çok kanal(K) ve tek kanal(Y) gama analizi	66
Şekil 4-11. 6 FFF çok kanal(Y) ve tek kanal(Y) gama analizi	66
Şekil 4-12. 6 FFF çok kanal(M) ve tek kanal(Y) gama analizi.....	67

TABLÖLER LİSTESİ

Tablo 3-1. Tedavi tekniği ve fraksiyonasyon karakteristiği.....	42
Tablo 4-1. 6MV-6MV & 6MV-6MV karşılaştırmalarının değişen DTA değerlerine göre ortalama, standart sapma ve P değerleri	50
Tablo 4-2. 6FFF-6FFF & 6FFF-6MV karşılaştırmalarının değişen DTA değerlerine göre ortalama, standart sapma ve P değerleri	56
Tablo 4-3. 6MV çok kanallı analizde tüm DTA değerleri için kendi aralarında karşılaştırma sonucunda P değerleri.....	59
Tablo 4-4. 6MV tek kanal(Y) ve çok kanal(K) tüm DTA değerleri için ortalama, standart sapma ve P değerleri	61
Tablo 4-5. 6MV tek kanal(Y) ve çok kanal(Y) tüm DTA değerleri için ortalama, standart sapma ve P değerleri.....	62
Tablo 4-6. 6MV tek kanal(Y) ve çok kanal(M) tüm DTA değerleri için ortalama, standart sapma ve P değerleri.....	62
Tablo 4-7. 6FFF çok kanallı analizde tüm DTA değerleri için kendi aralarında karşılaştırma sonucunda P değerleri.....	65
Tablo 4-8. 6FFF tek kanal(Y) ve çok kanal(K) tüm DTA değerleri için ortalama, standart sapma ve P değerleri	67
Tablo 4-9. 6FFF tek kanal(Y) ve çok kanal(Y) tüm DTA değerleri için ortalama, standart sapma ve P değerleri	68
Tablo 4-10. 6FFF tek kanal(Y) ve çok kanal(M) tüm DTA değerleri için ortalama, standart sapma ve P değerleri	68

SEMBOLLER / Kısaltmalar Listesi

ICRU: Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçüm Komisyonu (International Commission on Radiation Units and Measurements)

KK: Kalite Kontrol(Quality Assurance)

2BKRT: 2Boyutlu Konformal Radyoterapi

3BKRT: 3Boyutlu Konformal Radyoterapi

YAAT: Yoğunluk Ayarlı Ark Tedavi

CP: Kontrol Noktaları(Control Points)

TPS: Tedavi Planlama Sistemi

RT: Radyoterapi

YART: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

VMAT: Volumetrik Ark Terapi (Volumetric Modulated Arc Therapy)

MLC: Çok Yapraklı Kolimatör (Multi Leaf Colimator)

SRS: Stereotaktik Radyocerrahi (Stereotactic Radiosurgery)

MU: Monitor Unit

FFF: Düzleştirici filtresiz (Flattening Filter Free)

3BKRT: 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi

6MV: 6 MV X-Işını enerjisi

6MV FFF: Düzleştirici filtrenin olmadığı 6 MV X-Işını enerjisi

AAA: Analitik Anizotropik Algoritma

MC: Monta Carlo

MV: Mega Volt

Kv: Kilo Volt

keV: Kilo ElektronVolt

nm: nano metre

cGy: Santi gray

OD: Optik Densite

NOD: Net Optik Densite

DTA: Mesafe Uyumu (Distance To Agreement)

DD: Doz Farkı(Dose Difference)

TRS: Tecnical Reports Series

M ÇK: Mavi Çok Kanal

Y ÇK: Yeşil Çok Kanal

K ÇK: Kırmızı Çok Kanal

Y TK: Yeşil Tek Kanal

Z: Atom Numarası

K: Kırmızı

Y: Yeşil

M: Mavi

Min: Minimum

Max: Maximum

ÖZET

Radyoterapide verilmek istenilen dozun hedef hacime doğru bir şekilde verilmesi büyük önem taşımaktadır. Bu çalışmada 6 MV ve 6 FFF enerjili X ışınları kullanılarak hazırlanan tedavi planlarının kalite kontrolleri(KK) film dozimetri kullanılarak yapılması ve gama indeks değerlerine bakılması üzerine çalışılmıştır. Işınlanacak olan EBT3 filmler alan boyutlarına göre kesilmiş ve ışınlanarak iki boyutlu(2B) doz dağılımı tek kanal ve çok kanal analizine sahip FilmQA™ Pro yazılımı ile değerlendirilmiştir. Radyokromik film kullanılarak yapılan KK planlarının 6 MV tek analizlerinde DD %2 ve DTA 2mm'nin gama indeks değerlerine bakıldığında %95 ve üzeri gama geçme yüzdeleri elde edilirken, 6 FFF tek kanal analizine ise DD % 1.5 ve DTA 1.5mm ve üstündeki değerlerde %95 ve üzeri gama geçme yüzdeleri bulunmuştur. Çok kanallı analiz değerlerinin, tek kanallı analiz değerlerine göre daha yüksek dozimetrik doğruluğa sahip olduğu gözlemlenmiş ve yapılan analiz sonuçlarına göre 6 MV çok kanallı analizlerde DD %1.5 ve tüm DTA değerlerinde %95 gama geçme yüzdesi elde edilirken, 6 FFF çok kanallı analizlerde ise yeşil kanal ile tüm DD ve DTA değerlerinde %95 ve üzeri gama geçme yüzdeleri elde edilmiştir. Çok kanallı analizlerde, tek kanallı analizlere göre DD %2 ve DTA 2mm'den daha düşük gama indeks değerlerinde %95 ve üzeri gama geçme yüzdeleri bulunmuştur. Çok kanallı analizde K, Y ve M kanalları da kendi aralarında analiz edilmiş ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Çok kanal ve tek kanalı karşılaştırdığımızda ise istatistiksel olarak anlamlı farkın bulunduğu ve çok kanallı analiz sonuçlarının daha yüksek olduğu görülmüştür. Film dozimetrisi genellikle çalışmalarda kullanılmakta; çok karmaşık ve uzun süren işlemlerden geçmesinin gerekliliği nedeniyle halen klinikte rutin uygulamalarda tercih edilmemektedir. Ancak, yapılan çalışmalarla birlikte film dozimetrisinin daha kısa sürede ve daha hızlı uygulanması için gereken yöntemlerin kullanılmasıyla süreç daha kolay uygulanabilir hale getirilebilir. Bu çalışmalar sayesinde film dozimetrisinin kliniklerde KK yöntemi olarak kullanılması bir seçenek haline gelmelidir.

Anahtar Kelimeler: EBT Film, Film Dozimetri, Gama Analizi

ABSTRACT

In radiotherapy it is of utmost importance that delivering the desired dose accurately to the target volume. In this study, the treatment plans prepared with 6 MV and 6 FFF X ray energies are performed with quality assurance (QA) film dosimetry and gamma index values to be investigated. The EBT3 films to be irradiated, were evaluated by QA Pro software, which has two-dimensional (2D) dose distribution single-channel analysis and multi-channel analysis, cut and irradiated according to area dimensions. When gamma index percentages were taken into account, gamma penetration percentages were obtained when the gamma index values of DD 2% and DTA 2 mm were evaluated in the 6 MV single analysis of radiocromic films made using the radiocromic film, and 1.5% and DTA 1.5 mm and 95% and the gamma passing percentages were found. It was observed that the multichannel analysis values had higher dosimetric accuracy than the single channel analysis values. According to the analysis results, the percentage of gamma penetration was obtained in 6 MV multichannel analyzes and 1.5% in all DTA values while in 6 FFF multichannel analyzes, green channel with all DD and DTA values of 95% and above gamma penetration percentages. In multichannel analyzes, gamma penetration percentages were obtained at 95% for gamma index values lower than DD 2% and DTA 2 mm. In the multichannel analysis, the K, Y, and M channels were analyzed among themselves and a statistically significant difference was found between them. When we compared multi channel and single channel, we found statistically significant difference and multichannel analysis results were higher. Film dosimetry is usually used in studies and is currently not preferred for clinical use due to its very complicated and cumbersome procedures. However, with the studies done, the film dosimetry usage can be made simpler by using the necessary methods for quicker and faster application. Thanks to these studies, film dosimetry might become an option as a QA method in clinics.

Key Words: EBT Film, Film Dosimetry, Gamma Analysis

1.GİRİŞ VE AMAÇ

Radyasyon, enerjinin parçacık veya elektromanyetik dalga şeklinde bir noktadan başka bir noktaya aktarılmasıdır. Radyoterapi ise, iyonize radyasyonun hedef kanserli bölgeye iletilerek tedavi edilmesidir. Bunu sağlayan prensip kısaca iyonize radyasyonun, tümör hücresi içindeki moleküllerden elektron kopararak, hücrenin kimyasal dengesinin bozulması şeklinde açıklanabilir.

Radyasyon tedavisinde hedef bölgeye verilmek istenen dozu doğru ve eksiksiz bir şekilde vermek son derece önemlidir. “International Commission on Radiation Units and Measurements“ (ICRU) 24 numaralı raporunda (1) hedefhacimdeki doz dağılımının verilmek istenen dozdan en çok $\pm$ %5 kadar farklı olması tavsiye edilmektedir. Bu yüzden, geçmişten günümüze gelişen görüntüleme yöntemleri, tedavi teknikleri ve tedavi tekniklerinin doğruluğunu ispat eden kalite kontrolleri (KK) ile kanserli dokuya maksimum dozu verirken sağlam dokulara ve hedefe yakın kritik organlara en az hasarın verilmesi açısından büyük önem taşır.

Doğru ve hassas yapılan bir tedavi ile hedeflenen tümörün kontrolünü arttırmak ve normal doku hasarını azaltmak mümkündür. Hedefe reçetelendirilen dozun, planlandığı gibi uygulanmasının doğruluğu son derece önemlidir. Bu yüzden, planların doğruluğu, tekrar edilebilirliği ve gerçekçiliği çeşitli KK sistemleri ile kontrol edilmelidir.

Her foton enerjisi için farklı KK vardır, bu belirsizlikleri ve tutarsızlıkları vardır. FFF enerjisinin gelişmiş ve yeni bir teknoloji olduğu günümüzde kullanılan KK sistemlerinde nasıl bir davranış sergileyeceği bilinmemektedir.

Bu tezin konusu olan film dozimetrisi ile kalite kontrol, iki boyutlu görüntü ve yüksek uzaysal çözünürlük verir. Bu çalışmada Radyokromik film yerine Gafchromic EBT3 film kullanılmıştır. Gafchromic filmler; doku eşdeğerine sahip, su geçirmez olması, oda ışığından etkilenmemesi ve enerji bağımlılığı olmaması gibi özellikler sebebiyle tercih edilmiştir(2).Film dozimetrisi kalite kontrolde çok yaygın kullanılmamasının nedeni işlem süresinin uzun ve karmaşık olmasıdır.

Bu tez çalışmasında tedavi planlama sisteminde (TPS) farklı alan boyutlarına sığan tümörler için 6 MV ve 6 MVFFF foton enerjileriyle tedavi planlaması yapılmış ve hedef tümöre verilen dozların film dozimetresi ile KK edilmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 3B Konformal radyoterapi

Radyoterapide iki boyutlu planlama, RAD8 bilgisayar programı sayesinde 1960'ların sonlarında ilk bilgisayarlı tedavi planlama sistemi geliştirildi(3). Eksternal radyoterapi uzun yıllardır radyasyon onkologları tarafından bütün kanser tipleri için esas tedavi şeklini oluşturmuştur. Ancak 2 boyutlu radyoterapinin(2BRT) bazı yetersizlikleri bulunmaktaydı :

- Gözlenen tümör hacmi ve klinik hedef hacmi değerlendirmede yetersizlik
- Normal doku ve organların boyutunu değerlendirmede yetersizlik
- Verilen dozu hesaplamasında hatalar
- Tedavinin aynı düzlemdeki ışınlarla sınırlandırılması
- Hedeflenen hacim dışında ışın alan doku boyutunun hesaplanmasında yetersizlik
- Tedavi doğruluğunun değerlendirilmesinde yetersizlik(4)

Son yıllarda radyoterapi alanında hızlı teknolojik gelişmeler sonucunda konvansiyonel radyoterapi tedavi yöntemlerinden 3 boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT) konusunda büyük ilerlemeler kaydedilmiştir. Radyoterapinin temel prensibi olan; normal dokuların etkilendiği ışın dozunu azaltıp, tümör dozunu artırmak 3BKRT gelişimiyle elde etmek artık mümkün olmuştur(5). Bu sayede 2B RT'nin eksiklikleri giderilmiştir. Ancak 3BKRT uygulamasında dikkat edilmesi gereken iki nokta; tedavi bölgesindeki hareketleri, kişi ve cihaz faktörüne bağlı hataları önemsemek ve planlanan ve uygulanan dozun eşit uygulanmasını sağlamaktır. Aksi takdirde özetlenen tedavi kazancı hedefine ulaşmak mümkün olmamakta ve bu keskin doz değişimi olan tedavi yöntemlerinde sandığımızdan daha büyük hatalar ortaya çıkabilmektedir. Görüntüleme tekniklerinin gelişmesiyle 3KBRT daha yaygın bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır.

2.2 Yoğunluk Ayarlı Radyoterapinin Gelişimi

1960'ların sonlarında ilk bilgisayarlı tedavi sistemleri geliştirildiğinde 2B-RT ile tedavi edilen hastalar, 1980'lerde bilgisayarlı tomografinin gelişimiyle beraber üç boyutlu hasta görüntüleri elde edilip ve daha sonra bu görüntüler ile 3B-KRT planlaması yapılmaya başlandı(6).

1980'li yıllarda 3B-KRT'nin daha gelişmiş hali olan“Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi“ (YART) tekniği ortaya çıkmıştır(7). 90'lı yıllarda tam olarak geliştirilmiş olan YART tekniği, geliştirilmiş olan optimizasyon ve doz hesaplama algoritmaları ile ve daha sonrasında geliştirilen kalite kontrol programları sayesinde güvenilirliği artmasıyla birlikte 2000'li yıllarda radyoterapi merkezlerinde oldukça yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır(8).

2.3 Çok Yapraklı Kolimatörler

Tedavide düzenli veya düzensiz alan oluşturmak için birçok liften oluşan, birbirinden bağımsız ve otomatik hareket edebilme özelliğini kullanarak foton akısına şekil verebilen bir kolimatör sistemidir(9).

Çok Yapraklı Kolimatörlerin (ÇYK) yaprakları yoğunluğu 17 ile 18.5 g/cm³ arasında olan tungsten alaşımlı malzemeden üretilmiştir. Saf tungsten bakır, nikel ve demir gibi elementlerle karıştırılarak farklı tungsten alaşımları elde edilmektedir.

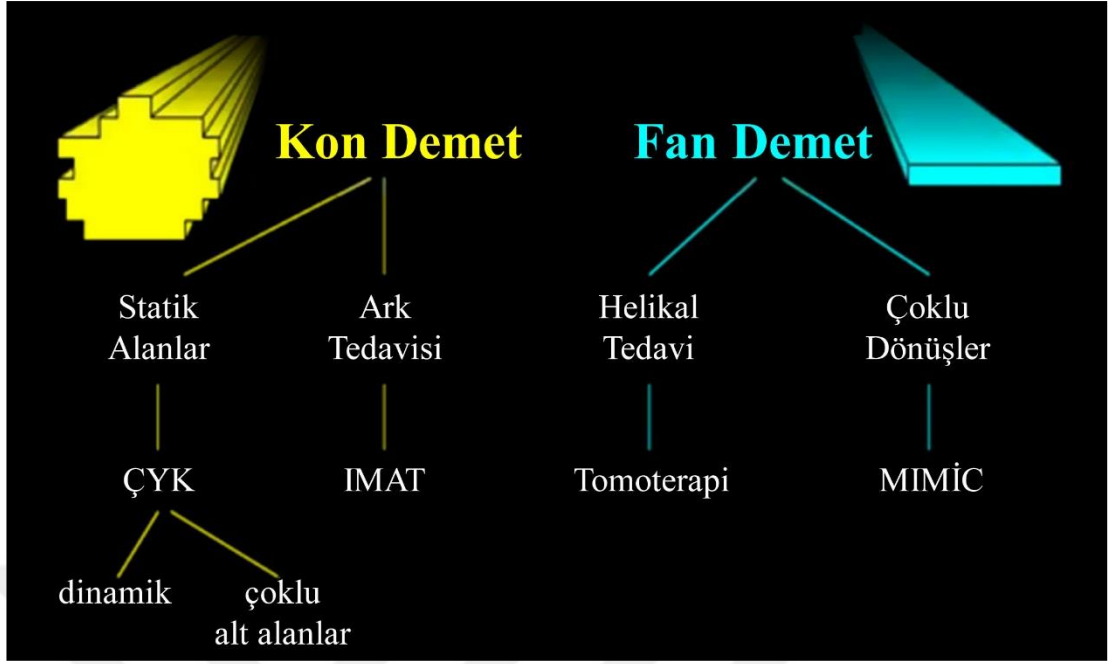


Şekil 2.1. Çok Yapraklı Kolimatör (ÇYK) sistemi

2.4 Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Teknikleri

Yoğunluk ayarlı tedaviler, çok yapraklı kolimatör bulunduran lineer hızlandırıcılar ile yapılmaktadır. YART, tekniği ile foton akısı hedef hacim üzerinde bağımsız segmentlere bölünür ve tedavi kolimasyon sistemi ile inhomojen bir foton akısı oluşur. Bu inhomojenite sayesinde doku boyunca doz yoğunluğu değişeceğinden hedeflenen bölgeye istenilen dozu, kritik organlara ise en düşük dozu vermek mümkün olacaktır(10).

YART uygulamaları gantri hareketine göre hareketli gantri ya da sabit gantri olarak ayrılmaktadır. Hareketli gantride yoğunluk ayarlı ark terapi ve tomoterapi, sabit gantride ise statik (Step-and-Shoot) ve dinamik (Sliding Window) teknikleri bulunmaktadır(11).



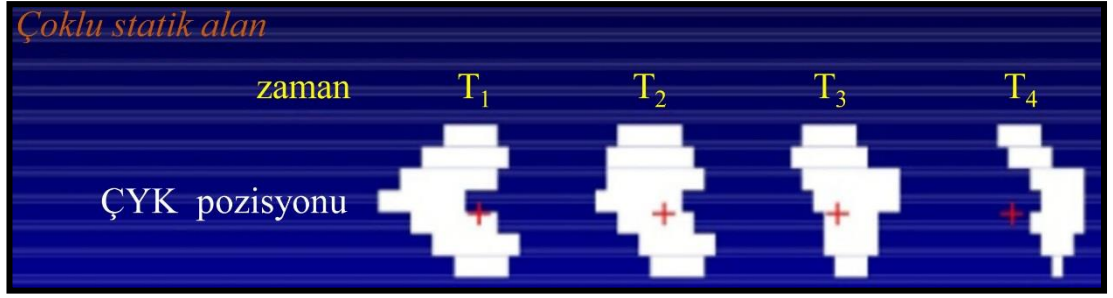
Şekil 2.2. Yoğunluk ayarlı tedavi teknikleri

2.4.1 Sabit Gantri YART

Gantri hareketi olmadığından radyasyon verilış biçimi 3B-KRT'ye benzerlik göstermektedir. Öncelikle, doz optimizasyon algoritması ile hedef tümöre verilmesi istenen ve sağlıklı dokuların korunması için verilmek istenmeyen doz bölgelerini segmentlere ayırarak ve farklı şiddete sahip ışın demetlerine bölerek her segmentin farklı bir şiddette doz yoğunluğunu elde ederek doz yoğunluk haritasını verir(12). ÇYK kullanılarak iki farklı teknikle uygulanmaktadır.

2.4.1.1 Statik YART Tekniğı

“Step and shoot“ veya diğer adıyla çoklu statik alan YART tekniğı ilk kez 1994’de Bortfeld ve ark. tarafından öne sürülmüş olup, bu teknikte tedavide kullanılan her bir alan uniform demet şiddetine sahip küçük alt alanlardan oluşur. Alt alanlar veya diğer adıyla segmentler ÇYK ile şekillendirilir ve herhangi bir operatör yardımı olmaksızın üst üste gelerek, sonuçta benzer olmayan şiddete sahip bir demet oluşturur(13).

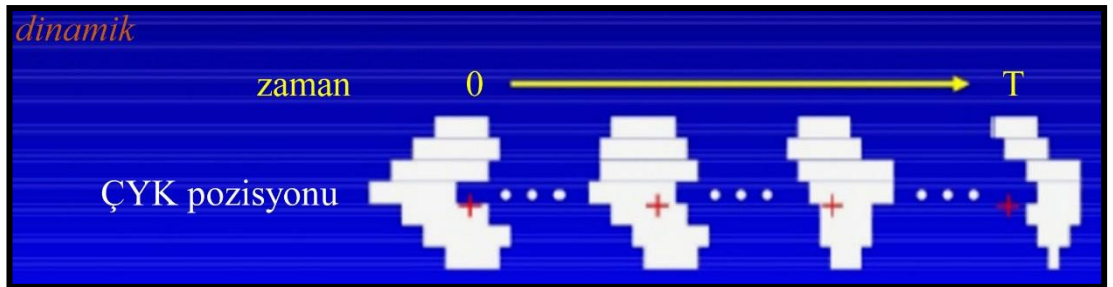


Şekil 2.3. Statik YART

Tedavide her segment için ÇYK'ler pozisyonu otomatik olarak alır ve hesaplanmış olan Monitor Unit(MU) değerince ışınlama yapar. Her segment için hesaplanan MU değeri tamamlanınca ışınlama durur. Aynı alanda ÇYK'ler tarafından oluşturulacak olan segmentler ile ışınlama devam edecektir. Bu teknikle ışınlanan tüm segmentlerin toplamı istenilen yoğunluk ayarlı doz dağılımını verir(13).

2.4.1.2 Dinamik YART Tekniği

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 oluşur. Bu teknikte lifler arası açıklık süresi alanda farklı akı şiddetleri oluşturacak şekilde kullanılan algoritma tarafından ayarlanır(14).



Şekil 2.4. Dinamik YART

Sliding Window adıyla da bilinen dinamik ÇYK tekniği, yoğunluğu ayarlamak için hastanın ışınlaması sırasında gantri sabit olup MLC yaprakları farklı hızlarla hareket ederek değişir.

2.4.2 Ark Tabanlı IMRT

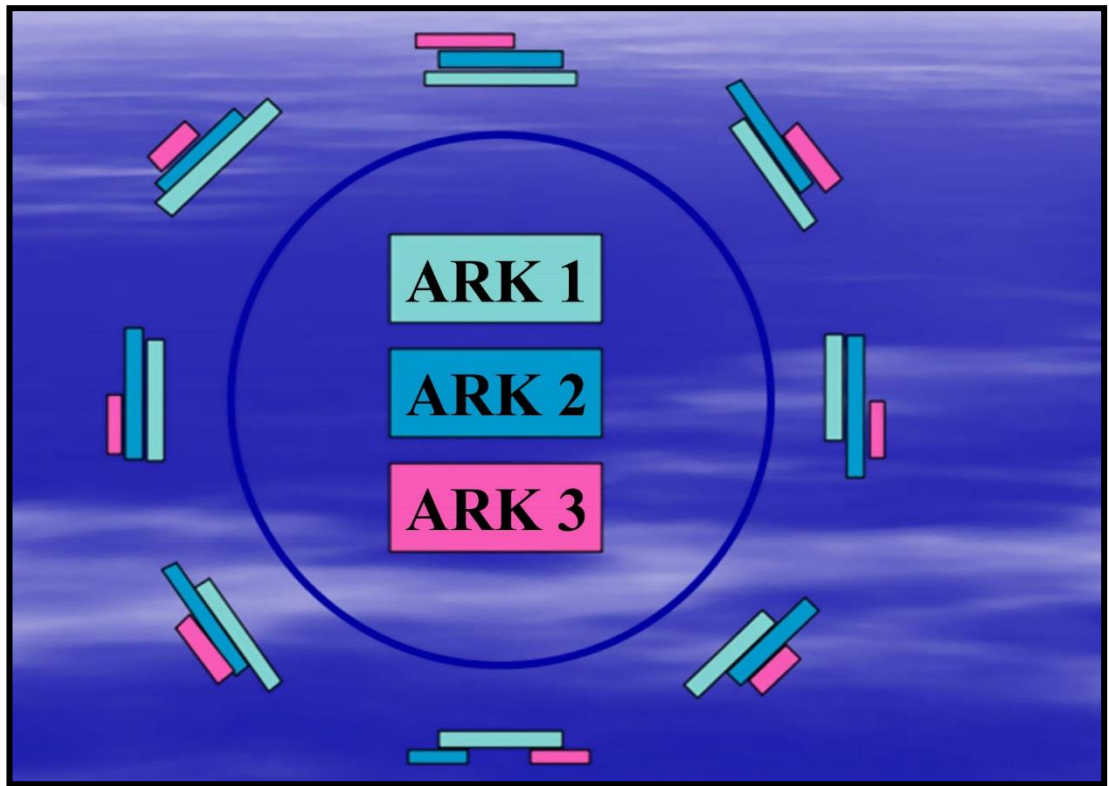
YART teknikleri 3B doz dağılımını, belirli sabit doğrultularda çok sayıda bağımsız alan ya da tek veya birden fazla arkın üst üste bindirilmesi ile sağlamayı amaçlamaktadır(12,15). 360derece'lik tek bir gantri dönüşü ile tedavi planı optimizasyonunda tanımlanan hacme, istenen dozun uygulanması tekniği yoğunluk ayarlı ark terapi (YAAT) olarak isimlendirilir (16). Ark gantrinin bir dönüş periyodu olarak adlandırılır. YAAT, tedavi alanının MLC'ler ile dinamik olarak şekillendirildiği bir tedavi tekniğidir. Bu yöntemde her bir alan segmentlere bölünür ve MLC'lerin her bir segment pozisyonunu alması sırasında gantri döner. Çok sayıda üst üste çakışan arklar, yaprakların düzenli açılarla yeni pozisyonlara hareket ettirilmesi ile sağlanır. Her ark her gantri açısındaki bir segmenti oluşturmak için programlanır. Bir sonraki segmenti oluşturmak için yeni bir ark başlatılır(17,18).

2.4.3 VMAT

VMAT YART'a göre daha gelişmiş bir tedavi olup ve kullanımı hızla yayılan bir tedavi tekniğidir. VMAT tedavileri tekli ya da çoklu arklar ile doğru ve etkili bir şekilde tedavi sağlanabilir. VMAT'te YART'den farklı olarak aynı anda gantri dönme hızı, doz hızı ve MLC şekli sürekli değiştiğinden VMAT tedavi sırasında YART'ye göre daha karmaşık görünecektir. Ancak, VMAT'ın en büyük avantajı sabit gantri YART'den daha hızlı bir şekilde tedavi etmesidir. Rao ve ark., VMAT tedavisi ile sabit gantri IMRT karşılaştırmışlar ve VMAT tedavi zamanını ortalama 2.1–4.6 dakika, YART tedavisini ortalama 7–11 dakika arasında olduğunu göstermişlerdir(19). VMAT'ın bir diğer avantajı ise MU etkinliğinin artması yani daha az MU ile tanımlanan dozun iletilmesidir. MU etkinliğini arttıran

iki neden vardır; ilk olarak tedavi cihazının aşınma ve yıpranmasını azaltır, ikincisi ise MU'nun azalmasına bağlı olarak sızıntı ve saçılma dozunu azaltır.

