

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**CYBERKNIFE® ROBOTİK RADYOCERRAHİ
CİHAZININ TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİNİN
DOZİMETRİK KONTROLÜ**

Tamer BAŞER

Radyoterapi Fiziği Programı
YÜKSEK LİSANS TEZİ

ANKARA

2011

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

CYBERKNIFE® ROBOTİK RADYOCERRAHİ CİHAZININ
TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİNİN DOZİMETRİK
KONTROLÜ

Tamer BAŞER

TEZ DANIŞMANI

Prof.Dr. Murat GÜRKAYNAK

Radyoterapi Fiziği Programı

YÜKSEK LİSANS TEZİ

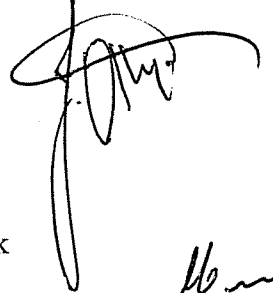
ANKARA

2011

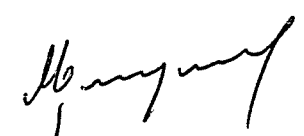
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne;

Bu çalışma jürimiz tarafından Radyoterapi Fizigi Programında Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: Prof. Dr. Fadıl Akyol
Hacettepe Üniversitesi



Danışman : Prof. Dr. Murat Gürkaynak
Hacettepe Üniversitesi



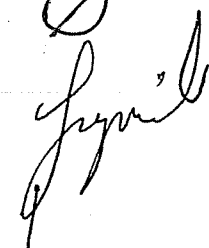
Üye: Prof. Dr. Faruk Zorlu
Hacettepe Üniversitesi



Üye: Doç. Dr. Gökhan Özyiğit
Hacettepe Üniversitesi



Üye: Doç. Dr. Şeyda Çolak
Hacettepe Üniversitesi



ONAY:

Bu tez, Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.



Prof. Dr. Hakan S. Orer

Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Tezimin hazırlanması sırasında yapmış olduğu katkılarından dolayı Hacettepe Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Fadıl Akyol'a, desteklerini her zaman hissettiğim hocam Sayın Prof. Dr. Faruk Zorlu'ya ve Anabilim Dalı'nda görevli tüm hocalarıma,

Tezimin hazırlanması sırasında yapmış olduğu katkılardan dolayı danışmanım Sayın Prof. Dr. Murat Gürkaynak'a,

Öğrenciliğim boyunca bana her zaman destek veren, bilgilerini paylaşan, bana yol gösteren Sayın Hayati Aytaç'a ve Sayın Ali Doğan'a,

Bilgilerini her zaman benimle paylaşan ve desteklerini her zaman hissettiğim canım dostlarım Sayın Mehmet Ertuğrul Ertürk'e, Sayın Demet Yıldız'a, Sayın Fatma Çolak'a, Sayın Burçin İspir'e ve Sayın Talip Yolcu'ya,

Yüksek lisansımı Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Radyoterapi Fiziği Bölümünde yapmam konusunda beni teşvik eden can dostum Görkem Güngör'e,

Her zaman desteklerini hissettiğim arkadaşlarım Sayın Harun Taşdemir'e, Sayın İlhami Ünal'a, Sayın Duygu Sezen'e ve Sayın Ayşen Aydın'a, Sayın Nur Kodaloğlu'na, Sayın Gözde Dügel'e ve Sayın Gülay Karagöz'e,

İşe başladığım günden itibaren yüksek lisans yapmamı destekleyen yöneticilerime, tecrübelerini ve desteğini benden esirgemeyen Sayın Hakan Çınar'a ve mesai arkadaşlarıma,

On dört yılı aşkın bir süredir daima yanımda olan, çok şey paylaştığım can dostum Koray Ürkmen'e,

Başarılarımı her zaman destekleyen, daha fazlası için teşvik eden, her türlü desteği ile her zaman yanımda olan, ömrümü beraberce çok mutlu bir şekilde geçireceğim canım nişanlım Aynur Moral'a,

Beni bugünlere getiren, hayatım boyunca her zaman yanımda olup desteklerini esirgemeyen çok sevgili canım anneme, canım babama ve canım ablam'a,

En içten duygularımla teşekkür ederim.

ÖZET

BAŞER, T. CyberKnife® Robotik Radyocerrahi Cihazının Tedavi Planlama Sisteminin Dozimetrik Kontrolü. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Radyoterapi Fiziği Programı Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2011.

Stereotaktik Radyocerrahinin amacı yüksek radyasyon dozunu birçok alandan uygulayarak hedef kitlede yüksek konformaliteyi sağlarken kritik dokularda da maksimum korumayı sağlamaktır. Robotik yapısı nedeniyle dozu birçok noktadan uygulayabilen CyberKnife® cihazı stereotaktik radyocerrahinin amacına uygun bir sistemdir. İzomerkezli tedavi uygulamaları yapılabildiği gibi izomerkezli olmayan tedavi uygulamalarında da son derece başarılıdır. Kullanılan demet sayısının çok fazla olmasından dolayı radyasyonun uygulandığı ortamda çok yüksek doz gradyentleri oluşmaktadır. Bu nedenle yapılan tedavi planlarının hastaya özel kalite kontrollerinin yapılması ve ölçüm sonuçlarının incelenmesi son derece önemlidir. Bu kapsamda CyberKnife® cihazında tedaviye girecek hastaların hastaya özel dozimetrik kontrollerini nokta doz ölçüm tekniğiyle ve film dozimetrisi ile yapmak bu çalışmanın amacıdır. Çalışmada ilk önce Standard Imaging marka Stereotaktik Doz Verifikasyon Fantomunun iyon odası ve film ile birlikte tomografi görüntüsü ayrı ayrı çekilmiş ve planlama bilgisayarına bu görüntüler aktarılmıştır. Hastaların yapılan planları bu fantom üzerine taşınmıştır ve bu fantoma küçük hacimli iyon odası yerleştirilerek ve film yerleştirilerek ölçümler alınmıştır. İyon odası ile alınan 27 farklı ölçümde % 3,5'in altında 7 ölçüm yapılmıştır. Film ile yapılan 27 farklı ölçümde gamma analizinin 3mm-%3 kriterini başarı ile sağlayan 7 ölçüm yapılmıştır. Bu ölçümlerin sonuçları incelenmiş ve hataların kaynakları araştırılmıştır. Elde edilen sonuçlar, YART uygulamalarındaki literatür sonuçlarıyla bağdaşmamaktadır.