Başka bir çalışmada Rao ve ark.nın VMAT'ın YART'den %18 oranında daha düşük MU kullandığını göstermişlerdir(19,20). Tedavi tekniklerine bakarak kritik organ karşılaştırılması yapıldığında VMAT'ın bazı olgularda YART'den daha iyi olduğu gösterilmiştir(19,20,21). Bukadar avantajın yanında dezavantajı VMAT'ın optimizasyon süresinin fazla sürmesidir. Ancak son teknolojik çalışmalar sonucunda ise bu dezavantajda enaza indirgenmiştir.



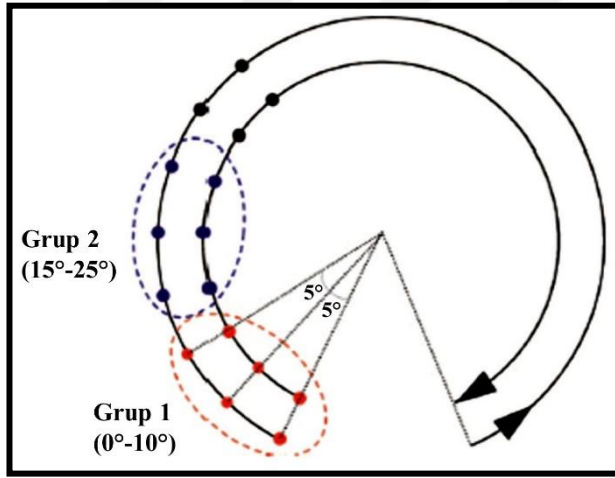
Şekil 2.5. Çoklu ark gösterimi

2.5 VMAT PLANLAMA

Artan alan sayıları MLC yaprak hareketlerine kısıtlamalar getirdiğinden dolayı gantri'nin ışınlama süresi boyunca sürekli hareket etmesi iki gantri noktası arasındaki MLC yaprak hareketini kısıtlamaktadır. VMAT, doz hacminin tek bir 360 derecelik gantri ark'ı ile sağlandığı tedavi planı optimizasyonu için yeni bir algoritmadır. Optimizasyon sırasında, MLC yaprak konumları veya MU ağırlıkları,

açıklık şekilleri ve MU değerlerinin fiziksel olarak uygulamada elde edilebileceği şekilde sınırlandırır. Tedavi sırasında her kontrol noktası için gereken doz hızı, MLC lifleri, gantri ve kolimatör hareket hızlarını otomatik olarak sınırlar. Hızlandırıcı, ayrıca, gantry hızını ve yaprak hızını, ayırım kontrol noktaları arasında interpolasyon etmek için seçer. Böylece, kontrol noktaları arasında öngörülen MLC yaprak pozisyonundaki fark azsa yaprak hareketi tam hıza göre daha düşük olur(21).

İlk ışın ilk kontrol noktasından başlayarak, gantry, masa ve kolimatör açıları belirtilen toleransa eşit veya daha az farklı olan bir dizi kontrol noktası grubu tanımlanır. Örneğin, 5° aralıklı kontrol noktaları olan iki ark varsa, biri saat yönünde 190° 'den başlayan ve 170° 'de biten ve diğeri de 170° 'de başlayan ve 190° 'ye kadar geçen saat yönünün tersi bir yay olan tipik bir düzenleme ve tolerans açısı 10° , kontrol noktaları 190° , 195° ve 200° 'dir, iki ışının her birinde, birinci bölüm grubu oluşturan toplam altı kontrol noktası bulunmaktadır. Bu örnekte iki ark kullanılıyorsa da, bu algoritma genel ve herhangi bir sayıda yay için kullanılabilir(22).



Şekil 2.6. VMAT segment gruplarının oluşumu (22)

2.5.1. VMAT Optimizasyonu PRO2

Optimizasyon döngüsünün sonunda kontrol noktaları(CP) 2° aralıklarla oluşturulmuş, optimizasyon döngüsü 5 faza bölünmüş, ilk fazda 10CP ile başlanıp(Tam ark için 1CP için yaklaşık 36° olarak belirlenmiştir) son faza kadar her

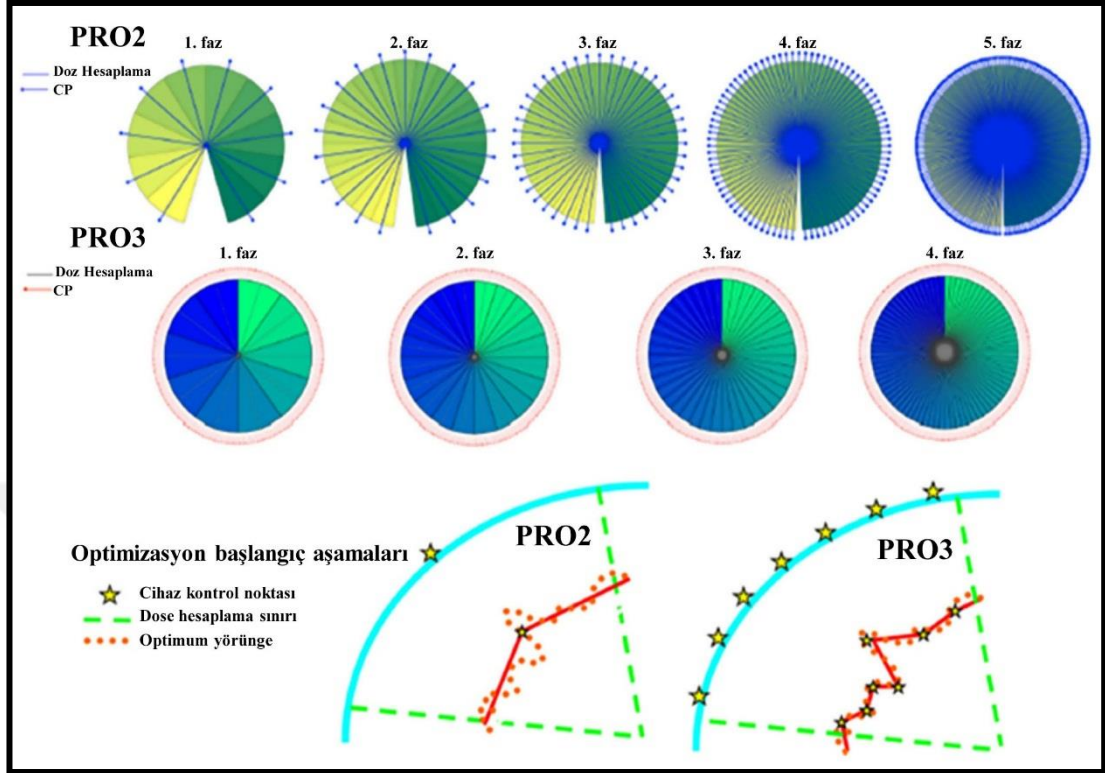
fazda CP arttırılmaktadır. Her hesaplamada, her bir ilerleyen fazda, MLC şekli ve segment ağırlıkları gibi tüm parametreler optimize edildiği gibi MLC hızı, maksimum gantri hızı, doz hızı, mekanik limitler gibi cihaz parametreleri için hesaplanmaktadır.

Fazdaki her bir doz hesaplaması hastadaki heterojenite için Multiresolution Pencil Beam Photon Dose Calculation (MRDC) algoritması kullanılarak optimizasyonu gerçekleştirilmektedir. Optimizasyon için hesaplanan doz bir faz için ve o fazın ark grubunun tam merkezindeki CP ile hesaplanır ve fazın genişliği CP arttıkça daralacak ve daha hassas hesaplama yapacaktır(23).

2.5.2 VMAT Optimizasyonu PRO3

Optimizasyon döngüsü 4 faza bölünmüş ve her fazda, fazın sonuna doğru artırılarak 18 °’den başlayıp 2 °’ye kadar doz hesabı yapılır. Bir tam arkta 177 CP noktası vardır. Her fazda bütün CP’ler için geçici bir akı haritası yaratıyor. Bunu da her kontrol noktasında statik bir gantri var gibi davranarak ve her bir faz belli sayıda hesaplama yaparak girilen kriterler tutana kadar hesaplama yapmaya devam eder. Fazlar devam ettikçe her bir ark için ayrılan CP’lerin aralığı daha da daralıyor ve her optimizasyon hesaplamasında çok fazla CP olduğu için her CP değil de bunların içinden rastgele 8 taneyi seçip optimizasyona devam edilir. Her bir ardışık hesaplamada bir öncekinden gelen datayı kullanarak lif hareketleri akı haritasına uydurulur. Daha sonrada optimal akı haritalarından önce bir test lif hareketi oluşturulur, sonrasında bunlardan gerçek MLC akı haritaları elde edilir, ve her faz için doz dağılımını hesaplamaya başlar. Her ardışık hesaplama dizisi içerisinde modifiye edilen fazlar sıfır ve sekiz arasında değişkenlik gösteriyor.

Bütün CP’ler ilk fazda ortaya çıkıyor. Sadece optimize edilen değil hesaplanan fazlar arasında arttırılıyor. 8 tane CP’yi optimize ediyor ancak hesaplama dilimleri farklı, ilk fazda doz hesabını daha az yapıyor. PRO2’de dozlar ilk fazlarda iyi modellenemiyor ama bu PRO3 için sorun değil. PRO3 , PRO2 ile kıyaslandığında bazı ek özellikler içerir; Jaw tracking, ortalama doz hesaplaması ve hava boşluğu düzeltme seçenekleridir. PRO3 daha komplike olmasına rağmen sistemin elektroniğini ve mekaniğini daha az zorlayarak daha smooth bir çözüm üretiyor(23).



Şekil 2.7. PRO2 ve PRO3 doz hesaplama ve CP (23)

2.6 VMAT Doz Hesaplama Algoritmaları

Bu tez çalışmasında kullanılan EclipsTedavi Planlama Sistemi(TPS)'nde kullanılan algoritma çeşitleri olarak PBC (Pencil Beam Convolution)(Kalem demet Evrişimi) AAA (Anisotropic Analytical Algorithm)(Anizotropik Analitik Algoritma)'dır. Doğru ve daha hızlı çalışan doz hesaplama algoritmasının, fiziksel etkileşimlerinin hesaba katmasının yanı sıra klinikte hemen uygulanacak kadar hızlı hesaplama yapan algoritma olmalıdır. PBC'de, lateral saçılmanın homojen olduğu kabul edilir ve homojen olmayan düzeltme yalnızca kütle zayıflamasından (dolayısıyla ortamın elektron yoğunluğu) dönüştürülen eşdeğer yol uzunluğu kullanılarak hesaplanan longitudinal yönünde gerçekleşir. AAA için heterojen etki sadece longitudinal yönünde değil aynı zamanda lateral yönünde göz önüne alınır. Bu doz hesaplama algoritmalarının doğruluğunu kanıtlamak için eski bir algoritma olan Monte Carlo (MC) algoritması ile kıyaslanarak karşılaştırmalar yapılmıştır(24).

2.6.1 Analitik Anisotropik Algoritma(AAA)

Doğru doz hesaplama, doz biriktirme sürecini yöneten elektron taşıyıcısını doğru bir şekilde hesaba katmak için MC yöntemlerinin kullanılması gerektiği vurgulanmıştır. Bununla birlikte, MC yöntemleri şu an için hala çok zaman alıcı olduğu için çok nadir kullanılır(26).

AAA başlangıçta Dr. Waldermar Ulmer ve Dr. Wolfgang Kaissl tarafından geliştirilmiştir. AAA'nın uzun bir geçmişi vardır ve üçlü Gauss foton çekirdeği modelinin 1995'te yayımlanmasına kadar uzanır. AAA'nın ana fikri, stereotaktik RT planlamasına uygulanmış olup, burada üçlü Gauss çekirdeğinin uygulanması doku heterojeniteleri için uygun düzeltme mekanizmalarıyla görsellik olarak da mükemmel sonuçlar vermiştir.

Eksternal RT 'de modern tedavi teknikleri, doz hesaplama algoritmalarının doğruluğu ve hızı üzerinde artan talepler ortaya koymaktadır. IMRT tekniklerinde kullanılan yüksek derecede modüle edilmiş RT tekniklerinin ortaya çıkması, özellikle kompleks doku heterojenlik bölgelerinde doğru doz hesaplama ihtiyacının gerektirmektedir. Doğru doz hesaplama ihtiyacının yanında da olabildiğince hızlı bir hesaplama algoritmasına ihtiyaç vardır.

AAA doz hesaplama modeli, eksternal ışın tedavisi için doku heterojenite düzeltme modellemesi ve saçılan doz hesaplamasının doğruluğu için hızlı bir Monte-Carlo tabanlı 3 boyutlu konvolüsyon / süperpozisyon algoritması sağlayarak, klinikte beklentilerin her ikisini de karşılamak üzere geliştirilmiştir.

AAA, hesaplama modeli olarak da yapılandırma, foton demet kaynağı modeli algoritması ve doz hesaplama algoritması olarak iki ana bileşenden oluşur. Yapılandırma algoritması temel fiziksel parametreleri belirleyerek, doz hesaplama algoritması ise bunları hesaba katarak doğru bir doz aktarımı yapmaktadır(25).

2. 7 Radyokromik Film Dozimetrisi

Film dozimetrisi iki boyutlu görüntü ve yüksek kontrast ve uzaysal çözünürlük verir. IMRT sahaları için uniform olmayan doz dağılımı gösterilmesinde çok iyidir.

Nispeten yüksek uzaysal çözünürlüğü, çoğu diğer radyasyon ölçme sistemlerine göre avantajlı olmasına rağmen, iyonlaştırıcı foton ışınının değerlendirilmesi, gümüş halojenür radyografik filmi kullanarak, 10-200 keV bölgedeki foton enerjilerine duyarlılıktaki büyük farklardan dolayı zordur. Radyografik filmler yüksek Z materyallerine sahip olduklarından düşük enerjili foton saçılmasına sebep olur(27). Radyografik filmlerin enerji Emilimi ve transfer özellikleri, biyolojik dokulara benzerlik göstermediği için ve radyografik filmlerin oda ışığına hassas ve banyo gereksiniminden dolayı film dozimetrisinin kullanımı hep ikinci planda bırakılmıştır(28). Ancak, radyokromik film üretimiyle film dozimetrisi kullanımı daha da yaygınlaştı.

Polydiactylene bazlı film, esnek polyester taban üzerinde ince bir mikro kristalle örtülmüştür. Filmin aktif bileşeni radyoduyarlı monomerler (radyasyona maruz kaldığında polimerleşen özel bir boya)'dır. Monomer adı verilen küçük moleküller radyasyona maruz kaldığında kimyasal yollarla birleşerek polimer adı verilen uzun ve dallanmış moleküller oluşturur. Bu oluşum renkli bir polimer şekli ortaya çıkarır. Polimerler ışığı soğurur ve filminden geçen ışık uygun bir densitometre ya da tarayıcı ile ölçülebilir (29,30). Görünür ışık fotonları, aktif monomerlerin polimerizasyonuna neden olmadığı için bu filmler görünür ışığa hassas değildir(30). Radyokromik film taneciksiz olduğu için yüksek çözünürlüğe sahiptir ve dozun keskin değişim gösterdiği bölgelerde dozimetrik amaçlı kullanılabilir(31).

Radyokromik etkiler, bir maddenin enerjik ışınının absorbe edilmesiyle, kimyasal, optik termal gelişim veya yükseltme gerektirmeden doğrudan renklendirilmesini içerir. Radyokromik filmlerin aktif katman ve yardımcı katmanlarının kalınlıkları modeller arasında farklılıklar gösterebilir. Ancak, aktif bileşik EBT model filmlerde hiç değiştirilmemiştir. MD-810, MD-55, MD-55V2 ve

HS filmlerde orijinal bileşik olan pentacosa-10, 12-diyenoic acid (PCDA) (H (%9), C (%57), N (%16), O (%18)) kullanılırken EBT filmlerinde aktif bileşik olan lithium pentacosa-10, 12-diyenoate (LİPCDA) (H (%39.7), C (%42.3), N (%1.1), O (%6.2), Li (%0,3), Cl (%0,3)) ile değiştirilerek 10 kat daha radyoduyarlı olması sağlanmıştır. Değiştirilen değerlerle birlikte aslında maksimum soğurma olan pik dalga boyu 633 nm'den 678 nm'ye çıkması sağlanmıştır.

En genel kullanımda olanı gafkromik filmlerdir ve bunlardan bazıları ise MD-55, XR-T, XR-R, EBT, EBT2, XR-QA'dır. Dozimetrik ölçümler için farklı tipte gafkromik filmler son yıllarda kullanılmaya başlanmıştır. XR-QA KK amaçlı kilovoltaj dozimetrik uygulamalar için kullanılırken, EBT yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) dozimetrisi için kullanılmıştır (30).

ÜRÜN ADI	ADET/ KUTU	BOYUTLAR	ÖLÇÜM ARALIĞI	UYGULAMA ALANLARI
GAFCHROMIC ^R EBT3	25	8"X10"	1 cGy- 40 Gy	IMRT, EBT, BT QA
GAFCHROMIC ^R EBT3- 1417	10	14"X17"	1 cGy -40 Gy	IMRT, EBT, BT QA
GAFCHROMIC ^R EBT2	25	8"X10"	1 cGy- 800 Gy	IMRT, EBT, BT QA
GAFCHROMIC ^R EBT2- 1417	10	14"X17"	1 cGy- 800 Gy	IMRT, EBT, BT QA
GAFCHROMIC ^R EBT	25	8"X 10"	1 cGy- 800 Gy	IMRT, EBT, BT QA
GAFCHROMIC ^R EBT-1417	10	14"X17"	1 cGy- 800 Gy	IMRT, EBT, BT QA
GAFCHROMIC ^R MD-V2-55	5	5"X 10"	2 Gy- 100 Gy	Brakiterapi Uygulama
GAFCHROMIC ^R HD-810	5	8"X10"	10 Gy- 400 Gy	Brakiterapi Uygulama

Şekil 2.8. Gafkromik film çeşitleri (Kaynak: ISP/ASHLAND Görsel)

2.7.1. EBT Film Çeşitleri

2.7.1.1 EBT Film

GAFCHROMIC EBT film, eksternal RT’de, özellikle IMRT ve brakiterapi uygulamalarında kullanılmakta ve ışınlamadan sonra banyo gereksinimi göstermemektedir. Banyo gereksinimi göstermemesi film dozimetrisindeki belirsizliklerden birini ortadan kaldırmış olur, bu nedenle radyografik filmlerden daha kolay işlenir ve hazırlanır. 1 cGy ile 800 cGy arasındaki dozlara hassastır, benzerdir, keV ve MeV enerji bağımsızlığı vardır. GAFCHROMIC filmler doku eşdeğeri ve su geçirmez olduklarından birçok dozimetrik işlemde kullanmak mümkündür. Uzun süre flüoresan ışığına maruz kalma hariç, oda ışığına duyarlı değildir(32). EBT film 1cGy- 800 cGy arasındaki dozlara hassastır(33). EBTfilm, en iyi düz yataklı tarayıcıların kırmızı kanalında 636’nm de absorpsiyon değeriyle taranır. Kırmızı kanal en iyi kontrastı verir.

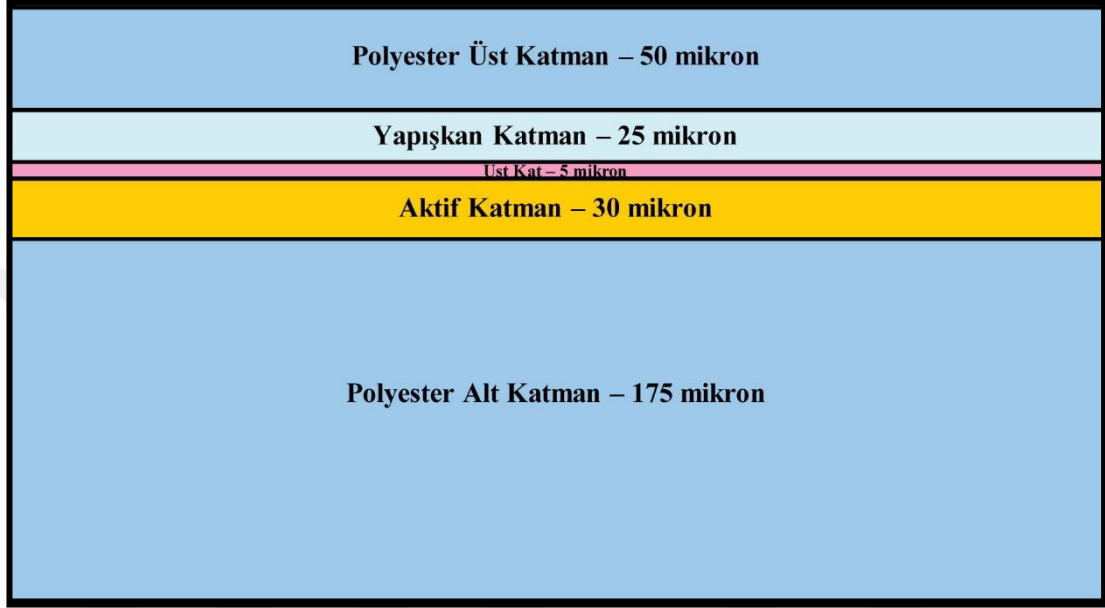
Üretilen bir sürü EBT filmi arasındaki kimyasal bileşimdeki değişiklikler farklı zamanlarda enerji tepkisinde önemli farklılıklara yol açar..Lindsay ve ark., kimyasal bileşime sahip geniş bir duyarlılık değişimini ($\pm\% 20$) olarak gördü(34). Kırmızı renk kanalı, düşük dozlarda daha yüksek hassasiyete sahipken, yeşil veya mavi kanallardan gelen sinyal, filmin dinamik aralığının daha yüksek dozlara kadar uzatılmasını sağlar(32).

2.7.1.2 EBT 2 Film

EBT film yerini 2009’un ilk günlerinde daha iyi incelenmiş EBT2 filmler yerine almıştır. EBT2 filminin doz yanıtı megavoltage(MV) enerji aralığında minimal enerji bağımlılığına sahip olduğu gösterilmesine rağmen, kilovoltage(KV) x-ışınları için enerji ile olan değişimini gösterecek veriler elde edilmiştir.

Üretici tarafından sağlanan verilere göre, film duyarlılığının MV x-ışınlarına kıyasla kV x-ışınları için% 10 daha yüksektir(40). EBT2 filmi, Louisiana State Üniversitesi İleri Mikro Yapı ve Cihazlar Merkezi (CAMD) Sinkrotron Tesisinde

Üretilen düşük enerjili monokromatik röntgen ışınlarının (25-35 keV) dozimetre ölçümleri için kullanılmaktadır(34). EBT2 film 1 cGy-10 Gy arasında kırmızı kanalda, 10 Gy-40 Gy kadar da yeşil kanalda en iyi analizi verir(33).



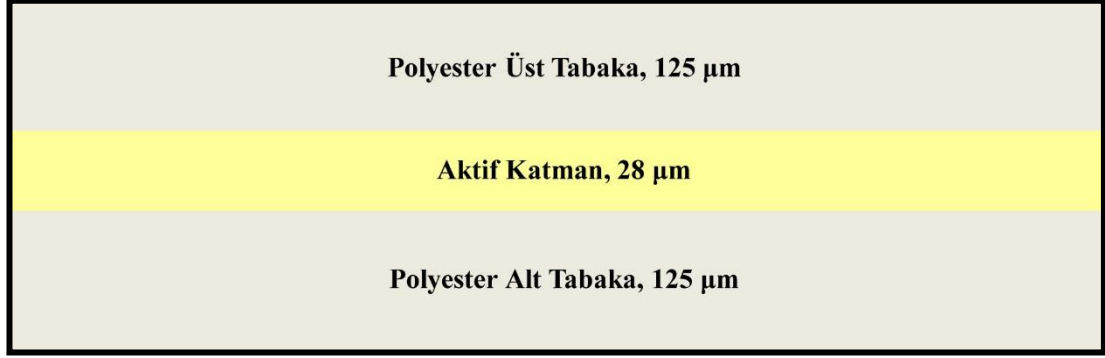
şekil 2. 9 Gafkromik EBT2 Dozimetri Filminin Konfigürasyonu(36)

Filmin aktif katman kısmı yaklaşık 30µm kalınlığında tek katmana sahip, 175µm kalınlığında alt tabakası polyester olan, 50µm polyester ile kaplanmış ve basınca duyarlı yapıştırıcı ile üst üste lamine edilmiştir.

2.7.1.3 EBT 3 Film

EBT VE EBT2 filmleri düşük enerjili X- ışınları için uygunluğu tartışılırken, 2011 yılında piyasaya sürülen EBT3 filmleri düşük enerjiler için daha uygun bir dozimetre olabilir. EBT3 filmi EBT2 filmi ile benzer özelliklere sahiptir. Nitekim, aynı aktif sıvı kullanılarak aynı şekilde kaplanır ve iki film için aktif katın nominal kalınlığı aynı (28 µm) olarak kullanılmıştır. Filmler arasındaki fark, yapıları için kullanılan alt tabakalardır. EBT2 filminde, aktif kat, farklı kalınlıklarda (175 ve 50 µm) iki pürüzsüz poliester alt tabaka arasında bulunur. EBT3'te filmde aktif kat, aynı kalınlığa sahip iki poliester substrat arasında (125 µm) yer alır ve yüzeyler,

mikroskopik silika parçacıklarını (yaklaşık 10 μm 'den daha az çapında) yüzeye gömmek için özel bir işleme sahiptir.