Anahtar Kelimeler : CyberKnife®, tedavi planlama sistemi (TPS), stereotaksi, küçük alan dozimetrisi, nokta doz ölçümü, film dozimetrisi, gamma analizi

ABSTRACT

BAŞER, T. Dosimetric Control of the Treatment Planning System of CyberKnife® Robotic Radiological Surgery Instrument. Hacettepe University Institute of Health Sciences, Msc. Thesis in Radiotherapy Physics Program, Ankara, 2011. The aim of the stereotactic radiosurgery is to achieve the high conformality on the target volume by applying the high radiation dose from different beam angles, while providing maximum protection to the critical structures. CyberKnife®, which can apply the radiation dose from many different angles due to its robotic design, is an appropriate system for the goal of the radiosurgery. It is very successful for isocentric treatments as well as non-isocentric treatment applications. Very high dose gradients occur at the treatment area because of the high number of the beams that are used. Therefore it is extremely important to make the patient specific quality controls of the treatment plans and examining the measurement results. The aim of this study is to make the patient specific quality control by “Point Dose Measurement” and “Film Dosimetry” techniques for the patients that will be treated at CyberKnife®. At first, Standard Imaging Stereotactic Dose Verification Phantom was digitally imaged separately with ion chamber and film by using a Computerized Tomography and the images were transferred to the treatment planning system. Then the patient’s treatment plans were transferred onto this phantom images and the measurements were taken by using that phantom after replacing small volume ion chamber and film respectively. There are 7 measurement results that provide below 3.5% dose difference within 27 different measurements that were taken by ion chamber. There are 7 measurement results that provide the condition of gamma analysis 3mm-3% criteria within 27 different measurements that were taken by film. The results of these measurements were examined and the sources of errors were investigated. As a conclusion the measurement results are not in agreement with the literature for the IMRT applications.

Keywords: CyberKnife®, Treatment Planning System (TPS), Stereotaxy, Small Area Dosimetry, Film Dosimetry, Gamma Analysis

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	x
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xi
TABLolar DİZİNİ	xiii
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Stereotaktik Radyocerrahi.....	3
2.2. Stereotaktik Radyocerrahi Uygulamalarında Kullanılan Cihazlar.....	4
2.3. CyberKnife® Robotik Radyocerrahi Sistemi ile Tedavi Yaklaşımı.....	5
2.4. CyberKnife® Tedavi Uygulaması	6
2.4.1. CyberKnife® Sistemine Özgü İzleme Algoritmaları.....	7
2.4.1.1. 6D Skull™ İzleme Algoritması.....	7
2.4.1.2. X-Sight™ Omurga İzleme Algoritması.....	9
2.4.1.3. Fiducial İzleme Algoritması.....	11
2.4.1.4. X-Sight™ Akciğer İzleme Algoritması.....	13
2.4.2. Hareketli Lezyonların Tedavisinde Senkronizasyon Teknolojisi.....	14
2.5. MultiPlan® Tedavi Planlama Sistemi.....	14
2.5.1. Planlama Optimizasyonu.....	18
2.5.1.1. Simplex Optimizasyonu.....	18
2.5.1.2. Iterative Optimizasyonu.....	22
2.5.1.3. Sequential Optimizasyonu.....	24
2.6. Doz Kalibrasyonu.....	24
2.6.1. Yüklü Parçacık Dengesi.....	24
2.6.2. Kavite Teorileri.....	25

2.6.2.1.	Bragg-Gray Kavite Teorisi.....	25
2.6.2.2.	Spencer-Attix Kavite Teorisi.....	25
2.7.	İyon Odaları	26
2.8.	Gamma Analizi	26
3.	GEREÇ VE YÖNTEM.....	28
3.1.	Araç ve Gereçler	28
3.1.1.	Accuray Marka CyberKnife® Robotik Radyocerrahi Sistemi.....	28
3.1.2.	MultiPlan® Tedavi Planlama Sistemi.....	29
3.1.3.	Standard Imaging Marka Stereotaktik Dose Verification Fantom (Baby Blue Fantom)	31
3.1.4.	Standard Imaging marka Extradin A16 iyon odası.....	32
3.1.5.	PTW Marka 30011 0,6 cc İyon Odası.....	33
3.1.6.	PTW Marka Unidos Elektrometre.....	34
3.1.7.	International Speciality Products Marka Gafkromik EBT (External Beam Therapy) Film.....	35
3.1.8.	Epson Marka Perfection V700 Tarayıcı.....	36
3.1.9.	MATLAB 7.10 Programı.....	36
3.1.10.	Verisoft 4.1.....	36
3.2.	Yöntem.....	36
3.2.1.	Hastanın KT (Kalite Temini) Planını Oluşturma.....	37
3.2.2.	Oluşturulan Hasta KT Planının Extradin A16 İyon Odalı Baby Blue Fantomu Üzerine Taşınması ve Hesaplanması.....	38
3.2.3.	Oluşturulan Hasta KT Planının Film Konfigürasyonlu Baby Blue Fantomu Üzerine Taşınması ve Hesaplanması.....	46
3.2.4.	Extradin A16 İyon Odası için Çapraz Kalibrasyon	51
3.3.	Extradin A16 İyon Odası Ölçümlerinin Değerlendirme Kriterleri	52

3.4.	Film Kalibrasyonu.....	53
3.5.	Film Ölçümlerinin Değerlendirme Kriterleri	55
4.	BULGULAR	58
4.1.	Extradin A16 İyon Odası Bulguları	58
4.2.	Film Bulguları	65
4.3.	Extradin A16 İyon Odası Bulguları ile Film Bulgularının Karşılaştırması	71
5.	TARTIŞMA.....	74
5.1.	Extradin İyon Odası Bulguları	74
5.2.	Film Bulguları	77
5.3.	Extradin A16 İyon Odası Bulguları ile Film Bulgularının Karşılaştırılması.....	79
6.	SONUÇ VE ÖNERİLER	81
7.	KAYNAKLAR.....	83
8.	EKLER	86
8.1.	ICRU 19 ve 24 nolu Raporlarında Yapılan Bazı Tanımlamalar	86
8.2.	Lineer Hızlandırıcı Lineerite Testi Sonuçları ve Grafiği	88
8.3.	CyberKnife ve Lineer Akseleratörün Demet Düzgünlüğü ve Simetrisi	89
8.4.	Aksiyel Kesitlerin Koronal Düzleme Çevrilmesi	91

SİMGELER VE KISALTMALAR

YPD	Yüklü parçacık dengesi
CPE	Charged-particle equilibrium
BT	Bilgisayarlı Tomografi
TPS	Tedavi planlama sistemi
cGy	santigray
Gy	gray
MR	Manyetik Rezonans
PET	Pozitron Emisyon Tomografisi
GHz	GigaHertz
DRR	Digital Reconstruction Radiograph
KEM	Kaynak Eksen Mesafesi
MU	Monitor Unit
OCR	Off Center Ratio
TMR	Tissue Maximum Ratio
OF	Output Factor
QA	Quality Control
KT	Kalite Temini
E2E	End to End
YART	Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
cc	santimetreküp
AVM	Arteriovenöz Malformasyonlar

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Termoplastik maske	8
Şekil 2.2 6D Skull™ İzleme yönteminde hasta set up'ı bilgisayar görüntüsü.....	8
Şekil 2.3 6D İzleme algoritmasının tedavi parametreleri.....	9
Şekil 2.4 dxAB parametresinin gösterimi	10
Şekil 2.5 False node parametresinin gösterimi	10
Şekil 2.6 Altın işaretleyicilerin resmi.....	11
Şekil 2.7 İşaretleyici yerleştirmedeki koşulların gösterimi.....	12
Şekil 2.8 Rigid Body parametresinin gösterimi	13
Şekil 2.9 X-Sight™ Akciğer İzleme algoritmasının DRR görüntüsü.....	13
Şekil 2.10 İzomerkezli ve izomerkezli olmayan tedavi örneklerinin görüntüleri.....	15
Şekil 2.11 Plan hazırlığı için MultiPlan® menüsünden görüntü	16
Şekil 2.12 Doz gridi görüntüsü	18
Şekil 2.13 MultiPlan® sistemindeki doz ağırlığına karşı ceza fonksiyonu	21
Şekil 2.14 İterasyon algoritması planlama menüsü görüntüsü.....	23
Şekil 2.15 Gamma indeksi elipsoidal kabul kriteri	27
Şekil 3.1 CyberKnife® Robotik Radyocerrahi Sisteminin Genel Görüntüsü.....	29
Şekil 3.2 MultiPlan® planlama istasyonu ana menüsünün görüntüsü.....	30
Şekil 3.3 Baby Blue Fantomu görüntüsü	32
Şekil 3.4 Extradin A16 iyon odası görüntüsü	33
Şekil 3.5 PTW 30011 iyon odası görüntüsü	34
Şekil 3.6 Elektrometre görüntüsü.....	34
Şekil 3.7 Gafkromik EBT filmin yapısı	35
Şekil 3.8 İyon odası ölçümleri için yapılan örnek KT planı görüntüsü	38
Şekil 3.9 İyon odası ölçümleri için yapılan KT planı füzyon işlemi görüntüsü-1	39
Şekil 3.10 İyon odası ölçümleri için yapılan KT planı füzyon işlemi-2	40

Şekil 3.11 İyon odası ölçümleri için yapılan KT planı füzyon işlemi-3	41
Şekil 3.12 İyon odası ölçümleri için izleme metodu seçimi görüntüsü	41
Şekil 3.13 İyon odası ölçümleri için altın işaretleyicilerin belirlenmesi görüntüsü....	42
Şekil 3.14 İyon odası ölçümleri için hizalama merkezinin belirlenmesi görüntüsü ...	43
Şekil 3.15 İyon odası ölçümleri için yüksek çözünürlükte izodoz eğrileri gösterimi .	44
Şekil 3.16 Üç düzlemden nokta doz değerleri gösterimi	44
Şekil 3.17 3 mm ve 5 mm yarıçaplı küre konturları için doz istatistiki	45
Şekil 3.18 Film ölçümleri için yapılan KT planı füzyon işlemi-1	46
Şekil 3.19 Film ölçümleri için yapılan KT planı füzyon işlemi-2	47
Şekil 3.20 Film ölçümleri için izleme metodu seçimi görüntüsü	48
Şekil 3.21 Film ölçümleri için altın işaretleyicilerin belirlenmesi görüntüsü	49
Şekil 3.22 Film ölçümleri için hizalama merkezinin belirlenmesi görüntüsü	50
Şekil 3.23 Film ölçümleri için yüksek çözünürlükte izodoz eğrileri gösterimi	51
Şekil 3.24 Film Kalibrasyonu için ölçüm düzeneği	55
Şekil 3.25 Uygulanan doz değerine karşılık ölçülen optik yoğunluk	55
Şekil 3.26 Planlama verisiyle filmin yüklü olduğu Verisoft programı görüntüsü	56
Şekil 3.27 Gamma Analizi sonucunu gösteren Verisoft programı gösterimi	57
Şekil 8.1 Lineer hızlandırıcı lineerite grafiği	88
Şekil 8.2. G-T ve L-R yönlerindeki doz profilleri	89
Şekil 8.3. Sağ- sol yönündeki doz profili	90
Şekil 8.4 G-T yönündeki doz profili	91