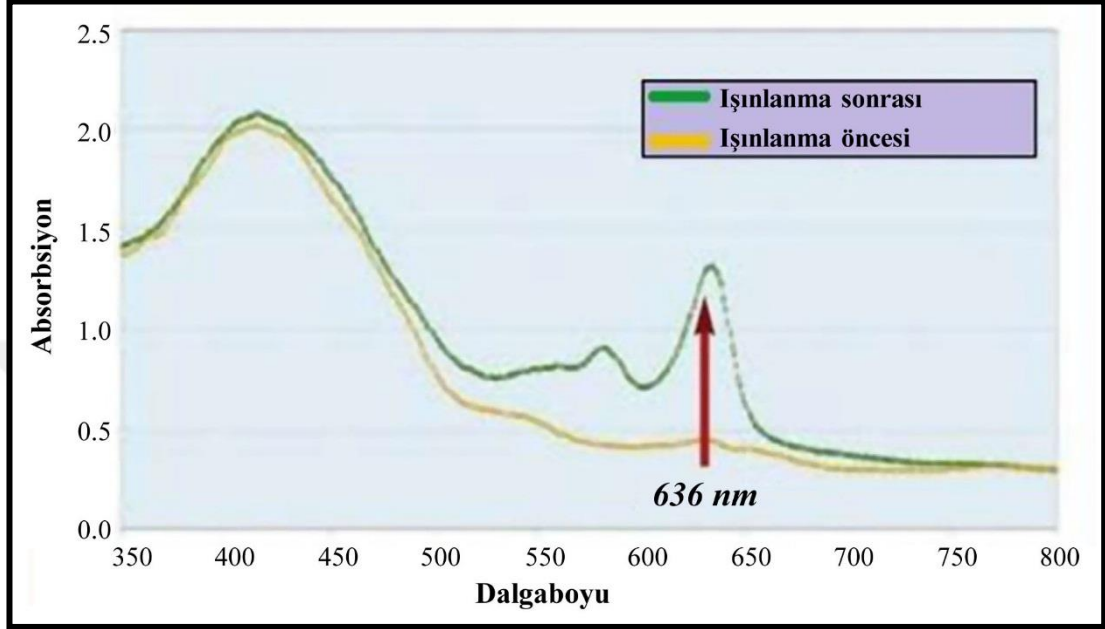


Şekil 2. 10 GAFCHROMIC EBT3 Dozimetri Filminin Konfigürasyonu(37)

İki pürüzsüz yüzey elde etmenin amacı, EBT2 filmi ve bir masaüstü tarayıcı üzerindeki cam, ışığın dalga boyunun yakınlığı ile bir araya geldiğinde ortaya çıkabilen Newton halka modellerinin oluşumunu gidermektir. Newton'un halkaları, film dozimetresi ölçümlerinin doğruluğunu etkileyebilecek bir parametredir. EBT3 filmindeki polyester tabakalardaki mikroskopik silikalar tarama esnasında meydana gelebilecek Newton halkalarının oluşmasını engellemektir(34).

Yüzeydeki silika miktarı% 1'den çok daha düşüktür ve EBT2'ye kıyasla EBT3'ün doz-tepkisi üzerinde ölçülebilir bir etkisi yoktur. Ayrıca EBT3 filmi simetrik bir yapıya sahip olduğu için, tepkinin hangi tarafın tarayıcı camıyla yüz yüze geldiğine bağlı kalan endişeler tamamen ortadan kaldırmıştır. EBT3 filmi gibi radyo-kromik filmlerin tarayıcı tepkisinin, tarama eksenine ve film üzerinde maruz bırakılan doza göre tarayıcıdaki filmin pozisyonuna duyarlı olabileceği de tespit edilmiştir. Gafchromic EBT3 filmi, film tarama sırasında oluşan ölçüm yönelim etkilerini ve Newton halkalarını ortadan kaldırmak için piyasaya sürülmüştür(34).

Ayrıca EBT3 filmlerinde yapılan çalışmalarda, 25 kV ila 4 MV arasındaki bir enerji aralığında zayıf enerji bağımlılığı bulmuşlar ve EBT3'ün düşük ve yüksek enerjili X-ışınları için daha uygun bir dozimetre olduğunu önermişlerdir(38).



Şekil 2.11. EBT3'ün ışınlanmadan önce ve sonra absorpsiyon spektrumu (39)

2. 7.2 Film Kalibrasyonu

Film kalibrasyonu için kesilecek filmler mekanik strese neden olacağı için çok küçük parçalar halinde kesilmesi tercih edilmemektedir. Kalibrasyon filmlerini keserken film kenarlarında bükülme oluşacağı için filmleri 5x5 cm² şeklinde kesilmesi yeterli olacaktır. Kesilen bu filmler belirlenen doz aralıkları ile ışınlanarak gerekli işlemlerin sonunda film kalibrasyon eğrisi elde edilir.

2. 7.3 Enerji Bağımlılığı

Dozimetreler kalibre edilirken genelde aynı türden radyasyon ve enerjiler kullanarak kalibre edilmesi gerekmektedir. Aksi takdirde kalibrasyon sonrasında kullanılan o dozimetre ile farklı enerjideki bir radyasyon dozu ölçtüğümüzde farklı doz cevabı alınabilir.

Massilon ve arkadaşları EBT3 filmleri ile yaptığı çalışmada 50 ila 3200 cGy arasındaki doz değerinde 50 kV, 6 MV ve 15 MV enerjileri ile ışınlanan yeni EBT3 film doz yanıt eğrisindeki enerji zayıflığının istatistiksel olarak değerlendirilmesi için doz-cevap eğrileri oluşturulmuştur. Çalışmalarında iki farklı çözünürlük ve üç farklı kanalda çalışma yapılmıştır. Çalışmanın sonunda çözünürlüğe ve renk kanalına bakılmaksızın Gafkromik EBT3 filmlerin radyoterapide kullanılan doz aralıklarında enerji bağımlılığının zayıf olduğu görülmüştür(40).

2. 7.4 Doz Hızı Bağımlılığı

VMAT gibi doz hızı değişken radyoterapi tekniklerinin günümüzde kullanılması ile birlikte yapılmış planların dozimetrik kalite kontrolünü yaparken kullanılan dozimetrelerin doz hızı bağımlılığı da önemli hale gelmektedir.

Borca ve arkadaşları yaptıkları çalışmada Gafkromik EBT3 film dozimetrenin doz hızı bağımlılığını 100 MU/dk, 300 MU/dk ve 600 MU/dk doz hızlarını kullanarak çalışma yapmışlardır. Filmler arasındaki farklar 6 MV foton radyasyonu ile 4 Gy'ye kadar olan doz için üç farklı doz hızlarında kalibre edilmiş filmlere maksimum hatanın % 1'in altındaki değerlerle önemsiz olduğu rapor edilmiştir(41).

2. 7.5 Yön Bağımlılığı

Gelen radyasyonun açısına bağlı olarak dozimetrenin cevabındaki değişim yön bağımlılığını ya da açısal bağımlılığı olarak bilinir. Dozimetreler çoğunlukla fiziksel boyutları, yapısal özellikleri ve gelen ışının enerjisine bağlı olarak yön bağımlılık gösterirler.

Yapılan bir çalışmada Van Battum ve ark. film üzerindeki insidansın bir fonksiyonu olarak ölçülen göreceli optik yoğunluk gösterilmiş ve ölçüm belirsizliğinin % 0.25 olduğu görülmüştür. Ölçülen net optik yoğunluk(OD) değerlerinde, yaklaşık 70°'lik bir açının üzerindeki artan açılarla birlikte % 1'e kadar azalma gözlenmiştir(42).

2. 7.6 Su Eşdeğerliliği Ve Pertürbasyon

İnce radyo-duyarlı tabaka, jelatin bağlayıcıya eşit olarak dağılmış radyasyona duyarlı bir monomerin renksiz organik mikro kristallerinden oluşur.

Bu filmlerin algılayıcı katmanı, çeşitli oranlarda atomik bileşenlere sahiptir. Radyokromik dozimetrelerin radyasyon emilim özellikleri, film bileşimi değiştirilerek de ayarlanabilir. Dozimetre materyalleri, ışınımına tabi tutulacak olan materyali (örneğin, doku, kemik, çeşitli yalıtım materyalleri) simüle etmek üzere yapılabilir(28).

Bu filmin foton enerjilerine olan enerji bağımlılığı, kütle zayıflatma katsayıları ve kütle enerji soğurma katsayıları dikkate alınarak hesaplanmıştır. Ayrıca, 100 keV'den daha büyük foton enerjileri için kütle enerji emilim katsayıları açısından suya ve kaslara benzerdir(28). Hermida-Lopez ve arkadaşları yaptıkları çalışmada EBT film dozimetrelerin su eşdeğerliğini ve ortamda oluşturduğu pertürbasyonu Monte-Carlo hesaplamaları ile 3 keV – 18 MeV arasında monoenerjik foton demetlerini modelleyerek incelemişlerdir. 100 keV ve altındaki enerjilerde özellikle 10 keV altındaki enerjilerde pertürbasyon %5 - % 60 arasında soğurulan dozda değişikliğe sebep olmaktadır. Ancak, eksternal demet radyoterapisinde kullanılan enerjilerde pertürbasyon değeri en çok %2,5 eksik okumaya neden olduğu çalışma sonucu anlaşılmıştır(43).

Film dozimetresini mutlak doz ölçümlerinde kullanırken bir belirsizlik oluşabilir. Ancak, klinik uygulamalarda genellikle kalibrasyon ortamı ile ölçüm ortamının aynı olduğu bilinmelidir.

2. 7. 7 Işınlama Sonrası Değişim

Gafkromik film dozimetrelerde renk değişimi polimerizasyonla oluşur. Işınlama sonrası polimerizasyon 100 μ s içinde başlar ve polimerizasyon arttıkça büyüyen zincirin ucu ile monomerler arasındaki mesafe artmış olur ve 1 saniye içinde hızlı polimerizasyon sona ererek yerini optik yoğunluktaki logoritmik artışa bırakır. Işınlanmış filmlerde renk oluşumu ışınlanma sonrasına tamamlanmamıştır ve azalan bir hızla devam etmektedir.

Işınlamadan sonraki ilk 24 saat boyunca emilim% 16'ya varan oranda artabilir ve emilen dozun zamana bağlı olduğu bulunmuştur(28). Bundan dolayı üretici kalibrasyon taraması yapmak için 24 saat beklemek gerektiğini belirtmektedir. Aksi takdirde 2 – 3 dakikalık gecikmeler bile %3 'ün üstünde hatalar getirebilir(44). 24 saat bekledikten sonra tarama yapıldığında 2-3 saatlik gecikmeler bile doz doğruluğunu etkilemez(44).

2. 7.8 Lateral Etki

Film dozimetre uygulaması sırasında tarama sırasında dikkat edilmesi gereken unsurlardan biride lateral etkidir. Menegotti ve ark. yaptıkları çalışmada taranan filmin pozisyonu tarama yönüne dik yönde değiştirdiklerinde tarayıcının tarama cevabının da değiştiğini gözlemlemişlerdir. Bu etkiye lateral etki denilmekte ve tarayıcının lateral kenarlarına yaklaştıkça okunan piksel değeri %12 'ye kadar farklılık göstermektedir. Filmin soğurduğu doz ne kadar artarsa lateral etki de okadar artacaktır. Yeşil ve mavi kanalda lateral etki 0 – 40 Gy doz aralığında en fazla %2 etkilenir(45).

Lateral etkinin en temel nedeni ise filminden geçen ışığın polarizasyonudur. Eğer radyokromik filmdeki parçacıklar rastgele olsalardı, geçen ışık polarize olmamış olurdu ve film üretimindeki kaplama işlemi sırasında sıvı akışı ve parçacık yönleri istenmeyerek ayarlanmış olur ve monomerler belli bir yönelimde dizilmeye zorlanmış olurdu. Bundan dolayıdır ki Gafkromik EBT filmler polarizör özelliğine sahiptirler(28).

2. 8 Film Tarayıcıları Ve Tarayıcı Seçimi

Lazer tarayıcılar: Lazer tarayıcılar (Kodak Lumisys vb.), EBT filmi ile en yüksek yanıtı sağlar, çünkü lazer yaklaşık 633 nm dalga boyuna sahiptir, bu da pik absorpsiyonuna çok yakındır. Bununla birlikte, lazer tarayıcıların tutarlı ışığı, filmle polarize ışığın etkileşiminden kaynaklanan eserler üretebilir. Dalga boyunun pik absorpsiyonuna yakın olmadığı durumlarda (Radlink LaserPro 16 gibi) kontrast dozimetre için yeterli değildir(46).

Epson 10000XL tarayıcılar: Gafkromik EBT film taramasında kullanılan Epson (Long Beach, CA, USA) tarayıcı 656x458x158 mm boyutlarına sahiptir. Tarayıcı 2400 dpi rezolüsyonunda 3.8 DMax yüksek optik yoğunluğundadır. Kullanımı gayet kolay ve sessizdir. Işık kaynağı Xenon gaz floresan lambadır. Çalışma sıcaklığı 5°C ile 35°C, saklama sıcaklığı -25°C ile 60°C aralığındadır. Çalışma nem aralığı %10-%80 arasında olup saklama nem aralığı %10- %85 arasındadır. Maksimum tarama çözünürlüğü, 12800 dpi x 12800 dpi; renk derinliği, 48 bit değerindedir(46).

VIDAR dozimetri Pro : Tarayıcı, GAFCHROMIC EBT filmleri için optimize edilmiş kırmızı bir LED ışık kaynağı kullanıyor. Beyaz ışık kaynağı ile önceki "DosimetryPRO Advantage" da kullanılabilir, ancak bu sürüm sadece bir gri tonlama görüntüsü sunar ve kırmızı ışık çıkartılamaz, bu da değerlendirme kalitesinin düşürülmesi anlamına gelir. Her iki sürümle de taramalar PTW-FilmScan ile doğrudan veya USB ve TWAIN arayüzü ile yapılabilir(46).

2. 9 Film Dozimetri Analizi

Radyokromik filmler renkli bir tarayıcı kullanılarak analiz edildiğinde üç ana renkte (kırmızı, yeşil ve mavi) analiz edilebilir. Rutin tedaviler için doz aralığı için , kırmızı kanalı daha iyi hassasiyet sağlar, yeşil ve mavi kanallar daha büyük dozlar için daha uygundur. Ayrıca renk ayrımı tarama işleminin ardından yapılabilir(47).

Tarama sonrası elde edilen gri görüntü aslında sabit oranda üç rengin bileşimini sağlar ,ancak her renginde sınırlı bir doz aralığına sahip olduğu da bilinmelidir(48).

2. 9. 1 Kalibrasyon Fonksiyonu

Kalibrasyon için lineer hızlandırıcı cihazında $5 \times 5 \text{ cm}^2$ boyutlarda kesilmiş olan filmler katı su fantomunda $\text{SSD} = 100 \text{ cm}$ ve $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan boyutunda alanın merkezinde doz maksimum ya da belirli bir derinlikte yerleştirilir. Saçılmayı önleyecek şekilde altına yeteri kadar katı fantom koyularak filmler belirlenen doz aralıklarında ışınlanır.

Kalibrasyon filmleri ışınlama sonrası renk değişiminden oluşacak hataları azaltmak için ışınlamadan bir gün sonra değerlendirilmesi daha uygundur. Işınlanmamış film, referans film olarak kullanılarak ve net optik yoğunluklar referans filmden çıkarılarak elde edilir.

Gafkromik EBT filmlerin film tarayıcısı kullanılarak taranması daha sonra PTW “Mephysto Mc2 FilmCal” programı kullanılarak filmlerin merkezindeki optik yoğunluklar (OD) okunarak hiç ışınlamamış filmin OD’si çıkarılarak net optik yoğunluklar elde edilir. $\text{NOD} = f(\text{Doz, cGy})$ grafikleri çizilerek kalibrasyon eğrileri oluşturulmaktadır.

2. 9. 2 Kalibrasyon Taraması

Kalibrasyon taraması yapmadan önce tarayıcı enaz 30 dakika önce açmak ve 5'er dakika arayla 4-5 kere öz izleme taraması yapmak gerekmektedir. Tarama penceresinin ortasını kullanmak fotografik renk düzeltmelerini kapatmak gerekli bit ve dpi değerlerini kullanmak tarama kaynaklı hatalarımızı en aza indirmek mümkündür.

2. 9. 3 Çok Kanallı Analiz

Tek bir kırmızı kanalı kullanan bir yöntemle karşılaştırıldığında, çok kanallı teknik yerel gama indeksi açısından daha iyi geçiş oranları elde edebilir. Benzer olmayan daha geniş alanlar için çok kanallı analiz yönteminin kullanılmasının araştırılması gerektiğini ileri sürmüştür. Üç renk kanalından gelen bilgileri birleştirerek geniş bir doz aralığında azaltılmış belirsizlikle düzgün bir değerlendirme yapmak mümkündür.

Üretici Gafkromik EBT filmlerin her yerinde aktif katman kalınlığı eşit olduğunun garantisini vermemektedir. Üretim esnasında aktif katmanda az miktarda kalınlık varyasyonunun olabileceğini belirtmektedir. Bu katman kalınlığı varyasyonunu hesaba katmak için Micke ve arkadaşları yaptığı çalışmada çok kanallı kalibrasyon ile film inhomojenitesini düzeltme yöntemini yayınlamışlardır. EBT filmler şeffafken, EBT2 ve EBT3 filmlerde aktif katmana radyokromik olmayan bir çeşit sarı boya eklenerek çok kanallı analiz ile homojenite düzeltmesinin yapılması mümkün olmuştur. Sarı boya mavi kanal sinyalinde doz bilgisini çekinik hale getirirken filmin aktif katman inhomojenite bilgisini baskın hale getirmiştir(47).

Klinikte kullanılan doz aralığına uygun olan kırmızı renk düşük doz aralığında iyi yanıtı, mavi ve yeşil renk kanallarının 10 000 Gy'ye kadar olan geniş doz aralığını birleştirerek tek bir sabit değerlendirme fonksiyonunu kullanmaktadır(48).

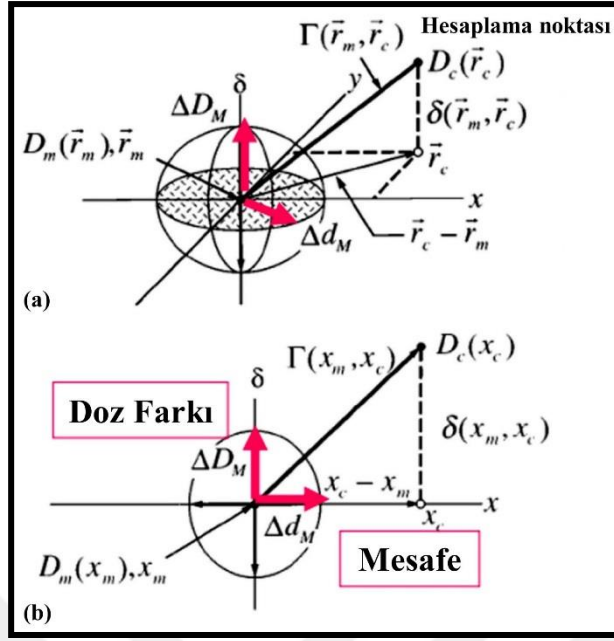
2. 9. 4 Tek Kanallı Analiz

Analiz aşamasına gelene kadar ki belirsizlikleri en aza indirger ve klinik tedaviler için kullanılan doz aralıkları için uygundur. Tarayıcıyı ve doza bağımlı düzensizliği ortadan kaldırdıktan sonra, tekli (kırmızı) kanal metodu, kalibrasyon için tekrar kullanılmıştır.

Tarayıcı görüntüsünün kırmızı bileşeninin kullanımının yeterli olduğu sonucuna varılmıştır. Görüntü bilgilerini sadece kırmızı renk kanalına indirmek, kırmızı bir filtrenin kullanımına eşdeğerdir. Tek kanallı analiz için sürekli kırmızı kanal olarak söylenmesi günlük klinik dozumuz karşılık gelen bir doz aralığına sahip olduğu bildirilmiştir. Daha yüksek dozlarda yeşil ve mavi kanallar da tek başına analiz için kullanılması kabul edilmiştir(48).

2. 10 Gama Analizi

İlk olarak Low ve ark. tarafından kullanılan bu metot doz dağılımlarını iki boyutlu karşılaştırma imkanı verir. Ölçülen dozu referans olarak kabul edip doz farkı (DD: Dose difference) ve mesafe uyumuna (DTA: Distance to agreement) dayanarak analiz yapan bir yöntemdir. Gama Histogram Analiz yöntemi TPS'den gelen akı haritasını (fluence map) referans olarak alıp cihazda elde edilen gerçek doz haritası ile karşılaştırma prensibine dayanır.



Şekil 2.12. Gama histogram analiz yöntemi geometrik olarak tanımlanması

Şekil 8a'daki elips formülünden;

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

Bu eşitlikte;

$$r(r_m, r) = |r - r_m| ; \delta(r_m, r) = D(r) - D_m(r_m)$$

İse r_m noktasındaki doz farkıdır. $D_c(r_c)$ 'nin herhangi bir kısmı elips yüzeyini keserse hesaplanan değer r_m noktasında kabul değerini geçmiş sayılır.

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\{[r^2(r_m, r) / \Delta d_M^2] + [\delta^2(r_m, r) / \Delta D_M^2]\}}$$

$$r(r_m, r) = |r - r_m| ; \delta(r_m, r_c) = D_c(r_c) - D_m(r_m) :$$

ise hesaplanan ve ölçülen doz değerleri arasındaki farktır.

Aynı noktadaki iki doz arasındaki farkı ve aynı dozu alan iki izodoz arasındaki uzaklığı analiz eder.

Gama değeri ≤ 1 için hesaplanan değere analizi geçer

Gama değeri ≥ 1 için hesaplanan değer analizi geçemez.

Bu gama değerlerinin değerlendirilmesi tek bir nokta için tanımlanmaktadır. Yapılan analizlerde doz haritasındaki bütün noktalara uygulanmakta ve analizi geçen değer %95'den büyük olması halinde, referans doz haritası ile hesaplanan doz haritası birbirine uyumlu kabul edilmektedir. Aksi bir durumda ise KK tekrar yapılmalı ya da optimizasyonun tekrar yapılması gerekebilir(49).

Gama analiz değerlendirme sonucu olarak birçok araştırmacı 3 mm DTA ve %3 DD farkını standart aldığı gibi her klinik kendi kalite kontrol programı doğrultusunda bu limiti DTA ve DD farklı değerleri kendileri için referans alabilmektedirler.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Araç ve Gereçler

Bu çalışmada kullanılan araç ve gereçler aşağıda belirtilmiştir.

1. Varian Trubeam lineer hızlandırıcı.
2. Varian Eclipse tedavi planlama sistemi.
3. PTW RW3 katı su fantomu.
4. Gafchromic EBT3 film.
5. Epsilon 1000XL film tarayıcı.
6. PTW Verisoft Programı
7. Ashland QA PRO 3.0 software.
8. IBM SPSS 23 istatistik programı

3.1.1. Varian Trubeam Lineer Hızlandırıcı

Varian marka Trubeam model lineer hızlandırıcı cihazı 6, 10, 6FFF, 10FFF MV foton 6, 9, 12 MeV değerlerinde farklı elektron enerjisi bulunan her bir tarafta 60 tane olma üzere 120 tane HD çok yapraklı kolimatör sistemine sahip lineer hızlandırıcıdır. Bu MLC 'lerin ortada bulunanların izomerkezdeki genişliği 0,25 cm, kenardakilerin izomerkezdeki genişliği 0,5 cm'dir.

Varian Trubeam cihazında, 3- BKRT yapılabildiği gibi dYART ve sYART teknikleri kullanılarak da YART planlarında uygulanabilmektedir. En küçük alan açıklığı $0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$ iken en büyük alan açıklığı ise $40 \times 40 \text{ cm}^2$ dir. MV ve KV gibi iki boyutlu görüntülemenin yanısıra üç boyutlu kV-CBCT alma özelliğine sahiptir. Görüntü kılavuzluğunda RT (IGRT), YART, nefes takibi eşliğinde RT (Gated RT), stereotaktik radyocerrahi(SRS), stereotaktik vücut radyoterapi(SBRT) gibi kullanılan ileri RT tekniklerini bir arada bulundurmaktadır.



Şekil 3.1. Trubeam Cihazı

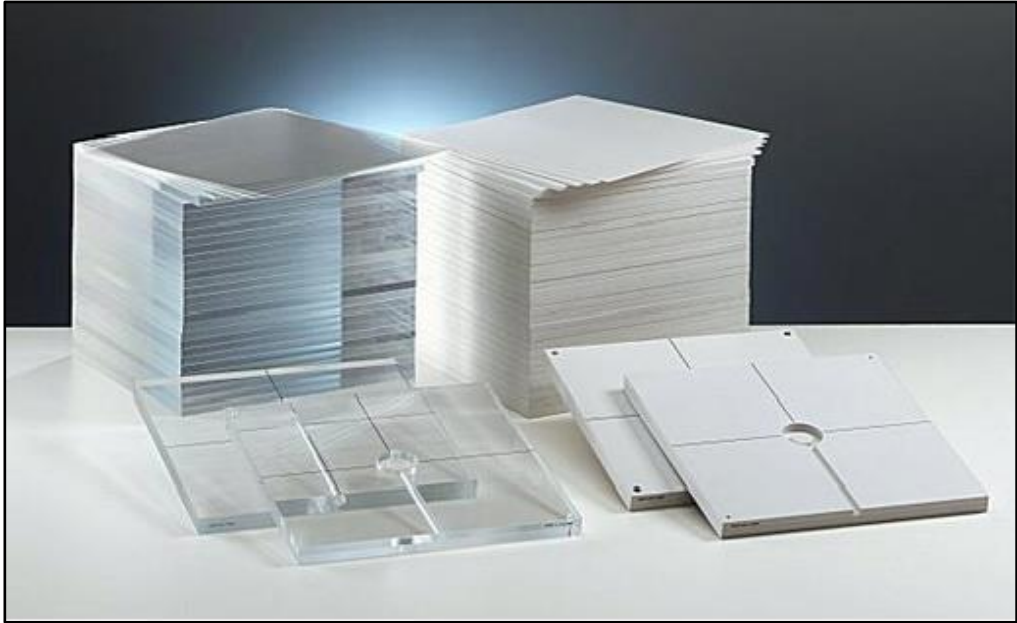
3.1.2. Eclipse Tedavi Planlama Sistemi

Varian Eclipse tedavi planlama sistemi versiyon 13.6 Progressive Resolution Optimizer (PRO) algoritması kullanan, VMAT, IMRT, 3BKRT, elektron ve brakiterapi planlamaları yapabilen Windows tabanlı bir çeşit tedavi planlama sistemidir.

DICOM uyumlu görüntüleme çeşitleriyle hastaların üç boyutlu modellemeleri yapılmaktadır. Fotonlar için hesaplama algoritmaları olarak AAA, PBC, ve AXB; elektron için ise Elektron Monte Carlo(EMC) kullanılmaktadır(50).

3.1.3. PTW RW3 Katı Su Fantomu.

RW-3 katı su fantomu (PTW, Freiburg, Germany), yüksek enerjili radyasyon tedavisi dozimetrisinde kullanılan, beyaz polistirenden yapılmış, %2 TiO içeren, fiziksel yoğunluğu 1.045 g/cm^3 , elektron yoğunluğu $3.43 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$ (su: $3.343 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$) olan bir fantom materyalidir. Co-60'dan 20 MV foton ile 4 MeV'den 25 MeV elektron ışın enerjisi aralığında ölçüm yapılacak şekilde tasarlanmıştır. Boyutları $40 \text{ cm} \times 40 \text{ cm}$ 'dir ve 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlıklarındaki levhalardan oluşur(51).