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 2.1 Ağırlık değerine karşı hesaplanan ceza fonksiyonu	20
Tablo 3.1 Uygulanan doz değerine karşılık gelen optik yoğunluk değerleri	54
Tablo 4.1 Yapılan 3 ölçümün sonuçları, ortalamaları ve standart sapma değerleri ...	59
Tablo 4.2 Yapılan planlamaların planlamada hesaplanan doz değerleri ile ölçüm sonuçlarının karşılaştırılması ve yüzde fark olarak verilmesi	61
Tablo 4.3 3 MM ve 5 MM kriterlerinin karşılaştırılması	64
Tablo 4.4 Gamma analizi 2 mm % 2 kriteri sonuçları	66
Tablo 4.5 Gamma analizi 3 mm % 3 kriteri sonuçları	67
Tablo 4.6 Gamma analizi 4 mm % 4 kriteri sonuçları	68
Tablo 4.7 Gamma analizi 5 mm % 5 kriteri sonuçları	69
Tablo 4.8 Gamma analizi sonuçlarının ortalama ve standart sapma değerleri	71
Tablo 4.9 İyon odası sonuçları ile film analizi sonuçları	73

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Sayısı hızla artan kanser hastaları geçmişten günümüze gelen bilgi birikimleri sayesinde ve gelişen medikal teknolojiyle beraber hayata daha sağlam bağlanabilmektedirler. Kanser hastalarının birincil tedavisi olan cerrahinin uygulanamadığı veya tek başına yeterli olmadığı durumlarda kemoterapi ve radyoterapi diğer önemli tedavi yaklaşımlarıdır. Kanser oluşumunun patolojisi, konumu ve evrelemesi gibi verilerle bu üç tedavi modalitesi ayrı ayrı veya değişik kombinasyonlarla uygulanabilmektedir.

Radyoterapi uygulamaları 1895’li yıllara dayanır. 1895 yılında W. Conrad Roentgen tarafından X ışınlarının bulunması ve 3 yıl sonra (1898) Pierre ve Marie Curie’lerin Uranyum cevherinden Radyumu elde etmeleriyle radyoterapinin ilk temelleri atılmıştır. Radyoterapi ile tedavi edilen ilk hasta 1899’da yayınlanmıştır. 1922 yılında Uluslararası Onkoloji Kongresi’nde Coutard ve Hautant ilerlemiş larinks kanserlerinin radyoterapi ile tedavi edilebildiğini kanıtlamışlardır. Klinik olarak radyoterapi kullanılmaya başlanmıştır (1).

Radyoterapi malign ve benign tümörlerin ve bazı hastalıkların tedavisinde kullanılan bir tedavi modalitesidir. Radyoterapinin amacı tanımlanmış hedef volüme belirli bir radyasyon dozunu vermek ve bu esnada tümörü çevreleyen sağlıklı dokuyu korumaktır. Bu sayede tümörün kontrol edilmesi sağlanırken hastanın hayat kalitesi artırılır ve sağkalımı iyileştirilir. 2000’li yılların başlarına kadar radyasyon tedavileri iki boyutlu merkez eksene dayanan konvansiyonel uygulamalara dayanmaktaydı. Günümüzde halen az da olsa devam etmekte olan bu tedavi uygulaması yerini üç boyutlu konformal uygulamalara bırakmaktadır. Bu tedavi tekniğiyle radyoterapinin amacı olan “hedefe istenen doz uygulanırken çevre dokuları maksimum oranda koruma” büyük ölçüde gerçekleştirilebilmektedir.

Radyoterapideki ilerleme hiç kuşku yok ki teknolojiye gelişme ile paralellik göstermektedir. Klinik gereksinimler çerçevesinde sürekli gelişen ve değişen cihaz teknolojisi klinisyenlere daha çağdaş ve daha hassas bir radyasyon tedavisi uygulama olanağı sunmaktadır. Günümüzün teknolojisinde en gelişmiş cihazlardan biri de CyberKnife® Robotik Radyocerrahi Sistemi’dir.

Bu tez çalışmasının amacı, Hacettepe Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda bulunan CyberKnife® Robotik Radyocerrahi Sistemi'nin tedavi planlama istasyonu olan MultiPlan® bilgisayarında yapılan hasta planlarının doğruluğunu dozimetrik olarak belirleyebilmek ve olası hataların kaynağını incelemektir. Ayrıca küçük alan ölçümlerinde kullanımı önerilen küçük hacimli iyon odasının yüksek gradyentli doz bölgelerinde nasıl davrandığını saptayabilmek ve film sonuçlarının değerlendirilmesinde kullanılan gamma analizinin en uygun kriterini CyberKnife® planları için belirleyebilmektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Stereotaktik Radyocerrahi

Radyoterapinin bir başka uygulanış yöntemi olan Stereotaktik radyocerrahi ise özel bir eksternal radyasyon tedavi çeşididir. Kelime olarak "stereotaksi" sözcüğü Yunanca'dır ve üç boyutlu dokunma anlamına gelmektedir. Sterotaktik Radyocerrahi (SRS) ilk kez 1951 yılında İsveçli beyin cerrahı Lars Leksell tarafından uygulanmaya başlanmıştır (2).

Stereotaktik radyocerrahide klinik hedef konvansiyonel uygulamalara göre daha küçük emniyet sınırlarıyla, 1 ile 5 fraksiyonda yüksek radyasyon dozuyla ışınlanır. Stereotaktik radyocerrahide yüksek doz tedavisi ışınlanan normal dokunun hacminin küçük olduğu durumlarda tolere edilebilir. Radyobiyolojik ve radyofiziksel çalışmalar lezyon büyüklüğünün maksimum 4 cm olduğunda bu koşulun sağlanabileceğini göstermiştir (3).