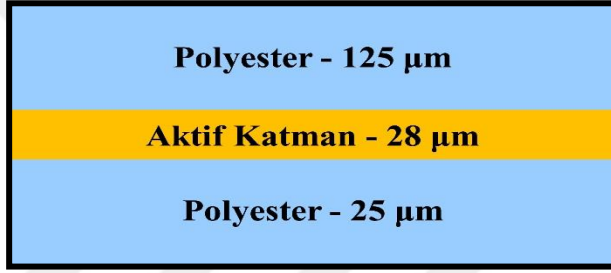


Şekil 3.2 PTW RW3 katı su fantomu

3.1.4 Gafkromik EBT3 Film

Gafkromik EBT ve EBT2 filmlerin en gelişmiş hali EBT3 filmidir. Aktif katman kalınlığı EBT2 filmi ile aynı olmasına karşın sadece EBT2 filminin aktif katman kalınlığı iki farklı alt ve üst polyester tabakadan oluşurken, EBT3 filmi ise aynı kalınlığa sahip alt ve üst polyester katmanlardan oluşur.

EBT3 filmlerin aktif katman kalınlığı 28µm ve 125µm kalınlığında polyester alt ve aynı kalınlıkta polyester üst katmandan oluşmaktadır. Kendinde gelişen, doku eşdeğerine sahip ve görünür ışıktan etkilenmeyen filmlerdir. Radyografik filmlere göre enerji bağımlılığı daha azdır. Suya dayanaklı ve yüksek çözünürlüğe sahiptirler(38).



Şekil 3.3. EBT3 Film

3.1.5 Epsilon 10000XL Film Tarayıcı

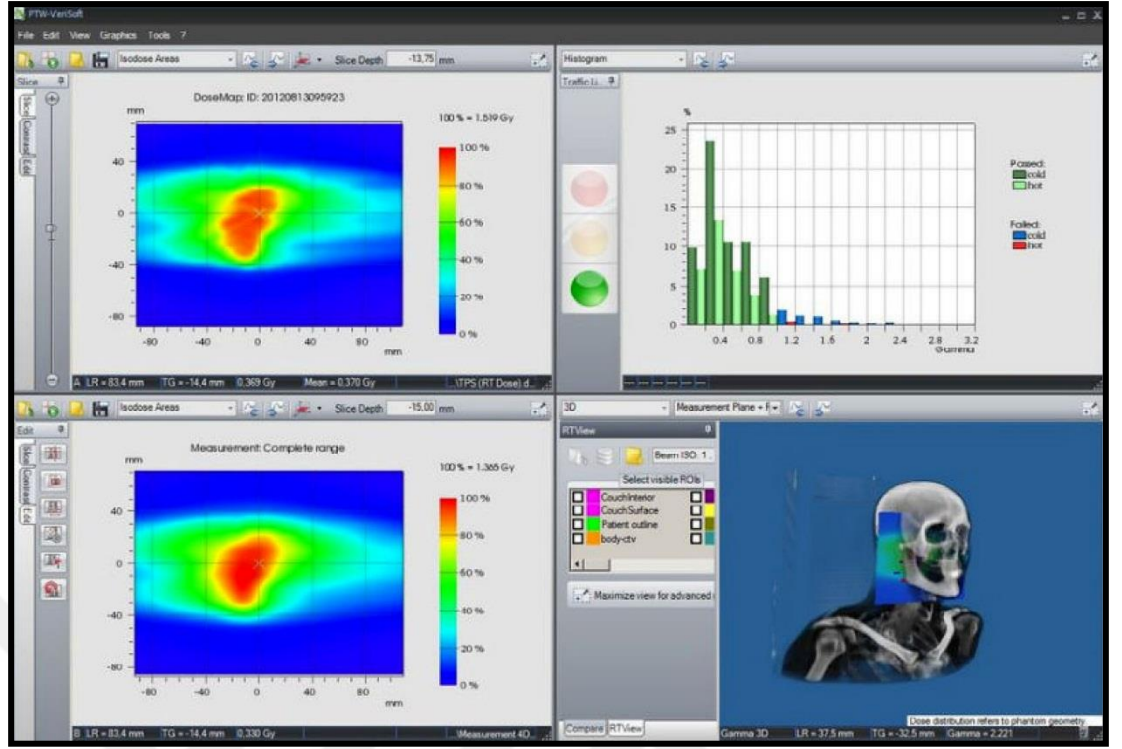
GAFChromic EBT3 dozimetre filminin, 48-bitlik (16-bit kanal başına) masaüstü renkli tarayıcı ile kullanılması önerilir. EPSON Expression 11000XL fotoğraf tarayıcı ve şimdi üretimi durdurulan model 10000XL Fotoğraf tarayıcı, önerilen modellerdir. Bunlar, kanal başına 16 bitlik bir renk derinliğinde film tarafından iletilen ışığın kırmızı, yeşil ve mavi renk bileşenlerini ölçen renk tarayıcılarıdır. Bu EPSON tarayıcıları, geniş tarama alanlarından dolayı özellikle önerilir. 12800dpi x 12800dpi maksimum tarama çözünürlüğüne sahiptir(52).



Şekil 3.4. Epson 1000 XL film tarayıcı

3.1.6 PTW Verisoft Programı

PTW verisoft yazılım programı analiz ve veri toplama için en yaygın ve gelişmiş yazılım programıdır. İyon odaları veya film ile elde edilen doz dağılımlarını ve TPS’te hesaplanan doz dağılımlarını iki boyutlu karşılaştırmak için kullanılan yazılımdır. Bu yazılım programı ile ışınlanmış filmler ile TPS’te hesaplanmış olan doz dağılımları arasında gama analiz yöntemi kullanılarak yapılabilmektedir(53).



Şekil 3.5. PTW verisoft yazılım programı

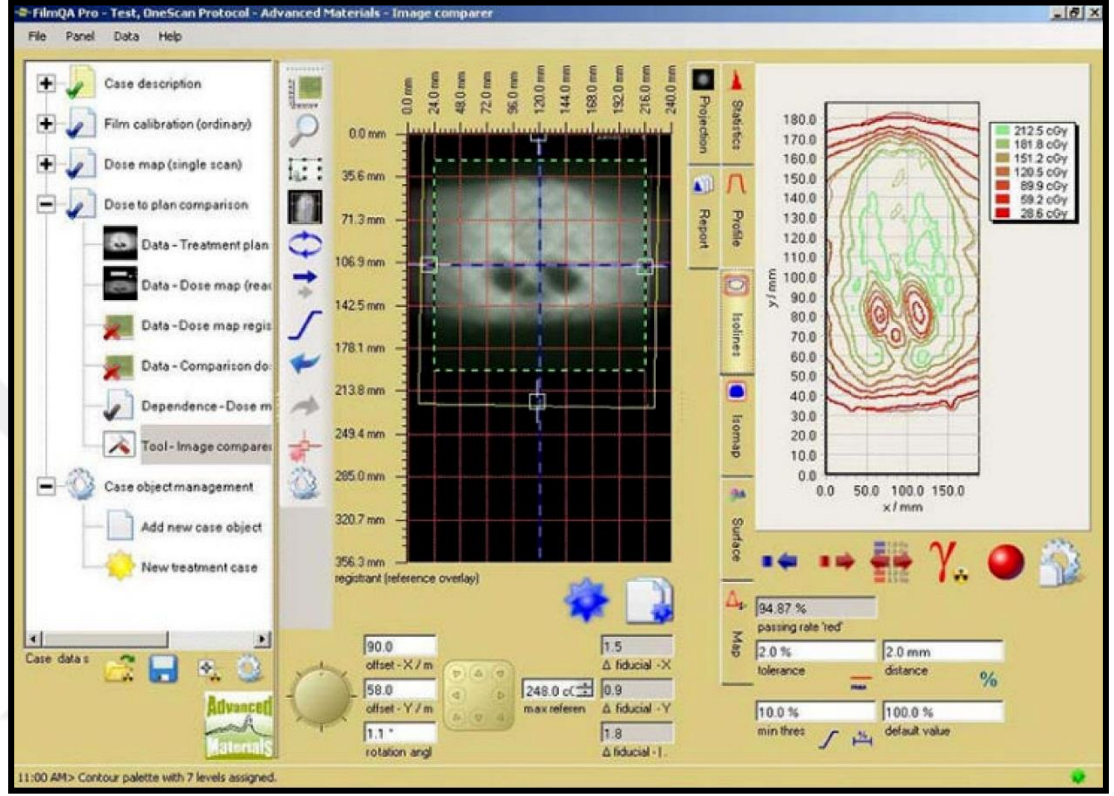
3.1.7 Ashland QA PRO 3.0 software

FilmQA™ Pro 3.0 yazılımı YART KK yöntemini basitleştirmek ve düzene koymak için özel olarak tasarlanmış karmaşık, niceliksel bir analiz aracıdır. Yazılım, SRS, SBRT ve VMAT yöntemlerinin KK için de geçerlidir. Işına maruz kalan film görüntülerini açmamıza ve optimize edilmiş doz haritalarını hesaplamaya izin verir(54).

FilmQA™ Pro 3.0 yazılımı, tarama sırasında hataların olup olmadığını tespit ederek film ve tarayıcı hatalarını ortadan kaldıran veya hafifleten çok kanallı dozimetreyi kullanmaktadır. Buna ek olarak, en son sürüm tek bir taramada kalibrasyon ve plan doğrulamasını birleştiren tek tarama analizine olanak tanır. Hataları % 1'in altına düşürmenize olanak sağlayan tarama çeşitliliği gibi hata kaynaklarını ortadan kaldırmaktadır(54).

FilmQA™ Pro 3.0 yazılımı ile sonuçları kısa sürede ulaşıp, ışınlama sonrası oluşabilecek belirsizlikleri kendi içerisinde düzelterek istenildiği zaman analiz

yapma özelliğine sahiptir. Yazılım, DTA 3 mm'de DD % 3 yerine DTA 2 mm'de DD % 2 oranında ≥ 95 gama geçiş değeri vermektedir(54).



Şekil 3.6. AshlandQA Pro 3.0

3.1.8 IBM SPSS 23 İstatistik Programı

Bu çalışma da analiz için SPSS versiyon 23 kullanılmıştır . Bu tez çalışmasında da elde edilen verileri bu program ile istatistiksel analizi yapılmıştır. Shapiro wilk ve Kolmogorov- Smirnov testleri ile normallik varsayımının sağlanıp sağlanmadığı araştırıldı. Non parametrik test analizi de Wilcoxon testi ile yapıldı. Anlamlılık için P değeri $P \leq 0.005$ olarak kabul edildi.

3.2 YÖNTEM

Bu tez çalışması Varian Trubeam lineer hızlandırıcı cihazında 6 MV ve 6 FFF foton enerjileri kullanılarak yapılmıştır. Eclips TPS doz hesaplama algoritması olarak AAA kullanılmıştır. Bu tez çalışması için oluşturulan fantoma, YART planlarının KK planları oluşturulan fantoma gömüldü.

Işınlanacak filmlerden önce Trubeam lineer hızlandırıcının mekanik ve dozimetrik kontrolleri yapılmıştır. Mekanik kontroller izomerkezin; kolimatör dönüşü, gantri dönüşü ve lazerlerle uyumu kontrol edilmiştir. Gantri ve kolimatör dönüş göstergelerinin sayısal ve mekanik olarak uyumluluğu kontrol edilmiştir. Kontroller sırasında elde edilen değerlerin istenilen limitlerde olmasına özen gösterilmiştir.

Dozimetrik ölçüm olarak ise cihazın ürettiği radyasyon verimi kontrol edildi. Cihaz $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 'lik alanda SSD=100cm 'de 6 MV ve 6 FFF enerjiler için maksimum doz derinliğinde ($d_{\max}$) kontrol edilmiş ve gerekli olan doz kalibrasyon düzeltmesi 1MU=1cGy verecek şekilde yapılmıştır. Doz kalibrasyonu için RW3 katı su fantomu ve 0.6cc Farmer tipi iyon odası kullanılmış ve ölçümler esnasında TRS-398 doz protokolü dikkate alınmıştır(55).

3.2.1 Radyokromik Film Kalibrasyonu

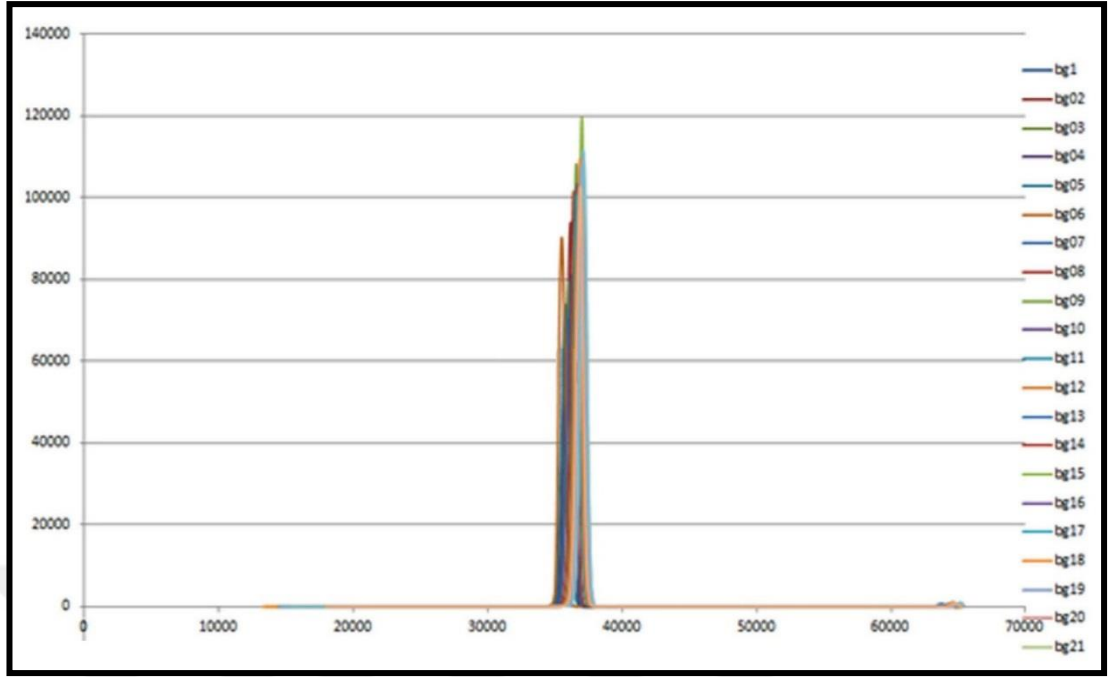
Bu tez çalışmasında Gafkromic EBT3 radyokromik film kullanılmıştır. Film dozimetre ile çalışırken doz verisini değiştirmemek için eldiven kullanarak çalışılmıştır. Filmlerin daha düzgün ve rahatlıkla kesebilmek için giyotin kullanıldı. Gafkromik film dozimetri görünür ışıktan az miktarda etkilenmektedir. Bundan dolayı güneş ışığından korunmalı ve uzun süre oda ışığına maruz bırakılmamalıdır.



Şekil 3.7. Giyotin ile kesilen filmler

Gafkromic EBT3 filmler kalibrasyon için $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 'lik boyutlarda kesilerek hazırlanmıştır, filmleri bundan daha küçük kesmek film kenarında bükülmelere ve mekanik strese neden olacağı için tercih edilmemiştir. Kesilen filmler yön bağımlılığı nedeniyle ışınlama sırasında ve tarayıcıya konumlandırırken aynı yerde olmasının istendiğinden dolayı işaretlenmiştir.

Bu tez çalışması için kullanılan tarayıcı ile kendi klinigimizde yapılan bir çalışmada, tarayıcının orta hattının kullanılması bizlere daha iyi sonuç verdiğini göstermiştir.

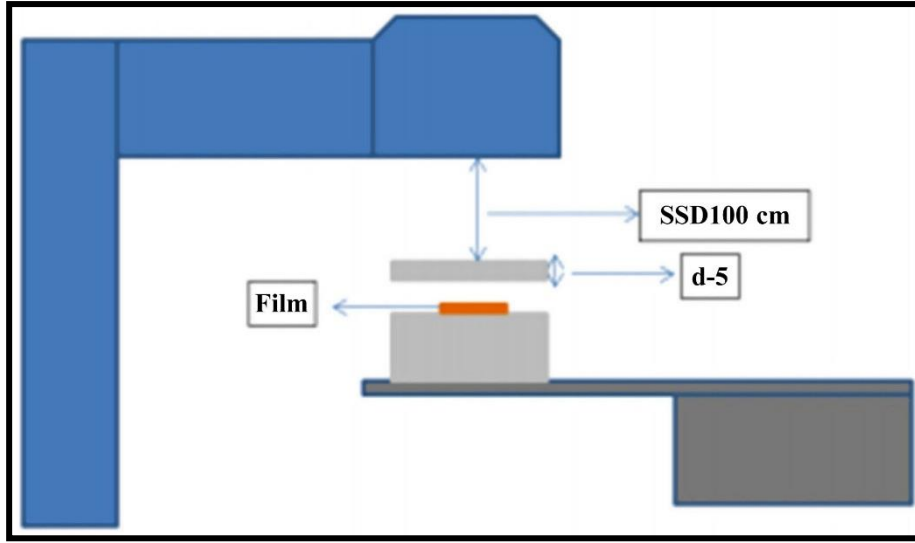


Şekil 3.8. Epson 10000XL tarayıcının tarama bölgesi ile ilgili çalışma

Kliniğimizde CyberKnife'in KK filmi ile yapılan bu çalışma da soldan-sağa yukarıdan-aşağıya 21 film taraması yapılmış ve sonucunda ise orta hatta ya da orta hatta yakın olan taramalar daha iyi görülmüştür.

Kalibrasyon için ışınlanacak filmler dışında, kalibrasyon fonksiyonunu elde etmek için ışınlanmamış bir film ayrılmıştır. 0,6 cc Farmer tipi iyon odası, PTW elektrometre kullanılarak, TRS-398'e göre 1cGy=1MU doğruluğunu kontrol etmek için doz verimi ölçülmüştür.

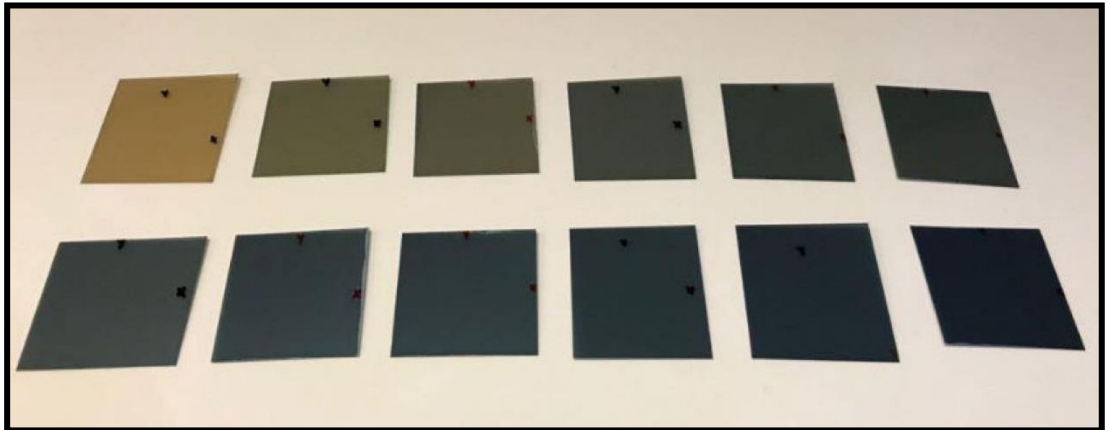
Gantri 0° 'de, SSD=100cm'de ve RW3 katı su fantomu kullanarak d=5cm derinliğine yerleştirilen filmler, 10x10cm alan boyutunda ve 6MV x-ışını ile, (100,200,300,400,700,1000,1500,2000,2500,3000 cGy) dozlarda ışınlandı.



Şekil 3.9. Film kalibrasyonu için ışınlama düzeneği

Aynı şartlarda ve aynı değerlerinde 6FFF x-ışını için ayrı bir film kalibrasyon eğrisi için ayrılan filmler ışınladı.

EBT3 filmler ışınlanmadan önce alan dışı dozlardan etkilenmemesi için Epson 10000XL flatbed film tarayıcısında taranacak büyüklükte 11 eş parçaya bölündü.

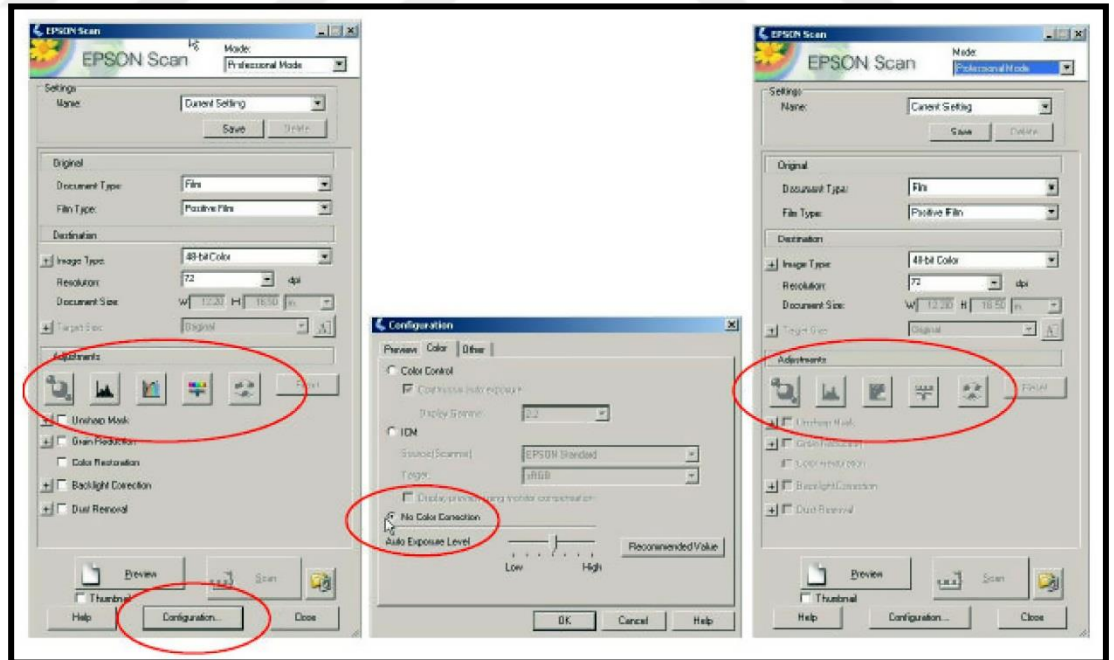


Şekil 3.9. Kalibrasyon eğrisi için ışınlanmış filmler

Filmlerin X-ışını etkisi sonrasında , monomerlerin polimerleşme olayı gerçekleşir ve erin polimerizasyon arttıkça monomerler arasındaki mesafe artar. Polimerizasyon 1 saniye içinde hızla biter ve logaritmik bir artış olur ve optik yoğunluk başlar(56). Işınlanmadan sonra bu optik yoğunluğun tamamlanabilmesi için filmlerin 6 saat bekletilmesi önerilmektedir(57). Bu çalışmada analiz edilecek filmler en az 6 saat bekletildi. Bekletildikten sonra tarama işlemi başlatıldı.

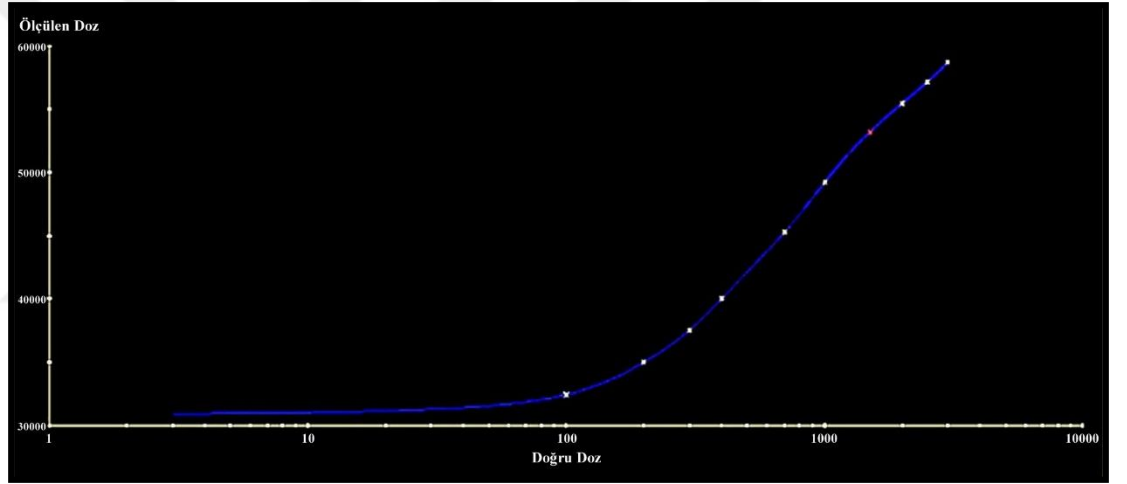
Epson 10000XL flatbad tarayıcısında film taramadan önce, tarayıcının en az 30 dakika önce açmak ve 5'er dakika arayla 5-6 tarama yapmak tarayıcının lambasının sıcaklığını sabit tutmamızı sağlamaktadır. Aksi taktirde taramadaki farklı tarayıcı sıcaklıkları farklı piksel değerleri okumamıza neden olabilmektedir.

Tarayıcı modu profesyonel moda getirilerek ve film tipi ise pozitif film seçildi. Çok kanallı analizde yapılacağı için hassasiyet 48 bit ve çözünürlük ise 76 dpi seçildi. Tarayıcının fotografik renk düzeltmeleri, dozimetrik bir analiz yapılacağı için kapatıldı. Dozimetrik analiz sırasında işlenmemiş veri kullanılmalıdır(56).



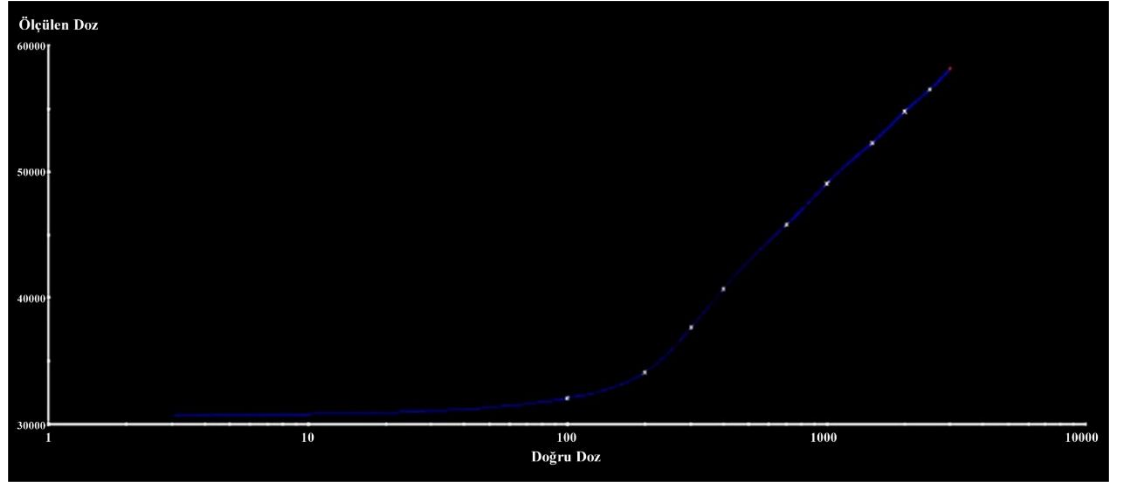
Şekil 3.11. Tarayıcının fotografik düzeltme ayarları

Gafkromik filmlerde en çok kontras farkı kırmızı renkte görüldüğünden dolayı filmler tarandıktan sonra imaj j ile kırmızı, yeşil ve mavi renklere ayrıldı ve .tif dosyası olarak kaydedilerek daha sonra üç kanallı analizde kullanıldı. Kalibrasyon eğrisinin oluşturulması için PTW Mephysto mc² Film Cal programı kullanılarak elde edildi. Filmlerin merkezindeki optik yoğunluklar (OD) okunarak hiç ışınlamamış filmin OD'si çıkarılarak net optik yoğunluklar elde edildi. Verilen değerler ve OD değerleri arasında bir kalibrasyon eğrisi oluşturuldu. Ancak bu tez çalışmasında yüksek dozlarda çalışıldığı için kalibrasyon eğrimiz kırmızı kanaldan(0-800cGy) değil de yeşil kanaldan (800-4000cGy) oluşturuldu.