Radyocerrahi tedavi başarısını tümöral büyümenin durdurulması, damarsal anormalliğin tıkanması ve sinir yollarının seçilerek harap edilmesiyle sağlar. Fonksiyonel stereotaktik radyocerrahi ağrıyı ortadan kaldırmak, tremoru (irade dışı titreme) veya bayılma sıklığını azaltmak için kullanılmaktadır.

Dünyada stereotaktik uygulamalardaki en büyük deneyim metastatik beyin tümörleri üzerinedir. Diğer endikasyonlar ise AVM, meningiom, akustik nöroma, hipofiz adenomları, glial tümörler ve trigeminal nevraljidir (3). Bu tecrübeler lineer hızlandırıcılarda ve Gamma kufe cihazında yapılan uygulamalar sonucu oluşmuştur. Bütün bu kafa içi lezyon tedavilerinin yanısıra son yıllarda vücudun diğer bölgelerinde de radyocerrahi kullanılmaya başlanmıştır. Etkinliği gösterilen tedavi endikasyonları içinde omurga, akciğer ve karaciğerin metastatik ve primer tümörleri, pankreas ve prostat kanserleri sayılabilir.

Radyocerrahinin 3 ana hedefi vardır.

1. Hedefin üç boyutlu olarak tanımlanması.
2. Hedef dokuya yeterli dozda radyasyonun verilmesi.
3. Hedefi çevreleyen sağlıklı dokunun yüksek doz radyasyondan korunması.

2.2. Stereotaktik Radyocerrahi Uygulamalarında Kullanılan Cihazlar

Stereotaktik radyocerrahi günümüzde Co-60 gamma ışınıyla X ışınıyla ve proton ışınıyla uygulanabilmektedir. En sık kullanılanlar X ışını ve gamma ışını ile yapılan stereotaktik radyocerrahi sistemleridir. Proton ışını kullanan radyocerrahi sistemleri maliyetleri nedeni ile sınırlı sayıda merkezde kullanılmaktadır.

Gamma ışınıyla uygulanan stereotaktik radyocerrahi için üretilen ilk cihaz Elekta firmasının ürettiği Leksell Gamma Knife cihazıdır. Gamma Knife cihazında 201 adet radyoaktif Co-60 kaynağı bulunmaktadır. Hastanın kafasına stereotaktik çerçeve dört vida yardımıyla sabitlenir. MR, BT veya anjio görüntüleriyle hedef kitlenin uzaydaki yeri belirlenir. Hedef kitle küçük hacimlere bölünür ve referans noktadan uzaklık değerleri kaydedilir. Hasta tedavi planı yapılır. Hastanın kafasına sabitlenen çerçeve otomatik pozisyon sistemine takılır. Bu küçük hacimlerin her biri 201 adet kaynaktan yayılan ışınların kesiştiği izomerkeze getirilerek hedef kitlenin istenen radyasyon dozunu alması sağlanır.

Gamma Knife cihazı tarihsel olarak üretildiği günden bu yana ihtiyaçlar doğrultusunda 3 defa yenilenmiştir. "leksell gamma knife 4", "leksell gamma knife 4C" ve "perfexion" modelleri vardır. Bu cihaz yalnızca kafa içi tedavilerde kullanılmaktadır. Perfection modeliyle servikal 1 ve 2 nolu vertebraların da tedavileri de yapılabilmektedir. Yine gama radyasyon tipini kullanan bir diğer cihaz "American Radiosurgery" firmasının ürettiği "Rotating Gamma System GammaART-6000™"dır. Gamma knife ve lineer hızlandırıcı tabanlı stereotaktik radyocerrahi sistemlerinin özelliklerini taşıyan bu cihazın kaynakları bir düzlemde hareket ettirilerek Leksell gamma knife benzeri bir doz dağılımı sağlanmaktadır.

X-ışını tabanlı radyocerrahi X-ışını kullanılarak yapılan radyocerrahi uygulamasıdır. Günümüzde iki farklı X-ışını radyocerrahisi uygulaması vardır;

1. Lineer akseleratör tabanlı stereotaktik radyocerrahi
2. CyberKnife® robotik radyocerrahi

Lineer hızlandırıcı tabanlı stereotaktik radyocerrahi değişik firmalarca üretilen konvansiyonel radyoterapide de kullanılan lineer hızlandırıcılara eklenen stereotaktik radyocerrahi malzemeleri ve radyocerrahi planlama programlarıyla

uygulanır. Hastanın başına hasta hareketini sınırlayıcı bir çerçeve takılır. Bu çerçeve sayesinde, hastaların planlama görüntüsünün alındığı andaki ve tedavi anındaki hareketsizliği sağlanır. Konvansiyonel lineer hızlandırıcılarının ürettiği X ışını demeti cihaz kafasının farklı açılarda ve farklı masa açılarında izomerkez çevresinde dönmesi ile hastaya uygulanır.

CyberKnife® Robotik Radyocerrahi Sistemi radyocerrahi uygulamalarına iki önemli yenilik getirmiştir. Bunlardan biri hastanın kafasına takılan sabitleme çerçevesi kullanmaması ve izomerkezli olmayan bir lineer hızlandırıcı sistemine sahip olmasıdır.

CyberKnife® Sistemi hedefi sabitlemek yerine yani kafayı inzavif yöntemlerle fıkse etmek yerine hedefi izlemektedir. Bu izleme işlemini radyolojik alt sistemiyle yapabilmektedir.

2.3. CyberKnife® Robotik Radyocerrahi Sistemi ile Tedavi Yaklaşımı

Endikasyonlar 1950'lerden gelen bilgi birikimine dayalı stereotaktik radyocerrahi uygulamalarıyla aynıdır. 2000'li yılların başından günümüze gelen çalışmalarda da sözkonusu endikasyonlara örnek olarak şunları verebiliriz.