Şekil 3.12. 6 MV film kalibrasyon eğrisi

Bütün anlatılan bu işlemler 6 MV ve 6 FFF X-ışını enerjileri için uygulandı ve her iki enerji için ayrı ayrı kalibrasyon eğrisi oluşturuldu.



Şekil 3.13. 6 FFF film kalibrasyon eğrisi

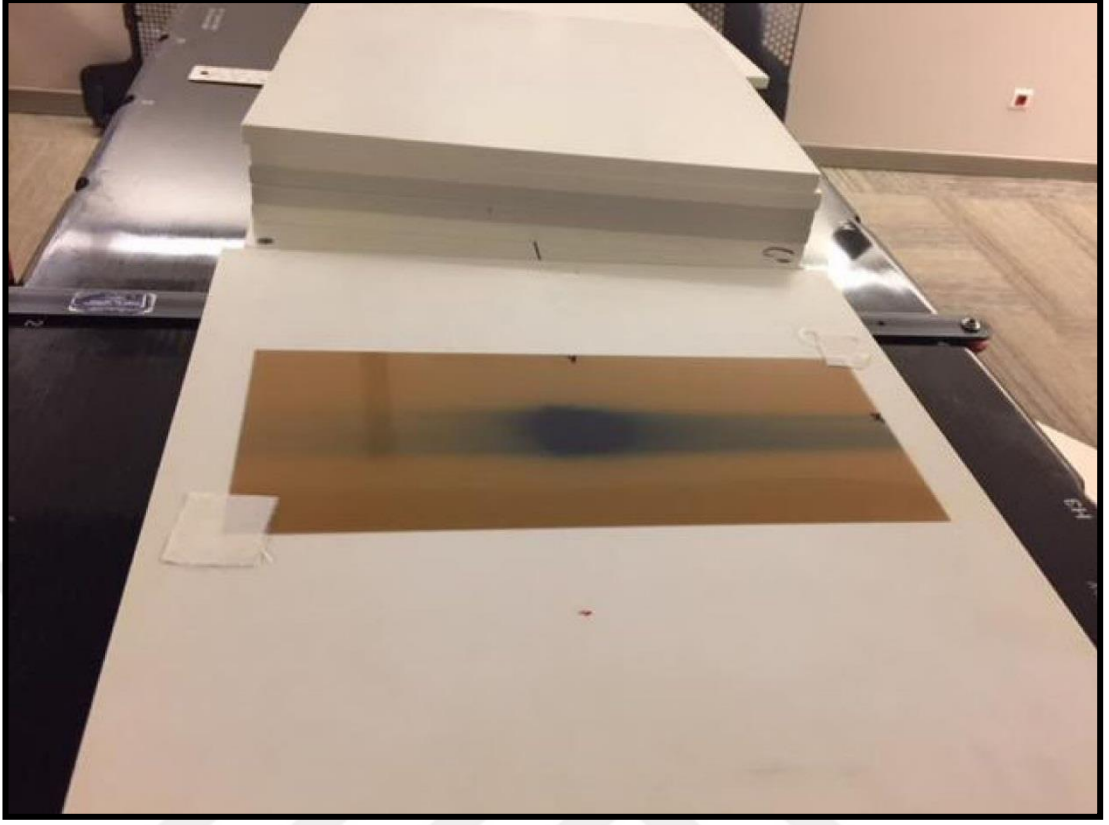
3.2.2 Kalite Kontrol Planlarının Işınlanması

Bu tez çalışmasında daha önce belirlenen hastaların Eclipse TPS üzerinde oluşturulan fantom yapılan KK planları 0,1 çözünürlükle ile hesaplandı. Filmler her hastanın tedavi edilecek lezyonun eşdeğer kare alanı kadar kesildi.

Tablo 3-1. Tedavi tekniği ve fraksiyonasyon karakteristiği

Karakteristik	Değer
Enerji	
6MV	14
6FFF	15
Toplam	29
6MV- Eşdeğer Kare Boyutu (cm ²)	
5.50 ≥	6
5.50 <	8
Aralık	2.48 – 16.45
6FFF- Eşdeğer Kare Boyutu (cm ²)	
5.50 ≥	6
5.50 <	9
Aralık	3,20 – 16,45
Fraksiyonasyon (cGy)	
1800 x 3	3
1100 x 5	5
1000 x 5	5
900 x 3	4
900 x 5	1
850 x 7	3
800 x 4	1
750 x 8	2
650 x 5	1
600 x 5	1
200 x 25	3
Teknik	
VMAT	29
IMRT	0
Konformal	0

Filmlerin kesilmeden dolayı oluşacak olan mekanik streslerin düzeltilmesi için 24 saat bekletildikten sonra ışınlamaya başlanmıştır. Lineer hızlandırıcıda PTW RW3 katı su fantomuyla oluşturulan düzenek TPS üzerinde oluşturulan fantom düzeneği ile aynı olmasına dikkat edilmiştir. Radyokromik filmler ışınlaması için 5 cm derinliğe konumlandırılmıştır. Her plan için yeni bir film kullanılarak ışınlandı. Işınlanan filmler 24 saat bekletildikten sonra analize hazır hale gelmiştir.



Şekil 3.14. KK filmlerin ışınlanması

3.2.3 Kalite Kontrol Filmlerin Analizi

Önceden yapılmış olan KK planları ışınlanarak analiz edilme aşamasına gelinmiştir. Analiz kısmında tek kanallı PTW verisoft ve Ashland QA pro yazılımları kullanıldı. Film için yukarıda belirtilen işlemler yerine getirildikten sonra ışınlanmış filmler Epson 10000XL tarayıcı ile sayısallaştırılmıştır. İmaj j ile renklere ayrıldıktan sonra kaydedildi. Önceden oluşturulmuş olan kalibrasyon dosyası sayısallaştırılmış olan filmlere uygulayarak ölçülmüş olan doz haritaları elde edildi.

Analiz için ikinci bir aşama olan, Eclipse TPS 'te fantom içerisine oluşturulan planların iki boyutlu doz haritaları filmin bulunduğu kesitlerden çekilerek analizde kullanıldı. Bu iki yazılım programında TPS üzerinde hesaplanmış doz dağılımı ile ışınlanmış filmin üzerindeki doz haritası eşleştirilir. Bu eşleşmenin sonucunda yazılım programları üzerinden gama analizi yapılmıştır.

Yapılan gama analizi sonucunda geçen piksellerin oranları bulunmuştur. Gama analizi 0,5-5 % DD ve 0,5-5 mm DTA değerleri arasında bütün geçme-kalma değerleri elde edildi. Bu gama değerlerine her iki yazılım programında uygulanmıştır.



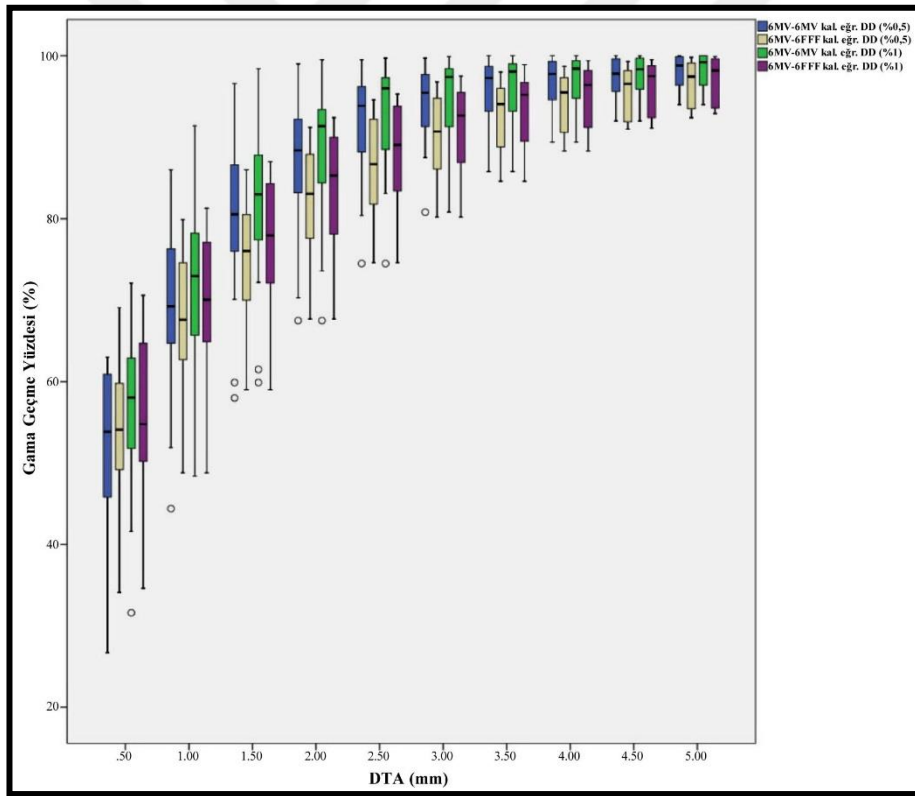
4. BULGULAR

4.1 Gafkromic EBT3 Filmlerin Tek Kanallı Analizlerinin Değerlendirilmesi

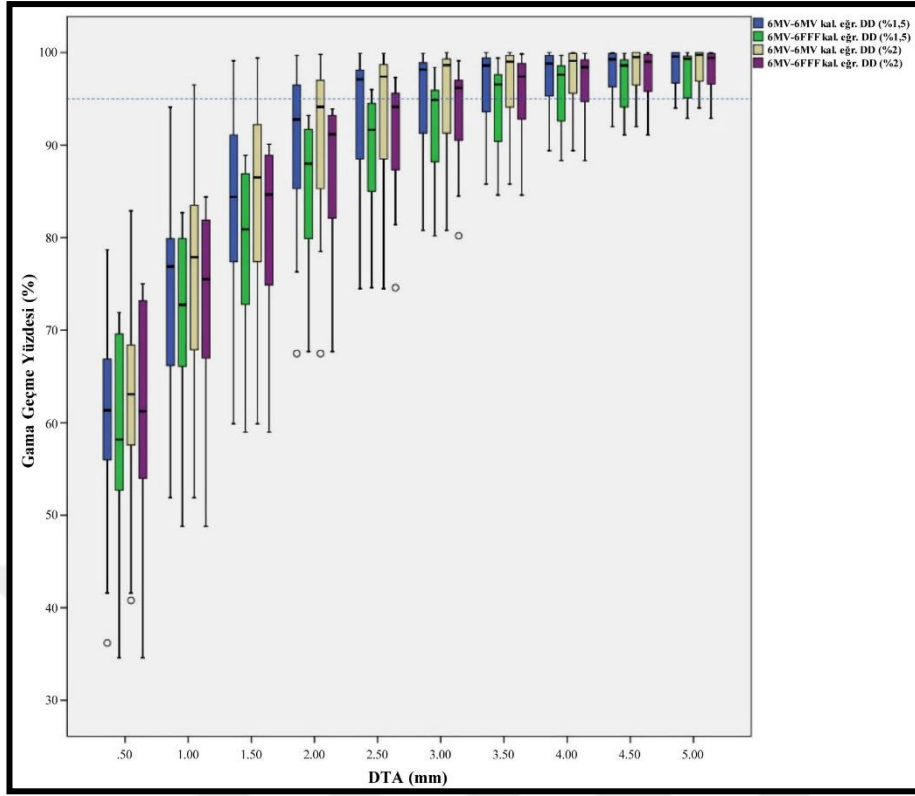
4.1.1 6 MV Tek Kanal Analizi

6 MV tek kanallı analizde, 6 MV enerjiye sahip hastaların önce kendi enerjisindeki kalibrasyon eğrisi ile analiz edildi ve daha sonra aynı 6 MV enerjili hastaları 6 FFF kalibrasyon eğrisi ile hastaların gama geçme yüzdelere bakıldı.

Tek kanallı analizde DD %0.5-1 ve DD %1.5-2 için tüm DTA(mm) değerlerine bakıldığında DTA 2mm'nin altında kalan değerlerde gama geçme yüzdesi %95'in altında kaldığı görülmüştür.(Şekil 4.1a, 4.1b)

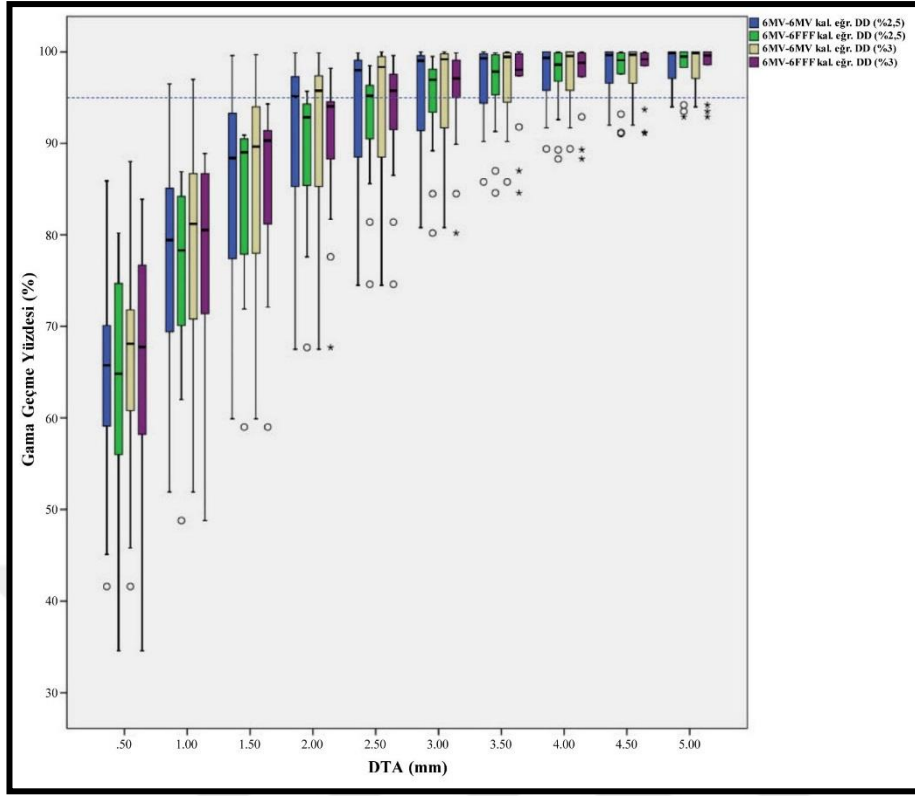


Şekil 4.1a) 6 MV hastaların 6 MV ve 6 FFF kalibrasyon eğrisi ile analizi (DD%0.5-1)

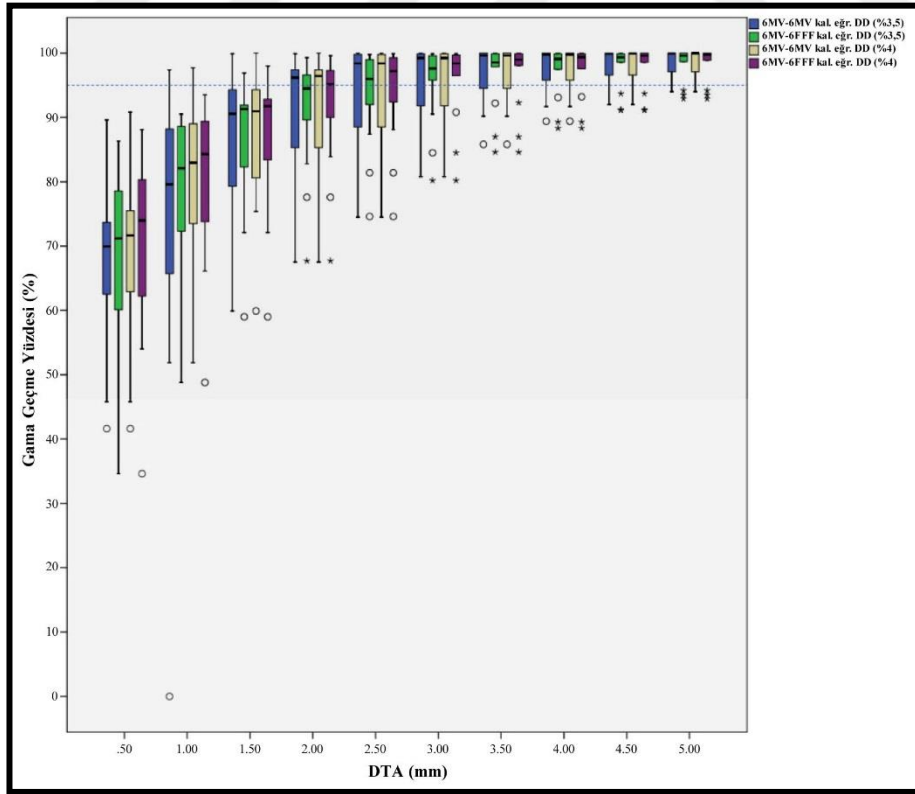


Şekil 4.1b) 6 MV hastaların 6 MV ve 6 FFF kalibrasyon eğrisi ile analizi (DD%1.5-2)

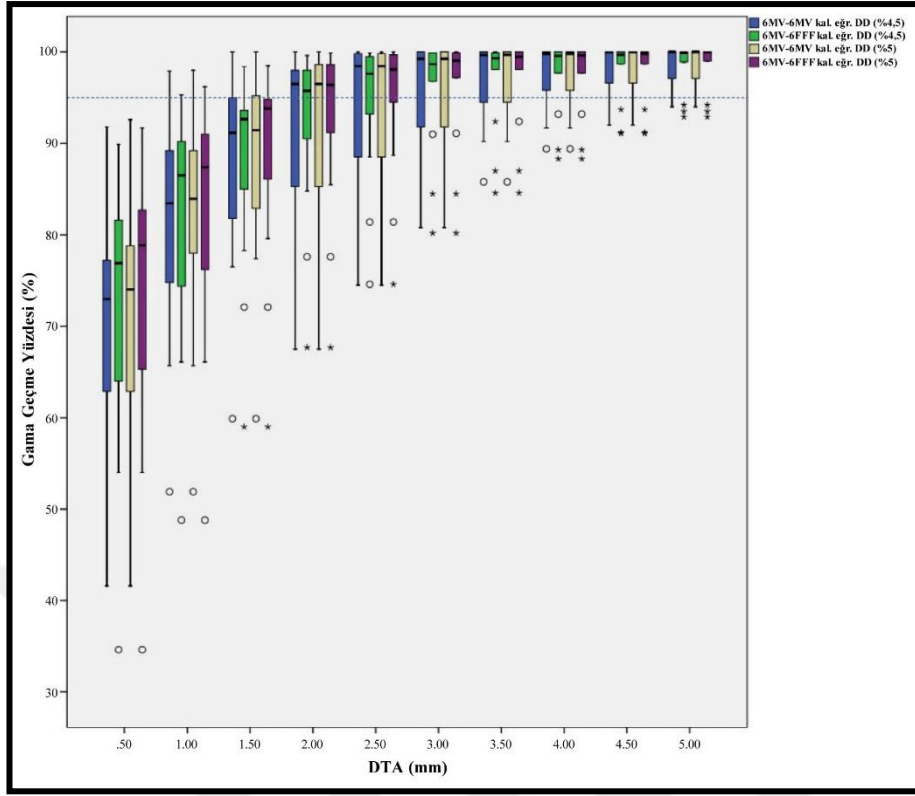
Bu analizde hem 6 MV hastalar için yapılan analizde 6FFF kalibrasyon eğrisi kullanılarak aynı grafik üzerinde kıyaslama yapılmıştır. DD % 2'nin ve DTA 2mm ve üzerinde olan %DD ve DTA mm değerleri için gama geçme değerlerine bakılabilir. (Şekil 4.1c, 4.1d, 4.1e)



Şekil 4.1c) 6 MV hastaların 6 MV ve 6 FFF kalibrasyon eğrisi ile analizi (DD%2.5-3)



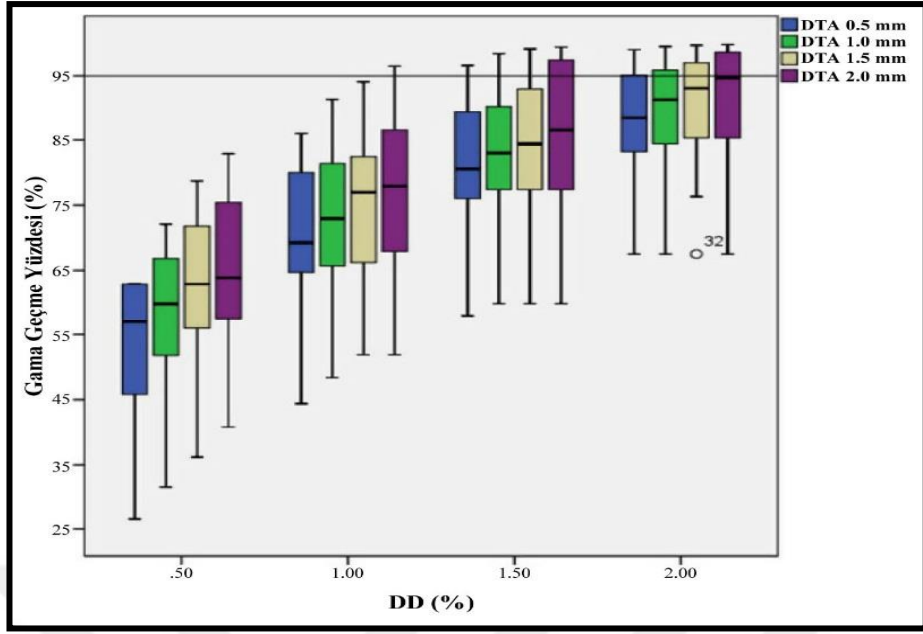
Şekil 4.1d) 6 MV hastaların 6 MV ve 6 FFF kalibrasyon eğrisi ile analizi (DD%3.5-4)



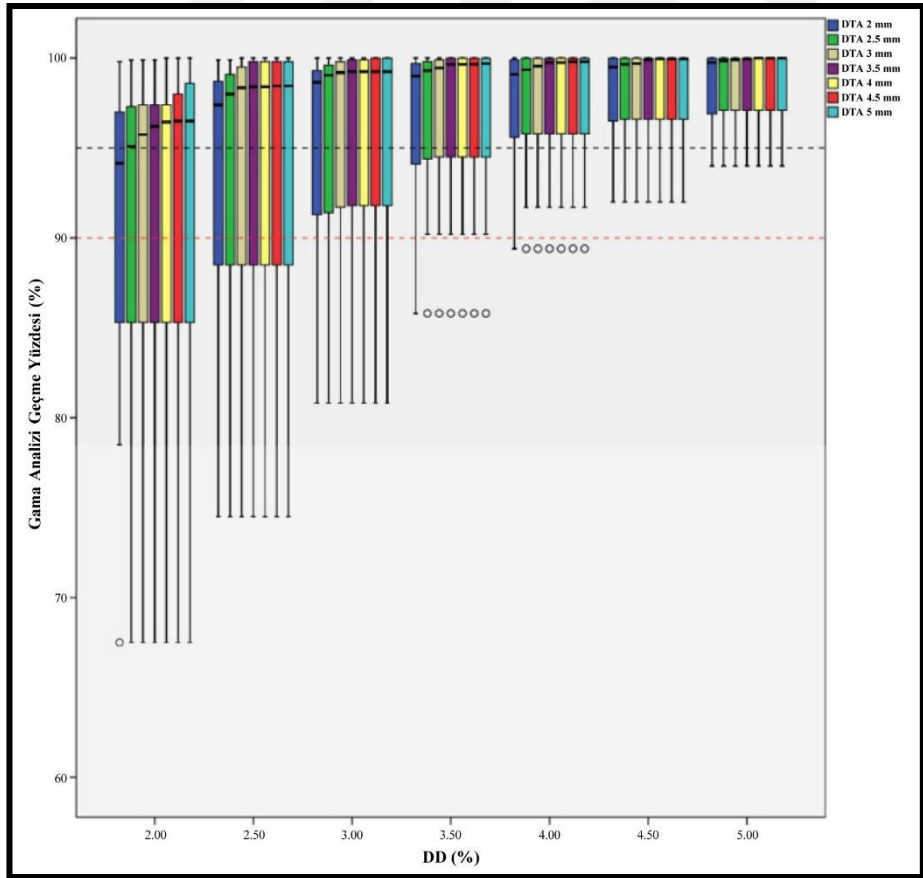
Şekil 4.1e) 6 MV hastaların 6 MV ve 6 FFF kalibrasyon eğrisi ile analizi (DD%4.5-5)

Yapılan analizlerden sonra DD %2 ve DTA 2 mm'nin altında gama geçme değerlerini sağlayamadığımızı ve üstündeki değerlere bakarak değerlendirilmesi gerektiği görülmüştür.

Grafiklere bakıldığı zaman %95 olan gama geçme değeri DD %2'de sabit tuttuğumuzda bütün DTA değerlerinde gama geçme değeri tutmaya başlamıştır. Grafikteki her bir bar kendine ait tek DTA değerini içermektedir. DD %4 ve DTA 2 mm sonraki bütün değerler %95 gama geçme değerinin üstündedir (Şekil 4.2a, 4.2b).



Şeki 4.2a) 6MV için DD %2 ve DTA 2 mm altındaki gama analiz geçme değerleri



Şekil 4.2b) 6MV için DD %2 ve DTA 2 mm üstündeki gama analiz geçme değerleri

6 MV hastalarını kendi enerjisinin kalibrasyon eğrisi ile ve 6 FFF enerjisini kalibrasyon eğrisi ile analiz ettiğimizde ve bunları birbiri ile karşılaştırdığımızda istatistiksel olarak fark olduğu yapılan analiz sonucunda elde edilmiştir. Sadece DD %5 değerinde iken tüm DTA değerlerinde $P \geq 0.05$ 'ten büyük olduğu için sadece bu değerde istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur.(Tablo 4.1)

Tablo 4.1. 6MV-6MV & 6MV-6FFF Karşılaştırmalarının Değişen DTA Değerlerine Göre ortalama, standart sapma ve P Değerleri

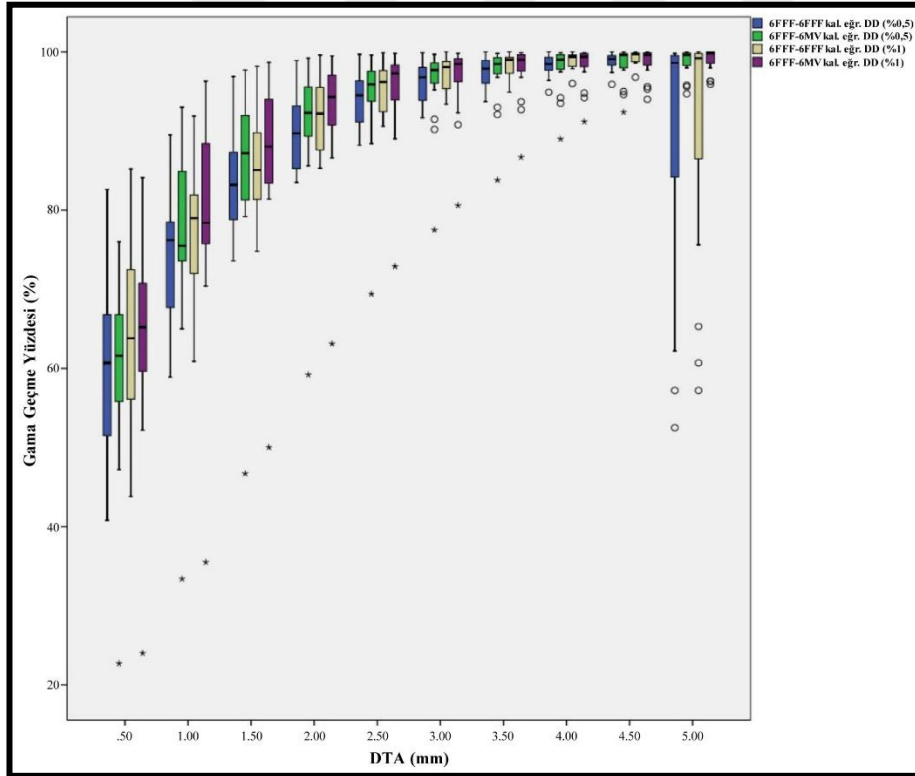
DD(%)	ORTALAMA(Min – MAX)	STANDART SAPMA	P DEĞERLERİ
0.5	85.977 (26.70 - 100.00)	16.047	0.000
1	87.255 (31.60 - 100.00)	15.123	0.000
1.5	88.282 (34.60 - 100.00)	14.424	0.000
2	89.117 (34.60 - 100.00)	13.850	0.000
2.5	89.782 (36.20 - 100.00)	13.361	0.000
3	90.329 (40.80 - 100.00)	12.939	0.000
3.5	90.770 (41.60 - 100.00)	12.740	0.010
4	91.114 (41.60 - 100.00)	12.292	0.040
4.5	91.395 (41.60 - 100.00)	12.047	0.027
5	92.638 (41.60 - 100.00)	11.822	0.109

4.1.2 6 FFF Tek Kanal Analizi

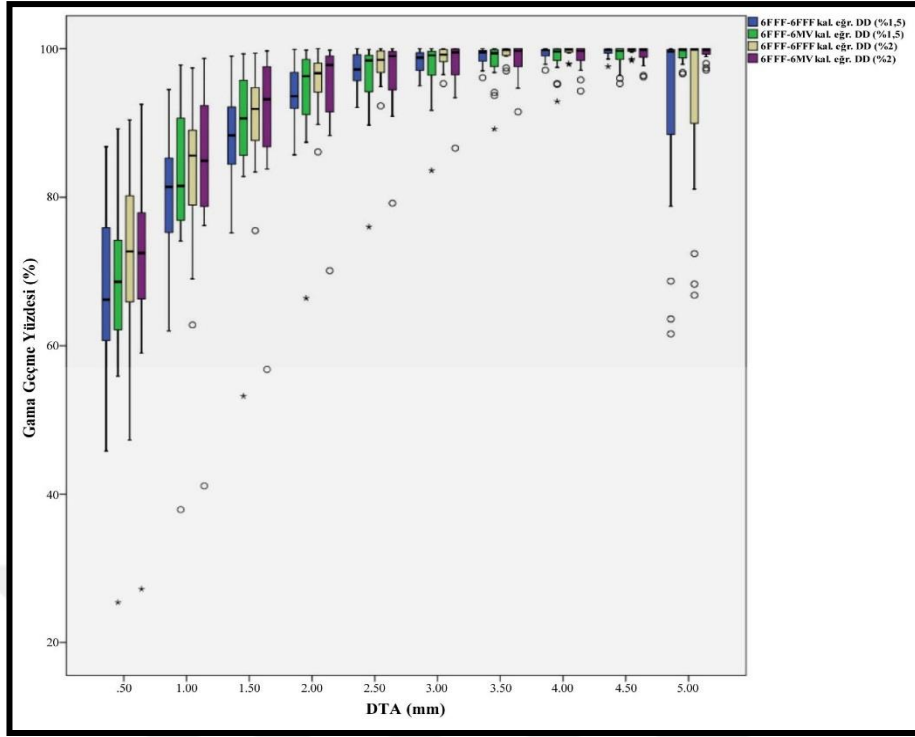
6 FFF tek kanallı analizde, 6 FFF enerjiye sahip hastaların önce kendi enerjisindeki kalibrasyon eğrisi ile analiz edildi ve daha sonra aynı 6 FFF enerji ile tedavi edilen hastalar, 6 MV kalibrasyon eğrisi ile gama geçme yüzdelere bakıldı.

6 MV tek kanallı analizde DD %0.5-1 ve DD %1.5-2 için tüm DTA(mm) değerlerine bakıldığında DTA 2mm'nin altında kalan değerlerde gama geçme yüzdesi belirlenen eşik değerin altında kalmış ancak 6 FFF enerjisindeki tek kanalda yapılan analizde DD %1.5 ve DTA 1.5 mm değerlerinden itibaren gama geçme yüzdelere bakmaya başlanabilir olduğu görülmüştür.

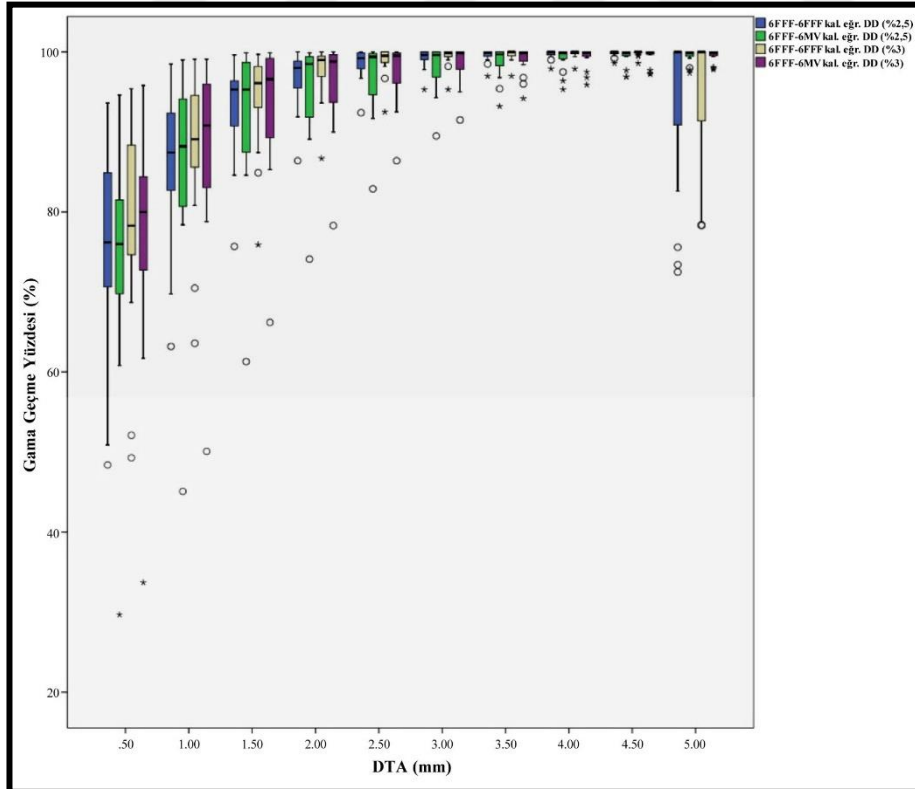
Bu analizde hem 6 FFF hastalar için yapılan analizde 6 MV kalibrasyon eğrisi kullanılarak aynı grafik üzerinde kıyaslama yapılmıştır. DD % 1.5'nin ve DTA 1.5 mm ve üzerinde olan %DD ve DTA mm değerleri için gama geçme değerlerine bakılabilir.(Şekil 4.3a, 4.3b, 4.3c, 4.3d, 4.3e)



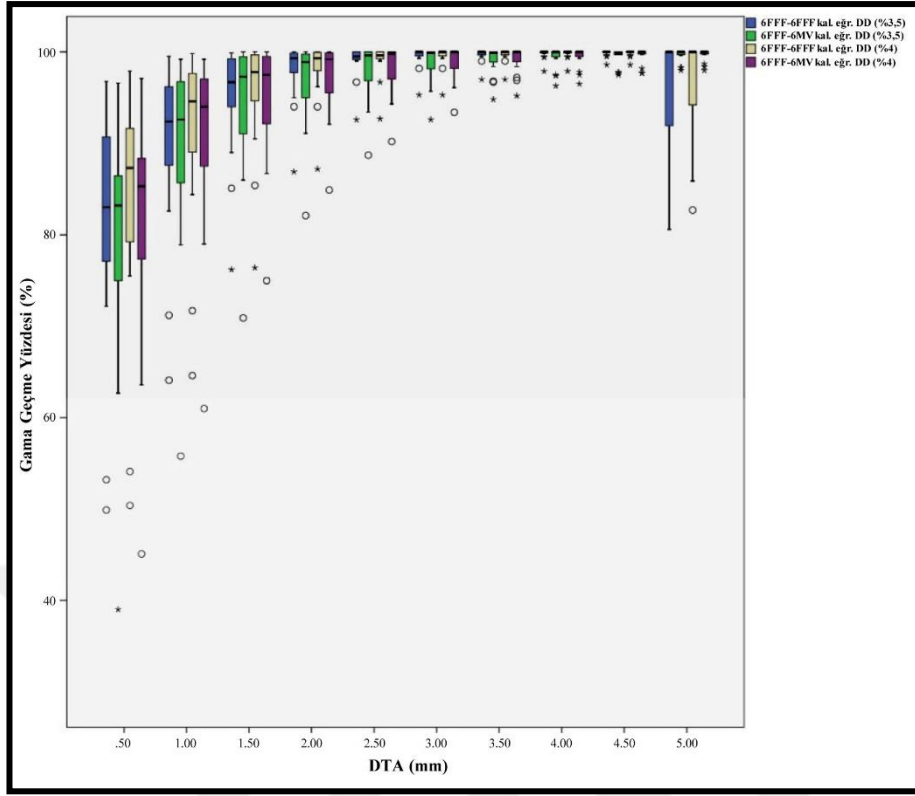
Şekil 4.3a) 6 FFF hastaların 6 FFF ve 6 MV kalibrasyon eğrisi ile analizi (DD%0.5-1)



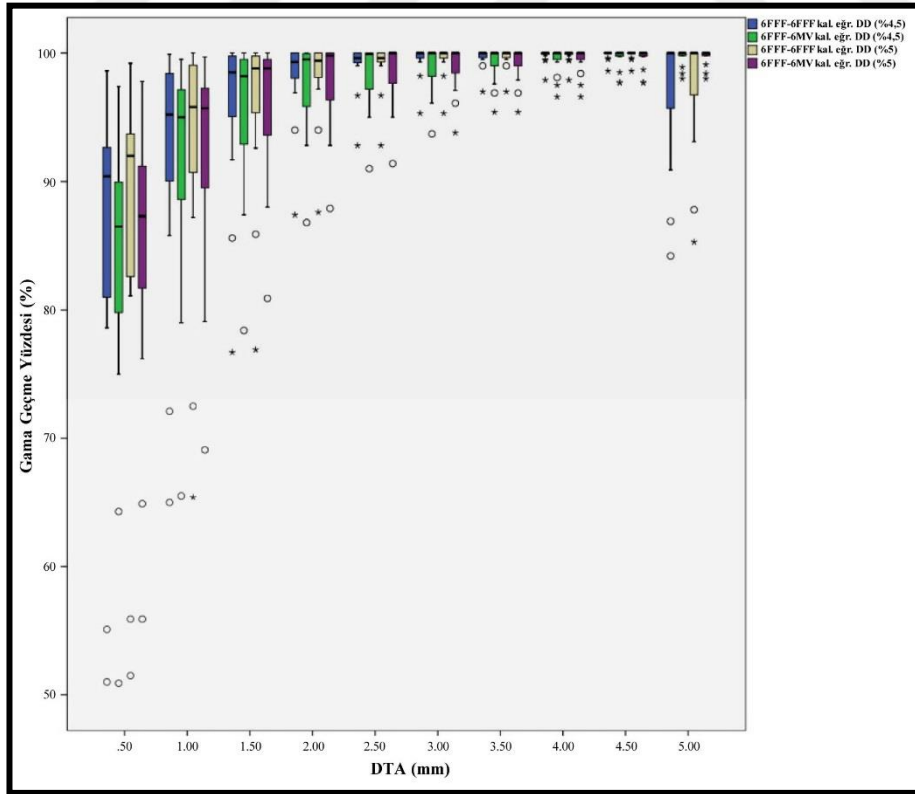
Şekil 4.3b) 6 FFF hastaların 6 FFF ve 6 MV kalibrasyon eğrisi ile analizi (DD%1.5-2)



Şekil 4.3c) 6 FFF hastaların 6 FFF ve 6 MV kalibrasyon eğrisi ile analizi (DD%2.5-3)



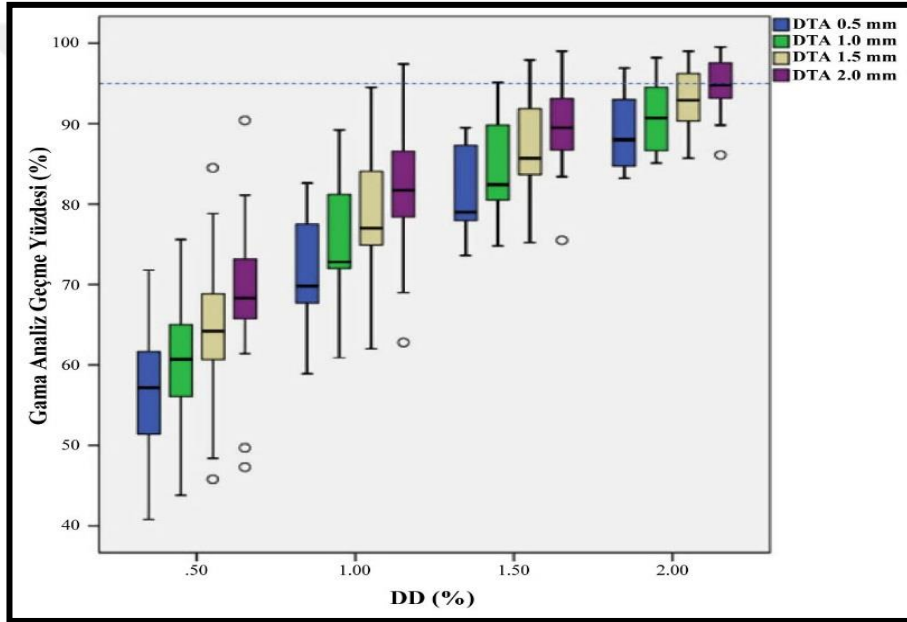
Şekil 4.3d) 6 FFF hastaların 6 FFF ve 6 MV kalibrasyon eğrisi ile analizi (DD%3.5-4)



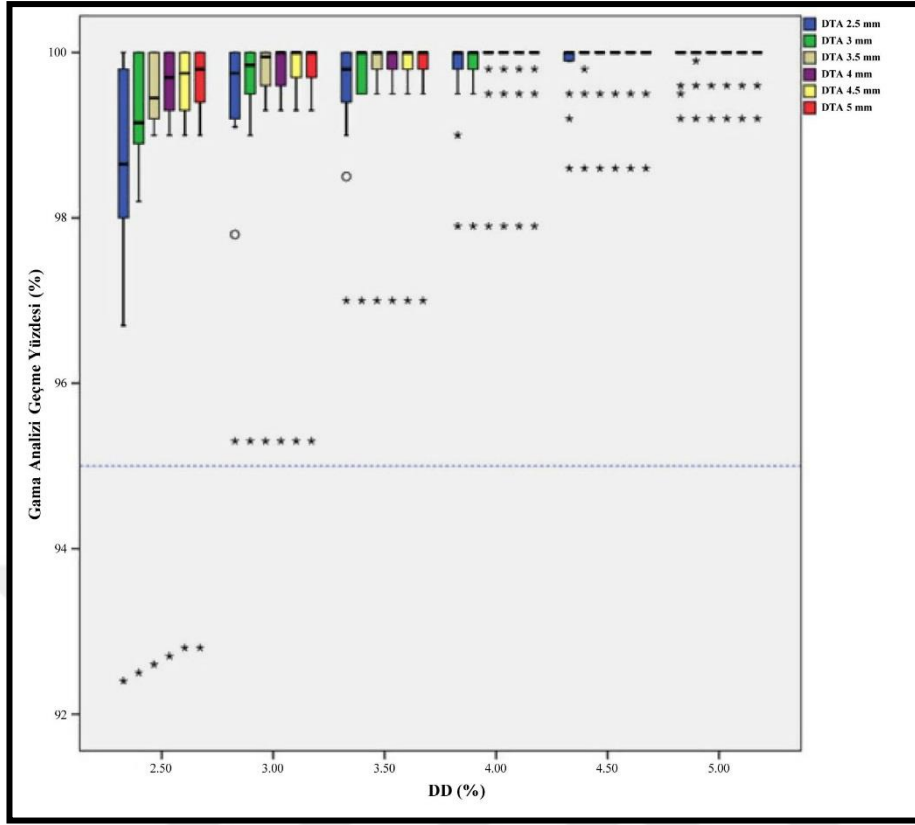
Şekil 4.3e) 6 FFF hastaların 6 FFF ve 6 MV kalibrasyon eğrisi ile analizi (DD%4.5-5)

Yapılan analizlerden sonra DD %1.5 ve DTA 1.5 mm'nin altında gama geçme değerlerini sağlayamadığımızı ve üstündeki değerlere bakarak değerlendirilmesi gerektiği görülmüştür.

Grafiklere bakıldığı zaman %95 olan gama geçme değeri DD %2'de sabit tutduğumuzda bütün DTA değerlerinde gama geçme değeri tutmaya başlamıştır. Grafikteki herbir bar kendine ait tek DTA değerini içermektedir. DD %2.5 ve DTA 2.5 mm sonraki bütün değerler %95 gama geçme değerinin üstündedir. (Şekil 4.4a,4.4b)



Şekil 4.4a) 6FFF için DD %2 ve DTA 2 mm altındaki gama analiz geçme değerleri



Şekil 4.4b) 6FFF için DD %2 ve DTA 2 mm üstündeki gama analiz geçme değerleri

6 FFF hastalarını kendi enerjisinin kalibrasyon eğrisi ile ve 6 MV enerjisini kalibrasyon eğrisi ile analiz ettiğimizde ve bunları birbiri ile karşılaştırdığımızda DD %1, DD %1.5, DD %2 , DD %2.5, DD %4.5, DD %5 değerlerinde iken tüm DTA değerlerinde $P \geq 0.05$ 'ten büyük olduğu için istatistiksel olarak fark olmadığı yapılan analiz sonucunda elde edilmiştir. DD %0.5, DD %3, DD %3.5 ve DD% 4 değerlerinde iken tüm DTA değerlerinde $P \leq 0.05$ 'ten küçük olduğu için sadece bu değerlerde istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu gözlenmiştir.(Tablo 4.2)

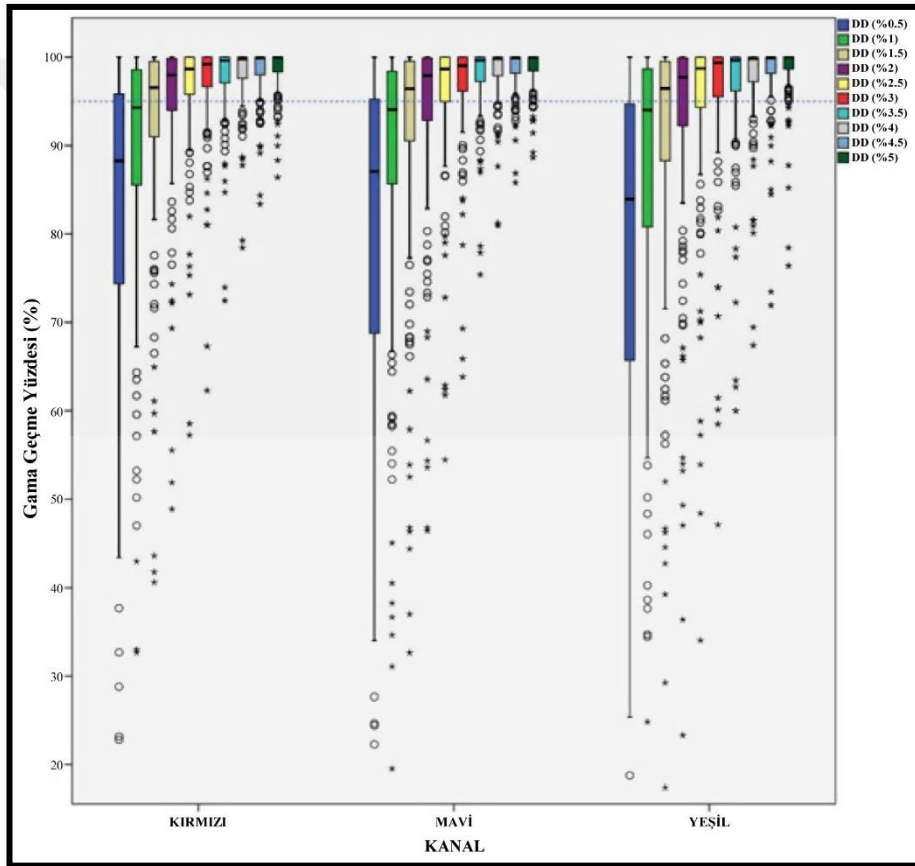
Tablo 4.2. 6FFF-6FFF & 6FFF-6MV Karşılaştırmalarının Değişen DTA Değerlerine Göre ortalama, standart sapma ve P Değerleri

DD(%)	ORTALAMA(Min – MAX)	STANDART SAPMA	P DEĞERLERİ
0.5	88.086 (40.80 – 100.00)	14.167	0.020
1	89.897 (43.80 – 100.00)	13.055	0.108
1.5	91.463 (45.80 – 100.00)	12.065	0.616
2	92.883 (47.30 – 100.00)	10.992	0.498
2.5	94.038 (48.40 – 100.00)	10.010	0.052
3	94.928 (50.40 – 100.00)	9.196	0.018
3.5	95.599 (51.00 – 100.00)	8.553	0.022
4	96.090 (51.50 – 100.00)	8.063	0.037
4.5	96.424 (52.20 – 100.00)	7.709	0.055
5	96.683 (55.90 – 100.00)	7.454	0.067

4.2 Gafkromik EBT3 Filmlerin Çok Kanallı Analizlerin Değerlendirilmesi

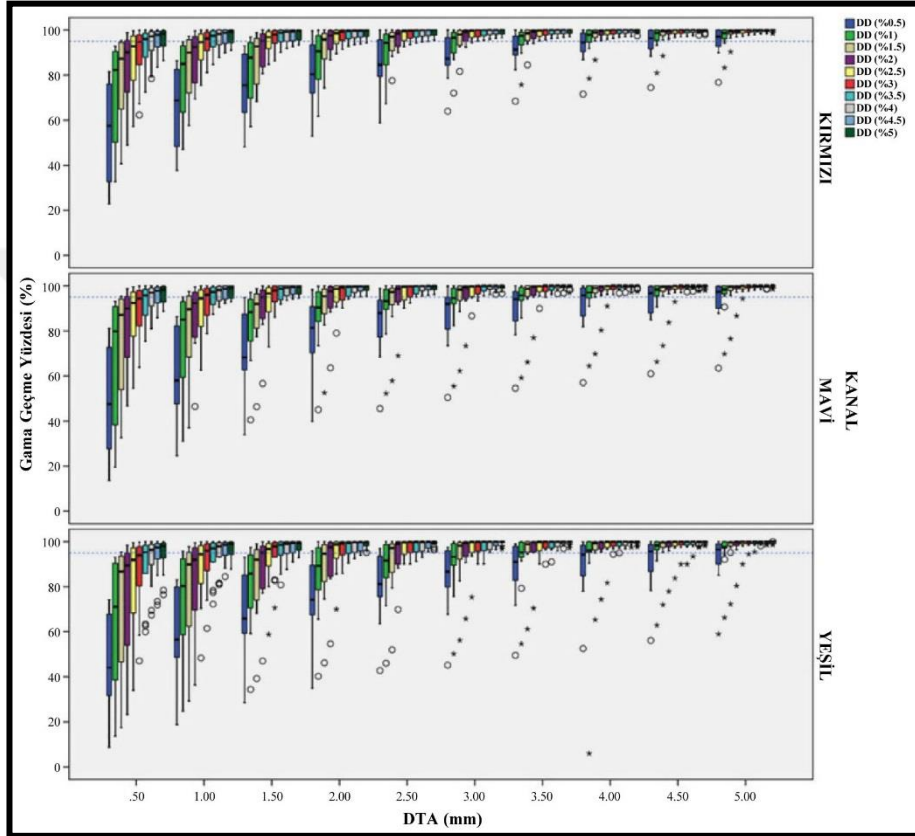
4.2.1 6 MV Çok Kanallı Analiz

6 MV hastaları çok kanallı analiz imaj J ile renklere ayrılan filmler kendi enerjideki kalibrasyon eğrisini kullanarak analizi yapıldı. Her biri DD% değerine karşılık gelen dağılım bütün DTA mm değerlerini içermektedir. Her kanal kendi içerisinde ayrı ayrı analiz edildi. DD %1.5 ve tüm DTA mm değerlerinde gama geçme yüzdesi %95 ve üzeri sonuçlar görülmüştür (4.5a)



Şekil 4.5a) 6 MV planlar için ayrı ayrı çok kanallı gama analizi

Çok kanallı analizde çoklu kanal analizi yapıldı. Her bir farklı renkteki barlar tek bir DD% değerini gösterirken tüm DTA mm değerleri yatay eksende gösterilerek karşılaştırmalı çoklu analiz yapıldı. Çoklu analizde DD %1.5 ve DTA 2 mm olduğunda gama geçme yüzdeleri %95’in üstünde olduğu görüldü (Şekil 4.5b)



Şekil 4.5b) 6 MV planlar için karşılaştırmalı çok kanallı gama analizi

Çok kanallı analizde kanalların kendi aralarında istatistiksel anlamlı fark olup olmadığına bakıldı. Yeşil çok kanal (Y ÇK), kırmızı çok kanal(K ÇK), mavi çok kanal (M ÇK) olarak belirtildi.