Kraniyal Radyocerrahi Endikasyonları

1. Damarsal patolojiler

Arteriovenöz Malformasyonlar

Kavernomalar

2. Tümörler

Benign Tümörler

Akustik Nörinomlar

Meningiomalar

Pineal ve Pituitar Tümörler

Malign Tümörler

Glial Tümörler ve Astrositomalar

Düşük Dereceli Tümörler

Metastatik Beyin Tümörleri

3. Fonsiyonel Bozukluklar

Trigeminal Nevralji

Esansiyel Tremor (Kasların istemsiz kasılması)

Parkinson Tremoru

Epilepsi

Cluster tipi baş ağrısı

Obsesif Kompulsif bozukluklar

Vücut Radyocerrahisi Endikasyonları

1. Primer ve Metastatik Akciğer Tümörleri
2. Primer ve Metastatik Karaciğer Tümörleri
3. Pankreas Kanseri
4. Primer veya Metastatik Spinal Tümörler
5. Prostat Kanseri
6. Böbrek Tümörleri

Bu gibi endikasyonları olan hastalardan tedavi öncesi birkaç radyolojik tetkik istenmektedir. Bunlar Bilgisayarlı Tomografi, Manyetik Rezonans, Pozitron Emisyon Tomografisi ve Anjio gibi radyolojik gereksinimlerdir. Tomografi uygulaması her hasta için gereklidir. Diğer radyolojik tetkikler hastalığa bağlı olarak istenebilmektedir. Tedavi planlaması bu radyolojik görüntüler eşliğinde yapılmaktadır.

2.4. CyberKnife® Tedavi Uygulaması

CyberKnife® Görüntüleme Sistemi iki adet X-ışını tüpü, 1024 x 1024 pikselden oluşan iki adet 40 x 40 cm'lik amorf silikon dedektörler ve alınan görüntüleri işleyip iki boyutlu radyolojik görüntüyü ekrana yansıtan bir donanım ve yazılıma sahiptir. Görüntüleme sistemi sayesinde lezyon tedavi süresince izlenmektedir. Tedavi uygulaması sırasında iki boyutlu anlık radyolojik görüntüler alınır ve planlamadan gelen DRR görüntüleriyle karşılaştırılır. Bu görüntüler anatomik olarak üstüste oturtularak hasta pozisyonlaması yapılmaktadır.

Tedavi uygulama sistemi X-bandında (9,5 GHz) çalışan kompakt bir lineer hızlandırıcının, özellikle otomasyon endüstrisinde sıkça kullanılan, 6 eklemden oluşan ve üç boyutlu uzayda hareket yeteneği olan bir robot kolu üzerine monte edilmesiyle yaratılmıştır. Konvansiyonel uygulamaların aksine izomerkezli olmayan ve çok düzlemlili tedavi uygulama olanağı sağlamaktadır. Bu sayede hedef kitleye

birçok yönden ışın gönderebilme yeteneği ortaya çıkmaktadır. Böylelikle CyberKnife® cihazı radyasyon tedavisinin birincil amacı olan hedef kitle etrafında klinik gereksinime uygun izodoz eğrilerini yaratabilmekte ve hedef kitleyi tamamen saran bir radyasyon dozunu oluştururken sağlıklı doku ve organı en iyi şekilde korumaktadır.

CyberKnife® cihazı tedavi uygulamasında hedef kitlenin lokalizasyonuna göre değişik izleme algoritmaları geliştirilmiştir.

2.4.1. CyberKnife® Sistemine Özgü İzleme Algoritmaları

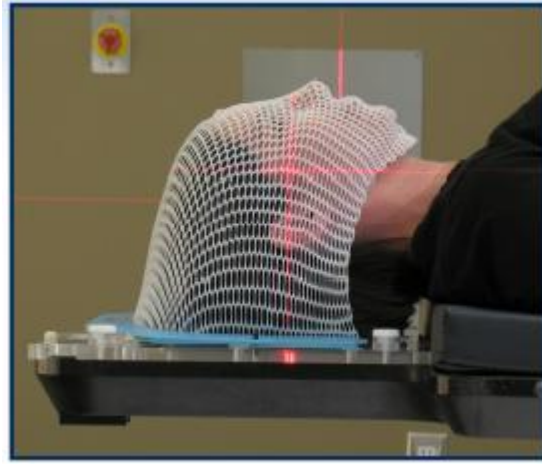
Bu izleme algoritmaları şunlardır.

- 6D Skull™ İzleme A CyberKnife® Algoritması
- X-Sight™ Omurga İzleme Algoritması
- Fiducial İzleme Algoritması
- X-Sight™ Akciğer İzleme Algoritması

2.4.1.1. 6D Skull™ İzleme Algoritması

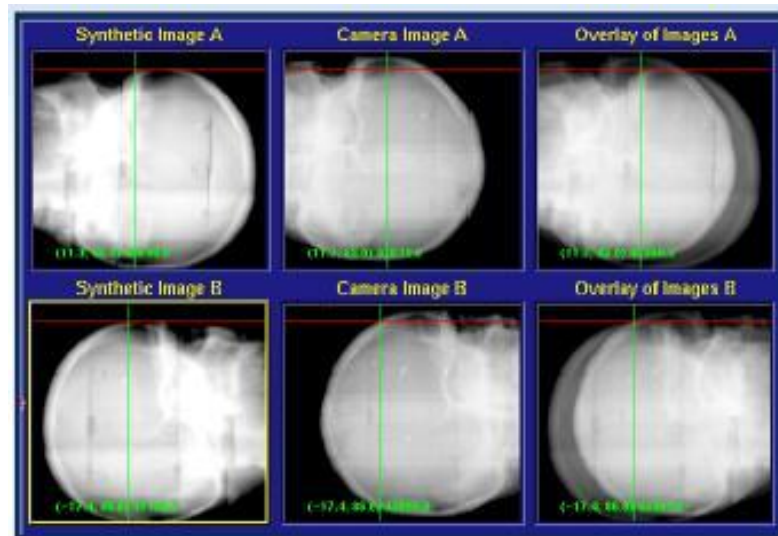
Kafa içi yerleşimli lezyonların tedavisinde bu izleme yöntemi kullanılmaktadır. Servikal üçüncü omugaya kadar olan yerleşimli lezyonların teavilerinde de bu izleme yönteminden yararlanılmaktadır.

Hastanın kafasına herhangi bir invazif uygulama gerektiren bir çerçeve takılmasına ve herhangi bir işaretleyici implante edilmesine gerek yoktur (Şekil 2.1). Sistem, hastanın kafatasını, yani kafa kemik yapısını referans alarak lezyonun yerini belirlemektedir. Termoplastik maske kullanımı hasta hareketlerini sınırlayacağından doğruluğu daha yüksek bir tedavi imkanı ve daha kısa tedavi süreleri sağlamaktadır.



Şekil 2.1 Termoplastik maske

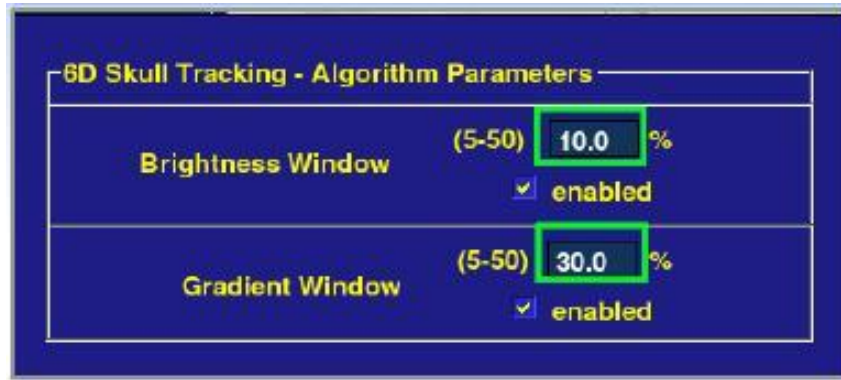
Bu algoritmada radyolojik görüntülemedeki X-ışını parametreleri çok önemlidir. Sistem anlık alınan iki radyolojik görüntüyle DRR görüntülerini karşılaştırmakta (Şekil 2.2) ve aralarındaki parlaklık “brightness gain” (parlaklık kazancı) ve kazanç “gradient gain” (gradyant kazancı) parametrelerinden yararlanarak hesap yapmaktadır. Bu yüzden görüntüleme sistemi parametrelerini (kV, mA, mAs); parlaklık parametresini $1 \pm 0,1$ olacak şekilde ve kazanç parametresini de bire yakın olacak şekilde ayarlanmalıdır. Aksi takdirde sistem algoritması yanlış hesap yapabilir (4).



Şekil 2.2 6D Skull™ İzleme yönteminde hasta set up'ı bilgisayar görüntüsü

“Brightless gain” DRR görüntüsü ile tedavi sırasında anlık olarak alınan X-ışını görüntüsü arasındaki yoğunluk farkının bir ölçüsüdür. Bu parametrenin eşik değeri 0,1 (%10) seviyesinde tutulması önerilmektedir (Şekil 2.3).

Robotun tedavi sırasındaki bazı hareketleri görüntülemeyi engelleyebilir. Robot ya da robotun kabloları X-ışını tüpleri ile hasta arasına ya da hasta ile X-ışını dedektörleri arasına girebilir. “Gradient gain” bu gibi durumlarda X-ışını görüntülerinde oluşan gradyanın ölçüsüdür. Bu parametrenin eşik değeri 0,3 (%30) seviyesinde tutulması önerilmektedir (Şekil 2.3).