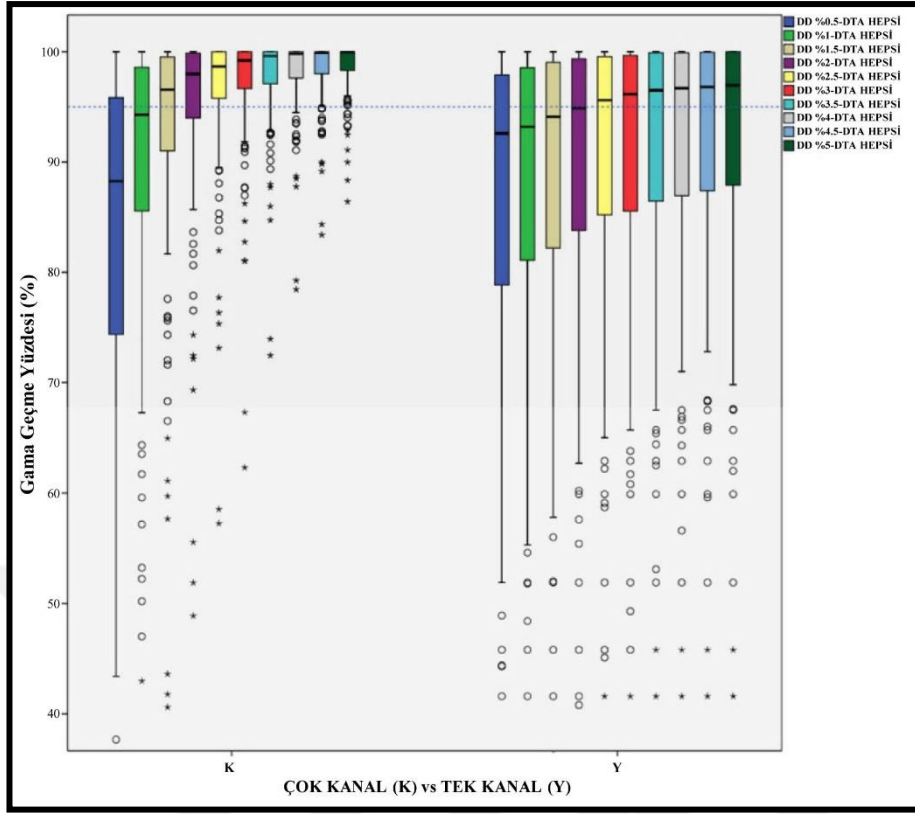
Y ÇK – K ÇK karşılaştırmasında sadece DD %4.5’te tüm DTA değerlerinde $P \geq 0.005$ ‘ten büyük olduğu istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamadı. M ÇK – K ÇK arasında DD %1, DD %1.5, DD %2, DD %2.5, DD %3, DD %3.5 değerleri tüm DTA mm değerlerinde $P \geq 0.005$ ’ten büyük olduğu olduğu için anlamsız bulundu.

DD %4, DD %4.5, DD %5 değerindeki tüm DTA mm bakıldığında anlamlı fark bulundu. M ÇK – Y ÇK arasında DD %5 ve tüm DTA mm değerleri için $P \geq 0.005$ büyük olduğundan fark bulunamadı. Geri kalan verilerde $P \leq 0.005$ küçük olduğuna için anlamlı fark vardır (Tablo 4.3).

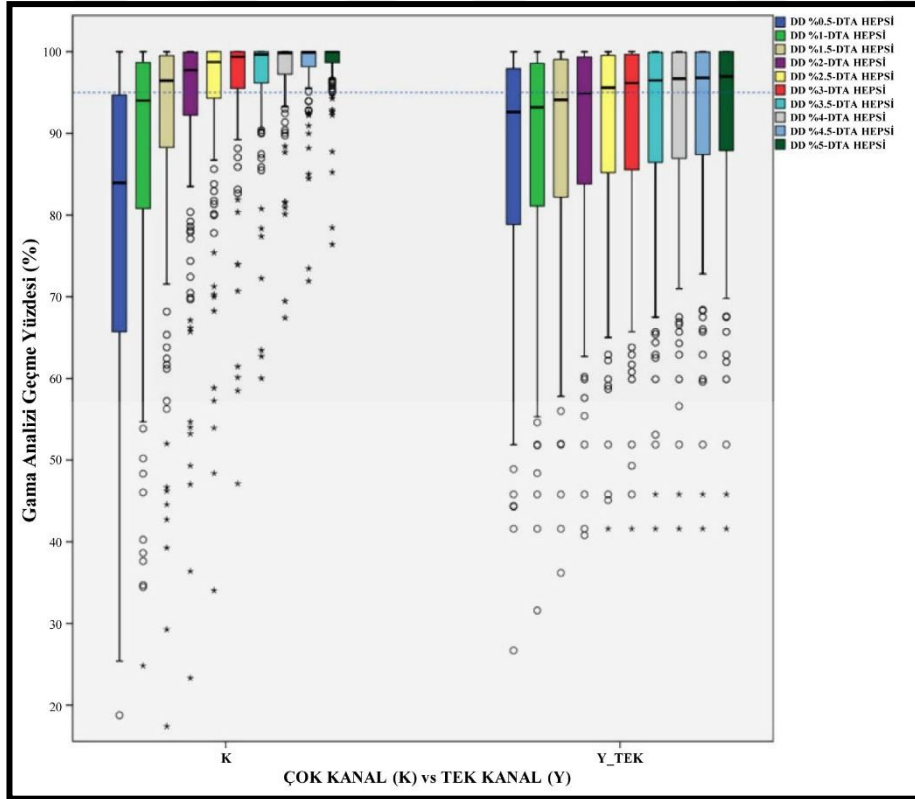
Tablo4.3. 6MV çok kanallı analizde tüm DTA değerleri için kendi aralarında karşılaştırma sonucunda P değerleri

DD(%)	P		
	Y ÇK -K ÇK	M ÇK – K ÇK	M ÇK – Y ÇK
0.5	0.000	0.000	0.000
1	0.002	0.511	0.002
1.5	0.028	0.913	0.006
2	0.008	0.268	0.006
2.5	0.001	0.951	0.011
3	0.001	0.744	0.003
3.5	0.000	0.213	0.000
4	0.002	0.000	0.000
4.5	0.938	0.000	0.044
5	0.019	0.000	0.440

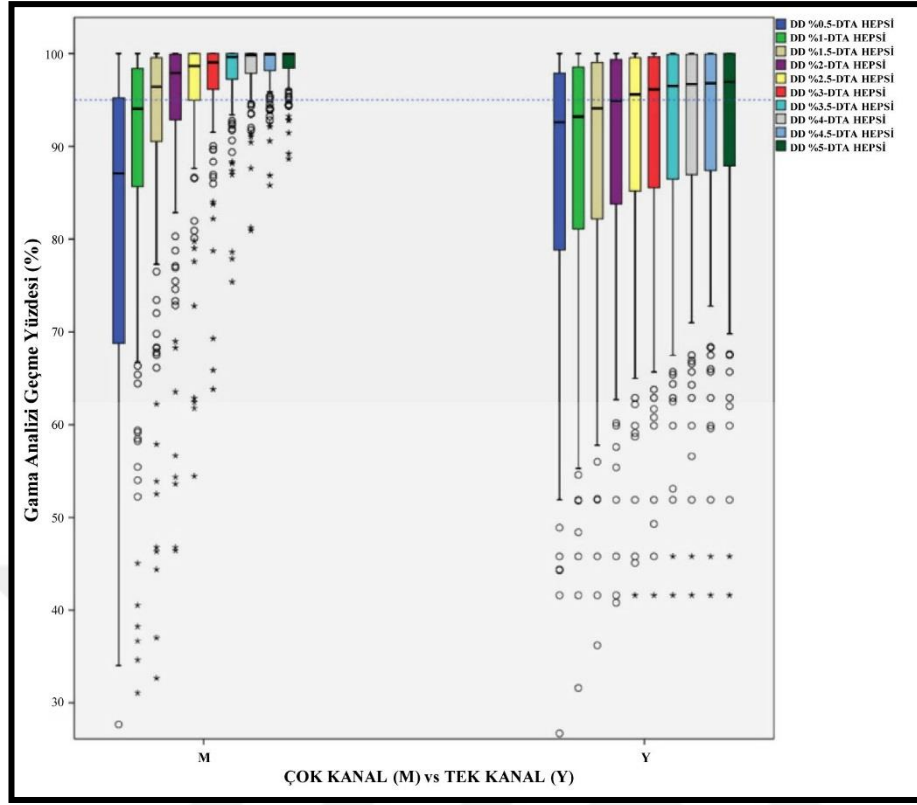
Çok kanallı analizde kırmızı, yeşil ve mavi kanallar kendi aralarında analiz edildikten sonra çok kanallı analiz sonuçlarının yeşil tek kanal analiz sonuçları ile karşılaştırıldı. Çok kanal analiz sonuçlarının yeşil tek kanal analiz sonuçları ile karşılaştırıldığında çok kanal analizlerin daha düşük DD % ve DTA mm değerlerinde daha yüksek gama geçme yüzdeleri elde edildi.(Şekil 4.6, 4.7, 4.8)



Şekil 4.6. 6 MV çok kanal (K) ve tek kanal (Y) gama analizi



Şekil 4.7. 6 MV çok kanal (Y) ve tek kanal (Y) gama analizi



Şekil 4.8. 6 MV çok kanal (M) ve tek kanal (Y) gama analizi

6 MV çok kanallı analizlerde tek kanallı analiz ile ayrı ayrı karşılaştırıldı. K – Y(tek), Y – Y(tek), M – Y(tek) analizlerine bakıldığında sadece DD %1 ve tüm DTA değerlerinde $P \geq 0.05$ ‘ten büyük çıktığı için anlamlı fark bulunamadı. Diğer tüm p değerleri $P \leq 0.05$ ‘ten küçük olduğu için aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır.(Tablo 4.4, 4.5, 4.6)

Tablo 4.4. 6MV Tek kanal (Y) ve çok kanal (K) tüm DTA değerleri için ortalama, standart sapma ve P değerleri

DD(%)	ORTALAMA(Min – MAX)	STANDART SAPMA	P DEĞERLERİ
0.5	87.455 (22.81 – 100.00)	13.640	0.000
1	88.647 (32.68 – 100.00)	13.140	0.244
1.5	89.128 (36.20 – 100.00)	12.875	0.000
2	90.984 (40.80 – 100.00)	12.171	0.000
2.5	91.455 (41.60 – 100.00)	11.763	0.000
3	92.125 (41.60 – 100.00)	11.034	0.000
3.5	92.825 (41.60 – 100.00)	10.840	0.000
4	93.039 (41.60 – 100.00)	10.118	0.000
4.5	94.754 (41.60 – 100.00)	9.041	0.000
5	95.189 (41.60 – 100.00)	8.189	0.000

Tablo 4.5. 6MV Tek kanal (Y) ve çok kanal (Y) tüm DTA değerleri için ortalama, standart sapma ve P değerleri

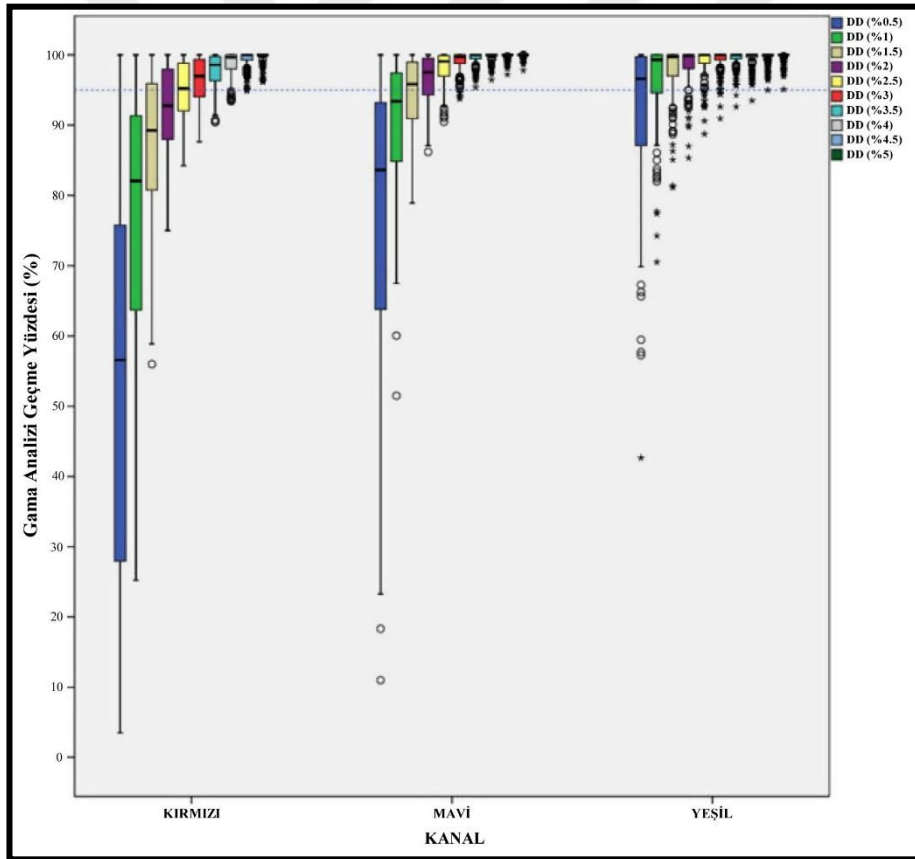
DD(%)	ORTALAMA(Min – MAX)	STANDART SAPMA	P DEĞERLERİ
0.5	90.087 (13.81 – 100.00)	13.428	0.000
1	91.463 (17.41 – 100.00)	12.012	0.978
1.5	92.452 (23.32 – 100.00)	11.865	0.012
2	93.124 (26.70 – 100.00)	10.758	0.000
2.5	93.894 (31.60 – 100.00)	10.041	0.000
3	94.038 (36.20 – 100.00)	9.941	0.000
3.5	94.928 (40.80 – 100.00)	9.102	0.000
4	95.799 (41.60 – 100.00)	8.896	0.000
4.5	96.090 (41.60 – 100.00)	8.019	0.000
5	96.824 (41.60 – 100.00)	7.457	0.000

Tablo 4.6. 6MV Tek kanal (Y) ve çok kanal (M) tüm DTA değerleri için ortalama, standart sapma ve P değerleri

DD(%)	ORTALAMA(Min – MAX)	STANDART SAPMA	P DEĞERLERİ
0.5	88.155 (13.55 – 100.00)	14.740	0.000
1	88.947 (19.52 – 100.00)	14.012	0.376
1.5	89.328 (32.60 – 100.00)	13.675	0.012
2	90.084 (40.80 – 100.00)	12.971	0.000
2.5	90.856 (41.60 – 100.00)	12.163	0.000
3	91.525 (41.60 – 100.00)	11.564	0.000
3.5	92.125 (41.60 – 100.00)	11.020	0.000
4	92.939 (41.60 – 100.00)	10.518	0.000
4.5	93.754 (41.60 – 100.00)	10.011	0.000
5	94.185 (41.60 – 100.00)	9.389	0.000

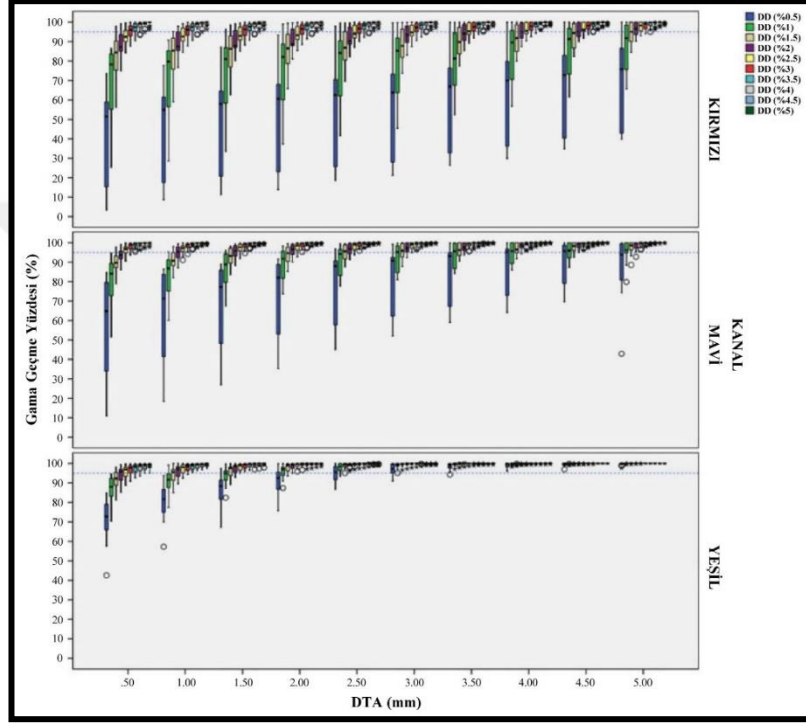
4.2.2 6 FFF Çok Kanallı Analiz

6 FFF hastaları çok kanallı analiz imaj J ile renklere ayrılan filmler kendi enerjideki kalibrasyon eğrisini kullanarak analizi yapıldı. Herbiri DD% değerine karşılık gelen dağılım bütün DTA mm değerlerini içermektedir. Her kanal kendi içerisinde ayrı ayrı analiz edildikten sonra gama geçme yüzdelere bakıldı. Kırmızı kanalda DD %1.5, mavi kanalda DD %1, yeşil kanalda DD %0.5 ve değerler tüm DTA'lar için gama geçme yüzdesi %95 ve üzeri değerler görüldü. Çok kanallı analizlerde çok kanallı yeşil, tek kanallı yeşilde daha iyi olduğu görüldü. (Şekil 4.9a)



Şekil 4.9a) 6 FFF planlar için ayrı ayrı çok kanallı gama analizi

Çok kanallı analizde çoklu kanal analizi yapıldı. Her bir farklı renkteki barlar tek bir DD% değerini gösterirken tüm DTA mm değerleri yatay eksende gösterilerek karşılaştırmalı çoklu analiz yapıldı. Çoklu analizde mavi ve yeşil kanalda DD %1.5 ve DTA 2mm olduğunda gama geçme yüzdeleri %95'in üstünde olduğu görüldü. (Şekil 4.9b)



Şekil 4.9b) 6 FFF planlar için karşılaştırmalı çok kanallı gama analizi

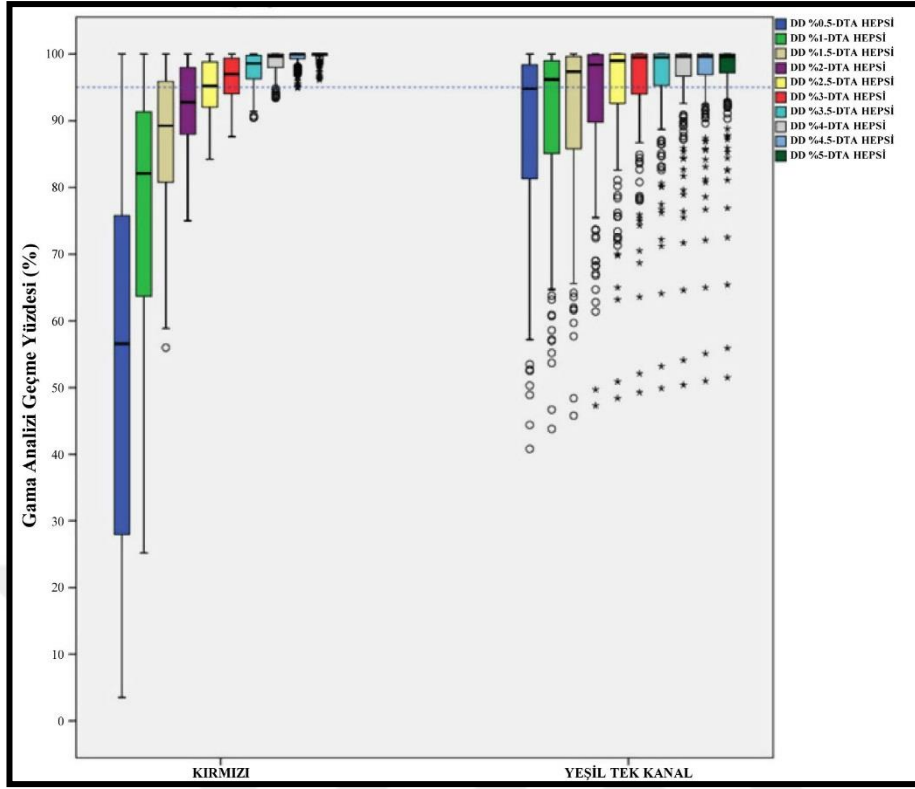
Çok kanallı analizde kanalların kendi aralarında istatistiksel anlamlı fark olup olmadığına bakıldı. Yeşil çok kanal (Y ÇK), kırmızı çok kanal(K ÇK), mavi çok kanal (M ÇK) olarak belirtildi.

Y ÇK – K ÇK karşılaştırmasında sadece DD % 5'ta tüm DTA değerlerinde $P \geq 0.005$ 'ten büyük olduğu olduğu istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamadı. M ÇK – K ÇK arsında analizde $P \leq 0.05$ olduğundan istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu. M ÇK – Y ÇK arasında DD % 3.5 ve DD % 4'te ve tüm DTA mm değerleri için $P \geq 0.005$ büyük olduğundan fark bulunamadı. Kanallar kendi aralarında benzerlik göstermediği gibi çok kanallı analizde geçen piksel sayılarında artmasından dolayı gama geçme yüzdesi %95'in üstünde değerler vermektedir.(Tablo 4.7)

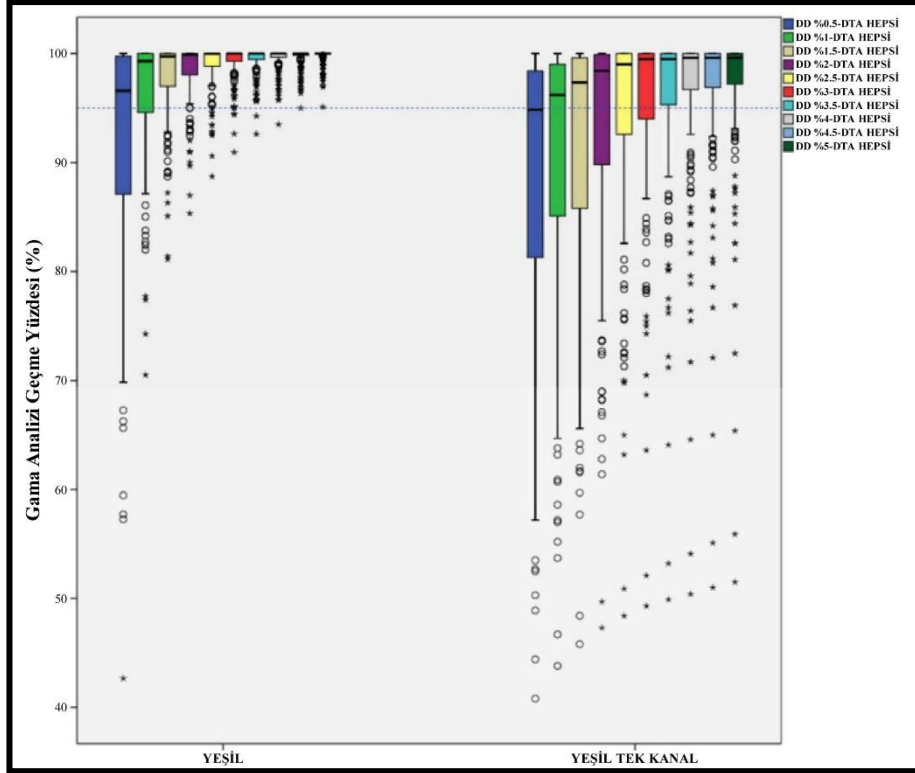
Tablo 4-7. 6 FFF çok kanallı analizde tüm DTA değerleri için kendi aralarında karşılaştırma sonucunda P değerleri

DD(%)	P		
	Y ÇK -K ÇK	M ÇK – K ÇK	M ÇK – Y ÇK
0.5	0.000	0.000	0.000
1	0.000	0.000	0.000
1.5	0.000	0.000	0.000
2	0.008	0.000	0.000
2.5	0.000	0.000	0.000
3	0.000	0.000	0.021
3.5	0.000	0.000	0.984
4	0.000	0.000	0.089
4.5	0.001	0.000	0.002
5	0.139	0.000	0.000

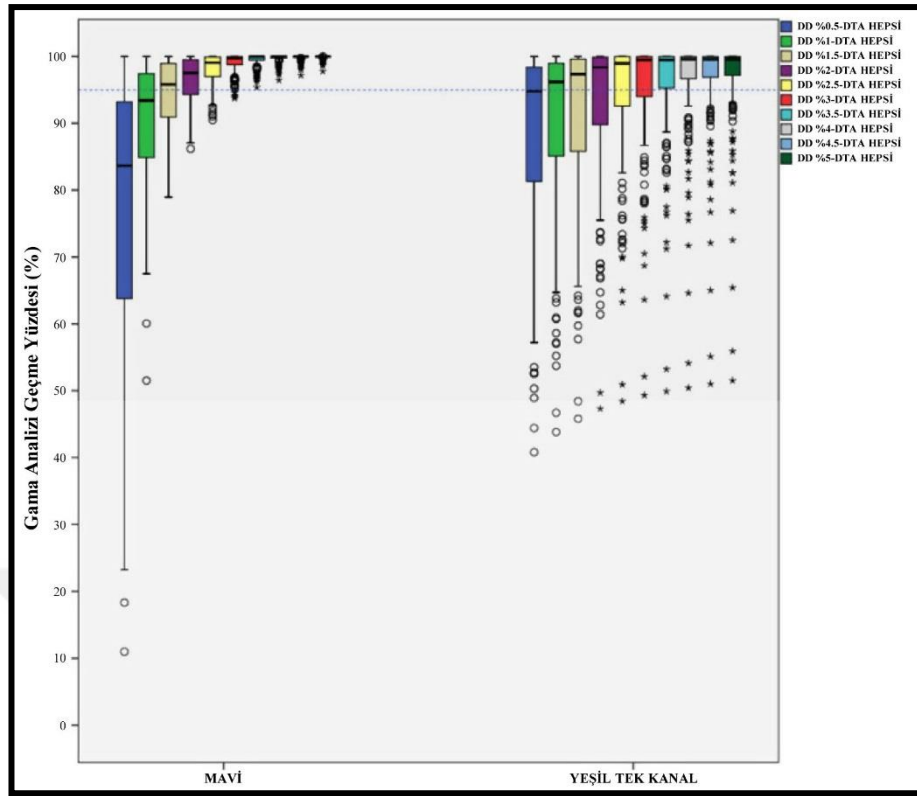
6 FFF çok kanallı analizde kırmızı, yeşil ve mavi kanallar kendi aralarında analiz edildikten sonra çok kanallı analiz sonuçlarının yeşil tek kanal analiz sonuçları ile karşılaştırıldı. Çok kanal analiz sonuçlarının yeşil tek kanal analiz sonuçları ile karşılaştırıldığında çok kanal analizlerin daha düşük DD % ve DTA mm değerlerinde daha yüksek gama geçme yüzdeleri elde edildi. Yeşil kanalları karşılaştırdığımızda ise çok kanallıdaki yeşil kanalın tek kanallı gama geçme yüzdelерinden daha yüksek sonuçlar elde edildi.(Şekil 4.10, 4.11, 4.12)



Şekil 4.10. 6 FFF çok kanal (K) ve tek kanal (Y) gama analizi



Şekil 4.11. 6 FFF çok kanal (Y) ve tek kanal (Y) gama analizi



Şekil 4.12. 6 FFF çok kanal (M) ve tek kanal (Y) gama analizi

6 FFF çok kanallı analizlerde tek kanallı analiz ile ayrı ayrı karşılaştırıldı. K – Y (tek), Y – Y (tek), M – Y (tek) analizlerine bakıldığında Y tek kanal ve Y çok kanal için bütün değerlerde $P \leq 0.005$ olduğu için istatistiksel olarak anlamlı fark vardır. P değerleri, $P \geq 0.005$ büyük olanlarda istatistiksel olarak anlamsız bulundu. (Tablo 4.8, 4.9, 4.10).

Tablo 4.8. 6FFF Tek kanal (Y) ve çok kanal (K) tüm DTA değerleri için ortalama, standart sapma ve P değerleri

DD(%)	ORTALAMA(Min – MAX)	STANDART SAPMA	P DEĞERLERİ
0.5	88.245 (12.06 – 100.00)	14.643	0.000
1	89.647 (25.21 – 100.00)	13.430	0.000
1.5	90.128 (45.80 – 100.00)	12.895	0.000
2	91.984 (47.30 – 100.00)	12.037	0.008
2.5	92.055 (48.40 – 100.00)	11.668	0.097
3	92.725 (49.30 – 100.00)	11.018	0.516
3.5	93.825 (49.90 – 100.00)	10.740	0.703
4	94.039 (50.40 – 100.00)	9.318	0.003
4.5	95.754 (51.00 – 100.00)	8.451	0.000
5	96.189 (51.50 – 100.00)	7.109	0.000

Tablo 4.9. 6FFF Tek kanal (Y) ve çok kanal (Y) tüm DTA değerleri için ortalama, standart sapma ve P değerleri

DD(%)	ORTALAMA(Min – MAX)	STANDART SAPMA	P DEĞERLERİ
0.5	90.485 (40.80 – 100.00)	13.482	0.000
1	91.429 (43.80 – 100.00)	12.611	0.000
1.5	92.127 (45.80 – 100.00)	11.675	0.000
2	93.781 (47.30 – 100.00)	10.818	0.000
2.5	94.844 (48.40 – 100.00)	9.351	0.000
3	95.018 (49.30 – 100.00)	8.761	0.000
3.5	95.822 (49.90 – 100.00)	8.011	0.000
4	96.784 (50.40 – 100.00)	7.626	0.000
4.5	97.140 (51.00 – 100.00)	6.617	0.000
5	98.929 (51.50 – 100.00)	5.887	0.000

Tablo 4.10. 6FFF Tek kanal (Y) ve çok kanal (M) tüm DTA değerleri için ortalama, standart sapma ve P değerleri

DD(%)	ORTALAMA(Min – MAX)	STANDART SAPMA	P DEĞERLERİ
0.5	89.345 (11.00 – 100.00)	14.421	0.000
1	90.127 (43.80 – 100.00)	13.719	0.387
1.5	90.821 (45.80 – 100.00)	12.978	0.042
2	91.644 (47.30 – 100.00)	12.081	0.003
2.5	92.066 (48.40 – 100.00)	11.693	0.000
3	92.815 (49.30 – 100.00)	10.766	0.000
3.5	93.324 (49.90 – 100.00)	10.120	0.000
4	94.724 (50.40 – 100.00)	9.718	0.000
4.5	95.794 (51.00 – 100.00)	8.261	0.000
5	96.086 (51.50 – 100.00)	7.989	0.000

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Gelişen RT teknikleri ile birlikte, daha fazla KK çeşitliliğine ihtiyaç duyulmaktadır. Her foton enerjisinin KK yöntemleri olduğunu ve yöntemlerin kendi içerisindeki belirsizliklerden dolayı farklı yöntemlerde kullanmaya ihtiyaç duyulmuştur. FFF enerjinin yeni gelişmiş bir enerji olduğu ve bunu için bulunan KK yöntemlerinin davranış şekli bilinmemektedir. Bu tez çalışmasında artan film kalitesi ve bununla birlikte analize hazırlık aşamalarının en aza indirgenmesi sonucu son zamanlarda kliniklerde ve çalışmalarda kullanımı artan film dozimetrisidir.

Bu çalışma da ölçümlerin değerlendirmesi bütün DD %0.5- %5 ve DTA 0.5-5 mm arasındaki tüm değerlerde bakılmıştır. Daha sonra DD %2 ve DTA 2mm ve üzerindeki değerlere bakılması gerektiği görülmüştür. Bu çalışmada yüksek dozlarda çalışıldığı için kalibrasyon eğrileri kırmızı kanaldan(0-800cGy) değil, yeşil kanaldan (800-4000cGy) oluşturulmuş ve bulgularımız yeşil kanal üzerinden analiz edilmiştir.

Femke Steenbeka ve ark.(58) tarafından yapılan bir çalışmada kırmızı kanal ve yeşil kanal kullanımı karşılaştırılmış ve çalışma sonucunda, bir polinom fonksiyonunun kalibrasyon eğrileri için uygun bulunmuş ve eğrilerdeki belirsizlik yeşil kanal için 0,064 Gy(maksimum 0,125 Gy) ve kırmızı kanal için de bu değer 0,050 Gy(maximum 0,102 Gy) olarak bulunmuştur. Yapılan çalışmada rölatif olarak da yeşil kanalda %1,2 ve kırmızı kanalda %1 fark bulunmuş, yeşil ve kırmızı kanal arasında iyi bir sonuç elde edilmiştir. Bu tez çalışmasında da istenilen doz aralığında çalışıldığı için kırmızı renk kanal yerine yeşil renk kanal kullanılması için bir belirsizlik yapılan çalışma sonucunda görülmemiştir.

Slobodan Devic ve ark.(59) 6MV ile yaptığı çalışmada yeşil tek kanal kullanarak elde ettiği sonuçlara göre KK planı için DD % 3 ve DTA 3mm için %95 gama geçme yüzdesi bulunmuştur. Bu tez çalışmasında yeşil kanal üzerinden gidilerek gama indeks değerlerine bakıldı. DD %2 ve DTA 2 mm için bakıldığında %95 gama geçme değerleri elde edilirken, çalışmaya bağlı olarak %3 ve 3 mm'ye bakıldığında %97'lere kadar değerler görülmektedir.

Başka bir çalışmada Borca ve ark.(60) kırmızı tek kanal üzerinden gama indeks değeri olarak DD %2 ve DTA 2mm'ye bakılmış ve gama geçme yüzdesi % 99,7 olarak bulunmuştur.

Literatürde bulunan diğer bir çalışmada ise A.Sankar ve ark.(61) tarafından üç farklı film ile yaptıkları çalışmada gama geçme yüzdesine bakmak için DD %3 ve DTA 3mm gama indeks değerlerine bakıldı. Bu çalışmada da gama indeks değeri olarak DD %2 ve DTA 2mm ve üstü değerlere bakılması gerektiği görülmüştür.

C. Varatharaj ve ark.(62) 6 MV enerji ile yaptığı çalışmada gama indeks değeri olarak DD %3 ve DTA 3 mm'ye bakmış ve gama geçme yüzdesi olarak %97 ile % 98 arasında değerler bulunmuştur.

Bu tez çalışmasında 6 FFF enerji ile yapılan yeşil tek kanal analiz sonuçlarına gama indeks değerleri DD %1.5 ve DTA 1.5mm olarak bakıldığında %95 ve üzeri gama geçme yüzdesi elde edildi. Ning Wen ve ark.(63) 6 FFF enerjide yüksek dozla yaptıkları çalışmada yeşil kanalın çok yüksek hassasiyet ve düşük belirsizlik gösterdiğini ve gama indeks değeri olarak DD %3 ve DTA 1mm'ye baktıklarında gama geçme yüzdesi olarak ortalama %95 değerler elde edilmiş.

Bu çalışmada her KK filmi kendi enerjisi ile kalibre edilmesinin yanında çapraz enerjide de kalibre edilerek analizi yapıldı. 6 MV ile ışınlanan filmlerin 6FFF kalibrasyon eğrisi ile, 6 FFF ile ışınlanan filmlerin 6 MV kalibrasyon eğrisi kullanarak analizine bakıldı. Analiz sonucuna bakıldığında her ne kadar 6 FFF ile ışınlanmış filmlerde 6 MV kalibrasyon eğrisi kullanılarak analiz edilebilsede her enerji, kendi enerjisinin kalibrasyon eğrisinde kullanılması daha uygun olacaktır.(Tablo:2,3)

Çok kanallı analizin, tek kanallı analize göre daha iyi dozimetrik doğruluk ile önemli avantajlara sahip olduğunu göstermiştir(64). Başka bir çalışmada Livia Marrazzo ve ark.(65) çok kanal analizde ve aynı anda tek kanal analizde gama geçme kriteri olarak DD %2 ve DTA 2mm, DD %3 ve DTA 3mm' ye bakılmış ve çok kanallı analizin tek kanallı analizden daha iyi sonuç verdiğini göstermiştir. Bu çalışma da analiz sonuçlarına bakıldığında çok kanallı analizlerin, tek kanallı analizlerden daha iyi sonuçlar verdiği görülmüştür. Bu üstünlük tüm gama indeks değerlerinde(DD %0.5-5 ve DTA 0.5-5mm) elde edilmiştir.

Bu çalışmada 6 MV enerjisi ile çok kanallı film analiz sonuçlarına bakıldığında DD %2 ve DTA 2mm 'de gama geçme değerlerinin tüm tedavi alanları için %95 ile %99.7 arasında değiştiği gözlemlendi. 6 FFF enerjisi ile çok kanallı analiz sonuçlarına bakıldığında ise DD %1.5 ve DTA 2mm bakıldığında %95 ve üzeri gama geçme yüzdesi elde edilmiştir.

6 MV ve 6 FFF enerjilerindeki çok kanallı analiz sonuçları tek kanallıdan daha iyi sonuçlar verdiğini, Y TK ve Y ÇK karşılaştırıldığında Y ÇK'nın daha iyi çıktığı görüldü ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur.(Tablo:6,10)

Bu tez çalışmasında çok kanallı analiz sonuçları olarak da her kanal kendi içinde ve K ÇK, Y ÇK, M ÇK 'da birbirleri ile karşılaştırılarak analiz edilmiş ve analiz sonucu elde edilen P değerleri tabloda göstermiştir. (Tablo:4,8)

Dawid Lewis ve ark.(66) 'nın yaptığı çalışmada da çoklu kanal analizinde tüm ışınlanmış bölgelerde gama geçme kriteri olarak DD %2 ve DTA 2mm 'ye bakmışlar ve gama geçme yüzdesi %95 ile %99 arasında değerler bulunmuş.

Maria F.Chan ve ark.(67) 'nın yaptığı çalışmada ise DD %3 ve DTA 3mm gama indeks değerleri için ortalama %99 'luk gama geçme oranı elde edilmiş. Yaptığımız çalışmada DD %3 ve DTA 3mm değerlerine baktığımızda gama geçme yüzdesi %97 ile %100 arasında değişmektedir.

Bu tez çalışmasında EBT3 filmi üç renk kanalı ve tek renk kanalında analiz edilmiştir. Kırmızı renk kanalı tedavi edici doz aralığında kullanılabilir, ancak yüksek dozlarda yeşil renk kanalı tercih edilmiştir. Film dozimetreler kusursuz uzaysal çözünürlükleri, enerji ve doz hızından bağımsız olmaları gibi değerli özellikleri ile klinikte kullanılması faydalı ölçüm seçeneklerinden biridir. Ancak katı hal yapıdaki bir pasif dozimetre olarak ısı, ışık, sıcaklık ve nem gibi çevresel faktörleri dikkate alarak ve filmin bekleme ve işlenmesi süreçlerindeki yöntemleri optimize ederek film dozimetreyi kliniklerde daha kullanışlı hale getirecektir. Film dozimetrisi, EBT filmlerin piyasaya sürülmesiyle birlikte artık çekici hale gelsede rutin hastaya özgül KK için karmaşık ve zaman alıcı işlemlere ve karmaşık çalışma sistemine sahip olması nedeniyle tercih edilmemiştir. Daha sonra yapılan çalışmalarda belli protokollerin uygulanması ve EBT filmlerin daha iyi çözünürlüğe

sahip olması ile birlikte film dozimetrisinin benimsenmesi ve hasta özgü KK için kullanışlı ve güvenilir bir yöntem haline gelmiştir.

Bu sonuçlara göre film dozimetrisinin geliştirilmesi ile birlikte klinikte kullanımı kolaylaştırılmış ve işlemler sırasında oluşabilecek hataları analiz sırasında kendi düzelterek daha doğru gama geçme yüzdeleri elde edilmektedir. Klinikte kullanılan FFF foton enerjilerinin diğer KK sistemlerinde nasıl davrandığı konuşulurken bu çalışma da film dozimetrisi ile KK planlarının analizleri yapıldı. Gama indeks değerlerinin DD %2 ve DTA 2 mm olarak bakılması, istenilen % 95 ve üstü gama geçme yüzdeleri elde edilmiştir. Film dozimetrisinde elde edilen sonuçlara bakıldığında, karmaşıklığın ve zaman kaybının da en aza indirgenmesiyle birlikte kliniklerde artık rutin şekilde kullanılarak yer almalıdır.

6. KAYNAKLAR

1. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) 24
2. American Association of Physicists in Medicine (AAPM) TG -55
3. P. Mayles, A. Nahum ve J.C. Rosenwald, Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice, Taylor & Francis, 2007.
- 4 Meyer JL, Purdy JA . Assesment of the impact of local kontrolon clinical outcome. Frontiers of radiation therapy and oncology (3-D Conformal Radiotherapy: A new era in the irradiation of cancer)17, Basel,Karger, 1966.
- 5.Meyer JL, Verhey L, Pia L. New Technologies in the Radiotherapy Clinic in Meyer JL ed IMRT, IGRT, SBRT Advances in the Treatment Planning and Delivery of Radiotherapy, 2007, Karger, Basel-Switzerland. P 1-17.
6. A. J. Mundt ve J. C. Roeske, Intensity Modulated Radiation Therapy: A Clinical Perspective, BC Decker Inc. 2005.
- 7.Khan F.M. , The Physics of Radiation Therapy. Third Edition. Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins, 2003
8. J. L. Meyer, B. Kavanagh, J. Purdy ve R. Timmerman. IMRT, IGRT, SBRT: Advances in the Treatment Planning and Delivery of Radiotherapy, Basel: S. Karger, 2007.
9. B.G Schlegel, New Technologies in Raditation Oncology, Springer, 2006
10. Mundt, AJ, Roeske JC. Intensity Modulated Radation Therapy A Clinical Perspective. Hamilton, USA: BC Decker Inc, 2005
- 11.Dirican, B. 2008a. Radyoterapi Fiziği Ders Notları, Ankara.
12. A. J. Mundt ve J. C. Roeske, Intensity Modulated Radiation Therapy: A Clinical Perspective, BC Decker Inc., 2005.
- 13.Webb S. Intensity Modulated Radiation Therapy. Bristol: Institute of Physics Publishing; 2001. p. 270-8.
14. Schegel W, Bortfeld T, Grosu AL. New Technoligies in Radiation Oncology. Verlag Berlin: Springer; 2006. p. 263-94.
15. Paul, QM, Peter, H.R.E., Patrick, JG. (2009). Principles and Practice of Head and Neck Surgery and Oncology. Informa healthcare (ed.), 2. baskı, New York, USA
- 16.Otto, K. (2007). Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. Medical Physics, 35(1), 310.

17. Khan, F.M. (2003). The Physics of Radiation Therapy. Lippincott Williams&Wilkins (ed.), 4. baskı, Philadelphia, USA
18. Khan, F.M., Gibbons, J.P. (2014). Treatment Planning in Radiation Oncology. Lippincott Williams&Wilkins (ed.), 5. baskı, Philadelphia, USA.
19. Rao M, Yang W, Chen F, Sheng K, Ye J, Mehta V. Comparison of Elekta VMAT with helical tomotherapy and fixed field IMRT: Plan quality, delivery efficiency and accuracy. Med Phys 2010;37(3):1350–9.
20. Palma D, Vollans E, James K, Nakano S, Moiseenko V, Shaffer R. Volumetric modulated arc therapy for delivery of prostate radiotherapy: comparison with intensity-modulated radiotherapy and three-dimensional conformal radiotherapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2008;72(4):996–1001.
21. Otto K. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. Med Phys 2008 Jan;35(1):310–7.
22. James L. Bedford, Treatment planning for volumetric modulated arc therapy. Joint Department of Physics, The Institute of Cancer Research and The Royal Marsden
NHS Foundation Trust, Downs Road, Sutton, Surrey SM2 5PT, United Kingdom
Received 26 March 2009; revised 14 July 2009; accepted for publication 10 September 2009; published 9 October 2009_
23. Eugenio Vanetti, Giorgia Nicolina, Janne Nord, Jarkko Peltola, Alessandro Clivio, Antonella Fogliata and Luca Cozzi. On the role of the optimization algorithm of RapidArcV R volumetric modulated arc therapy on plan quality and efficiency, 11 October 2011
24. Lanchun, L. (2013). Dose calculation algorithms in external beam photon radiation therapy
25. Eclipse Algorithms Reference Guide, Palo Alto (CA): Varian Medical Systems, 2010.
26. Ann Van Esch, Laura Tillikainen, Jukka Pyykkonen, Mikko Tenhunen, Hannu Helminen, Sami Siljamäki, Jyrki, Alakuijala, Marta Paiusco, Mauro Iori, and Dominique P. Huyskens. Testing of the analytical anisotropic algorithm for photon dose calculation Medical Physics 33
28. AAPM TG -55

29. Karaçam SÇ, Yüksek Doz Hızlı Brakiterapi Uygulamalarının Kalite Kontrolünde Gafkromik Film Kullanımının Araştırılması Doktora Tezi, İst. Üniv. Sağ. Bil. Ens. Temel Onk. A.D. Tıbbi Radyofizik Programı, İstanbul, 2007.
30. Niroomand RA., Robert C., Coursey BM., Meigooni AS., Rodgers J.E., Soares C.G. Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55. Med. Phys. 1998;25;2093-2115
31. Ertuğrul ME, Film Dozimetre ve İki Boyutlu İyon Odası Kullanılarak Oluşturulan Doz Haritalarının Tedavi Planlama Sisteminde Elde Edilen Doz Haritaları ile Karşılaştırılması, Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üni. Sağ-lık Bil. Ens. Radyoterapi Fiziği Programı, Ankara, 2008
32. Maria F. Chan, David Lewis, Xiang Yu. Is It Possible to Publish a Calibration Function for Radiochromic Film? Department of Medical Physics, Memorial Sloan-Kettering Cancer Center, Basking Ridge, USA Advanced Materials Group, Ashland, Inc., Bridgewater, USA
33. Zeidan OA, Stephenson SA, Meeks SL, Wagner TH, Willoughby TR, Kupelian PA, et al. Characterization and use of EBT radiochromic film for IMRT dose verification. Med Phys 2006;33(11):4064-72
34. Thomas A. D. Brown, Kenneth R. Hogstrom, Diane Alvarez, Kenneth L. Matthews II, Kyungmin Ham, Joseph P. Dugas. Dose-response curve of EBT, EBT2, and EBT3 radiochromic films to synchrotron-produced monochromatic x-ray beams, (Received 31 May 2012; revised 9 October 2012; accepted for publication 1 November 2012; published 27 November 2012)
35. P. Lindsay, A. Rink, M. Ruschin, and D. Jaffray, "Investigation of energy dependence of EBT and EBT-2 Gafchromic film," Med. Phys. 37, 571–576 (2010).
36. GAFCHROMIC® EBT2 Dosimetry Film, www.gafchromic.com
37. GAFChromic™ EBT3 film specifications, Available at www.gafchromic.com
38. Massillon K., SouTung, ChiuTsao, Ivan D. Munoz, Maria F. Chan. Energy Dependence of the New Gafchromic EBT3 Film: Dose Response Curves for 50 kV, 6 and 15 MV X-Ray Beams. International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology, 2012

39. <http://www.ashland.com/Ashland/Static/Documents/ASI/Advanced%20Materials/gafchromic-ebt3.pdf>
40. Massillon K., SouTung, ChiuTsao, Ivan D. Munoz, Maria F. Chan. Energy Dependence of the New Gafchromic EBT3 Film: Dose Response Curves for 50 kV, 6 and 15 MV X-Ray Beams. International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology, 2012
41. Borca V., Massimo Pasquino, Giuliana Russo, Pierangelo Grosso, Domenico Cante, Piera Sciacero, Giuseppe Girelli, Maria Rosa La Porta, Santi Tofani. Dosimetric characterization and use of GAFCHROMIC EBT3 film for IMRT dose verification. Journal of applied Clinical medical physics, Volume 14, Number 2, 2013
42. L. J. van Battum, D. Hoffmans, H. Piersma, and S. Heukelom,. Accurate dosimetry with GafChromic™ EBT film of a 6 MV photon beam in water: What level is achievable?, Medical physics 2008
43. M. Hermida López, L. Lüdemann, A. Flühs, and L. Brualla,. Technical Note: Influence of the phantom material on the absorbed-dose energy dependence of the EBT3 radiochromic film for photons in the energy range 3 keV–18 MeV . Medical Physics 41
44. Medikal Fizik Dergisi Şubar-Mart 2016 Sayı: 1, sayfa 23
45. Menegotti L, Delana A, Martignano A. Radiochromic film dosimetry with flatbed scanners: a fast and accurate method for dose calibration and uniformity correction with single film exposure. 2008 Medical physics 38
46. PTW, Dosimetry with GAFCHROMIC® EBT Films
47. John A. Micka, and Larry A. DeWerd. Characterizing the marker-dye correction for GafchromicVR EBT2 film: A comparison of three analysis methods , September 2011
48. Hupe O, Brunzendorf J. A novel method of radiochromic film dosimetry using a color scanner. Med Phys. 2006 Nov;33(11)
49. Low DA, Dempsey JF. Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. Med Phys 2003;30(9):2455-64.
50. Eclipse Treatment Planning Customer Release Note. (2008). Varian Medical Systems Inc.

51. Instruction manuel RW3 Slab Phantom T29672, (2007). PTW-Freiburg.
52. GAFCHROMIC™ DOSIMETRY MEDIA, TYPE EBT-
53. User Manual PTW Verisoft 3.1. (2008). PTW-Freiburg.
54. <http://www.ashland.com/industries/medical/medical-radiation-dosimetry/film-qa-pro-3-software>
55. International Atomic Energy Agency (IAEA). (2000). Absorbe dose determination in external beam radiotherapy : An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbe dose to water. Tecnical Reports Series No.398. Vienna, Austria.
56. Lewis, D., Micke, A. (2012). An efficient protocol for radiochoromic film dosimetry combining calibration and measurement in a single scan.
57. User Manual PTW Verisoft 3.1. (2008). PTW-Freiburg.
58. Femke Steenbeke, Thierry Gevaert, Koen Tournel, Benedikt Engels, Dirk Verellen, Guy Storme, and Mark De. Ridder Quality Assurance of a 50-kV Radiotherapy Unit Using EBT3 GafChromic Film: A Feasibility Study, 2016,
59. Slobodan Devic, Nada Tomic, Saad Aldelaijan, Francois DeBlois, Jan Seuntjens, Maria F. Chana, Dave L. Linearization of dose–response curve of the radiochromic film dosimetry system.; (Received 9 February 2012; revised 11 June 2012; accepted for publication 12 June 2012; published 20 July 2012)
60. Valeria C.Borca, Massimo Pasquino, Giuliana Russo, Pierangelo Grosso, Domenico Cante, Piera Sciacero, Giuseppe Girelli, Maria Rosa LP,. Dosimetric characterization and use of GAFCHROMIC EBT3 film for IMRT dose verification; Journal of Applied Clinical Medical Physcs, NUMBER 2, 2013.it Received 2 October, 2012; accepted 2 December, 2012
61. A. Sankar, Komanduri M.A , R. Mothilal Nehru, P. G. Gopalakrishna Kurup, V. Murali, Charles A. Enke, and J. Velmurugan; Comparison of kodak EDR2 and gafchromic EBT film for intensity-modulated radiation therapy dose distribution verification. American of Medical Dosimetrists printed in the USA
62. C. Varatharaj, M. Ravikumar, S. Sathiyar, Sanjay S. Supe, T. R. Vivek, A. Manikandan; Department of Radiation Physics, Kidwai Memorial Institute of Oncology, Department of Radiation Oncology

63. Ning Wen, Siming Lu, Jinkoo Kim, Yujiao Qin, Yimei Huang, Bo Zhao, Chang Liu and Indrin J.C Precise film dosimetry for stereotactic radiosurgery and stereotactic body radiotherapy quality assurance using Gafchromic™ EBT3 films
64. A. Micke, D. F. Lewis and X. Yu, “Multichannel Film Dosimetry with Nonuniformity Correction,” Medical Physics, 2011
65. Livia Marrazzo, Margherita Zani, Stefania Pallotta, Chiara Arilli, Marta Casati, Antonella Compagnucci , Cinzia Talamonti a, Marta Buccioli; GafChromic® EBT3 films for patient specific IMRT QA using a multichannel approach, Physica Medica, August 2015
66. David Lewis, Andre Micke, and Xiang Yu. An efficient protocol for radiochromic film dosimetry combining calibration and measurement in a single scan, 27 September 2012
67. Maria F. Chan, David Lewis, Xiang Yu; Is It Possible to Publish a Calibration Function for Radiochromic Film? Department of Medical Physics, Memorial Sloan-Kettering Cancer Center, December 2013

1. EKLER

7.EK 1. Özgeçmiş

Kişisel Bilgiler

Ad	Süleyman	Soyad	ÇELEBİ
Doğum yeri	Tillo/SİİRT	Doğum tarihi	06/11/1987
Uyruğu	T.C	Telefon	05424084779
Askerlik Durumu	Terhis: Mayıs 2015 (yedek subay)		
E-mail	celebisuleyman869@gmail.com		

Eğitim Düzeyi

	Mezun olduğu kurumun adı	Mezuniyet yılı
Yüksek lisans	Acıbadem Üniversitesi	2018
Lisans	Balıkesir Üniversitesi	2013
Lise	İbrahim Turhan Anadolu Lisesi	2008

Yabancı dil

Yabancı dil	Okuduğunu anlama	Konuşma	Yazma
İngilizce	İyi	İyi	İyi
Arapça	Orta	Orta	Orta

Bilgisayar bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Microsoft Office	Çok İyi
Eclipse Treatment Planning System	Çok İyi