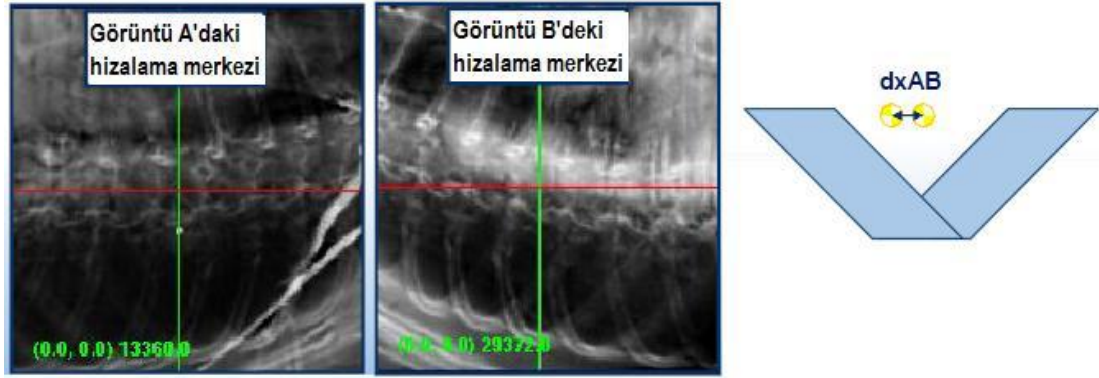


Şekil 2.3 6D İzleme algoritmasının tedavi parametreleri

2.4.1.2. X-Sight™ Omurga İzleme Algoritması

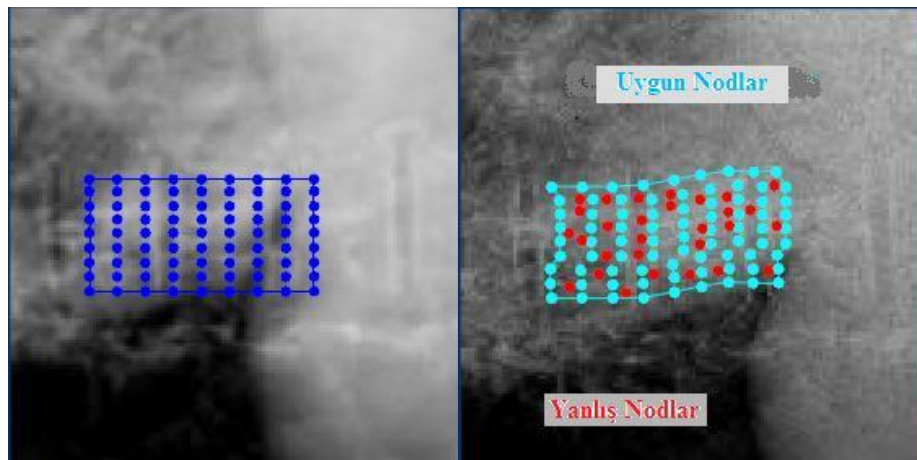
Omurga yerleşimli ve/veya omurgaya en fazla 5-6 cm uzaklıkta bulunan ve lezyon hareketinin sadece omurga hareketiyle değiştiği tedavi uygulamalarında bu izleme algoritması kullanılabilir. Özellikle diyafram hareketliliğinin lezyona etki ettiği durumlarda bu izleme algoritması kullanılmamalıdır.

Bu algoritmada “dxAB” parametresi çok önemlidir. dxAB parametresi işaretleyicilerin A ve B kamerasındaki izdüşümlerinin x eksenine uzaklığı olarak tanımlanır ve bu uzaklık 2,5 cm’yi geçerse algoritma hesaplamasında hata yapabilir (Şekil 2.4).



Şekil 2.4 dxAB parametresinin gösterimi

Algoritma omurgadaki bir bölgeyi izlemektedir. Bunun için de “mesh” (ağ) adı verilen 9 x 9’luk bir matriks kullanmaktadır. Algoritmanın doğru olarak çalışabilmesi için “mesh”in boyutunu ayarlamak gerekmektedir. “Mesh” omurgayı Anterior/Posterior yönünde tam olarak sarmalıdır. Dikkat edilmesi gereken bir başka parametre ise “False Node” parametresidir. Bu parametre 9 x 9’luk matristen gelen 81 noktanın DRR görüntülerindeki 81 nokta ile karşılaştırılması sonucu hatalı noktaları yüzde olarak veren parametredir (Şekil 2.5). Bu hata ne kadar az olursa hasta anatomisi o kadar iyi hizalanmış olur. Bu parametreye etki eden faktörlerden biri de X-ışını parametreleridir. Bu yüzden X-ışını parametreleri en iyi görüntüyü verecek şekilde ayarlanmış olmalıdır.



Şekil 2.5 False node parametresinin gösterimi

2.4.1.3. Fiducial İzleme Algoritması

Yumuşak doku bölgelerinde bulunan lezyonların tedavisinde kullanılan izleme algoritmasıdır. Hastaya implante edilen altın veya paslanmaz çelik işaretleyiciler referans olarak kullanılmaktadır (Şekil 2.6).

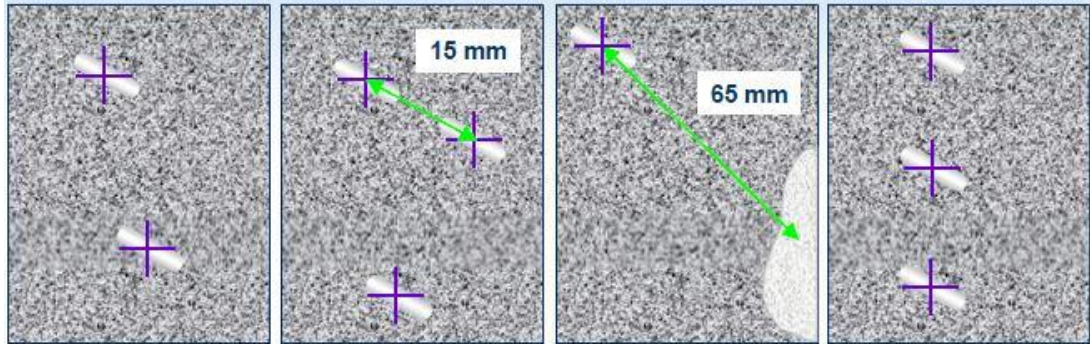


Şekil 2.6 Altın işaretleyicilerin resmi

Yumuşak dokuya yerleştirilen bu işaretleyiciler zamanla belli yönlerde hareket edebilmektedir. Bu yüzden implantasyondan sonra en az 7 ile 10 gün beklenmeli ve hastanın tomografisi çekilmelidir. Aksi halde işaretleyicilerin tedavi sırasında yerleri değişmiş olabilir ve tedavi uygulaması zorlaşabilir veya yapılamayabilir.

En az 3 adet altın işaretleyici ile lezyonun yeri üç boyutlu olarak belirlenebilmektedir. Bu sayıyı arttırmak tedavi sırasında sorunlu işaretleyicilerin yerine diğerlerini kullanma olanağı sunmaktadır. Aksi durumda iki işaretleyici ya da tek bir işaretleyicinin kullanıldığı tedavilerde açısal hatalar hesaplanamamaktadır.

Her bir işaretleyici birbirine en az 2 cm uzaklıkta ve her birinin arasında da 15 derece açı olmalıdır. İşaretleyiciler lezyonun etrafına ve en fazla 5-6 cm uzaklığa konmalıdır (Şekil 2.7). Aksi takdirde algoritma düzgün şekilde çalışmayacak ve lezyon koordinatlarını hesaplarken yanlışlıklar yapabilecektir.

**X**

En az 3 işaretleyici
Gerekli

X

İşaretleyiciler arası
en az 15 mm olmalı

X

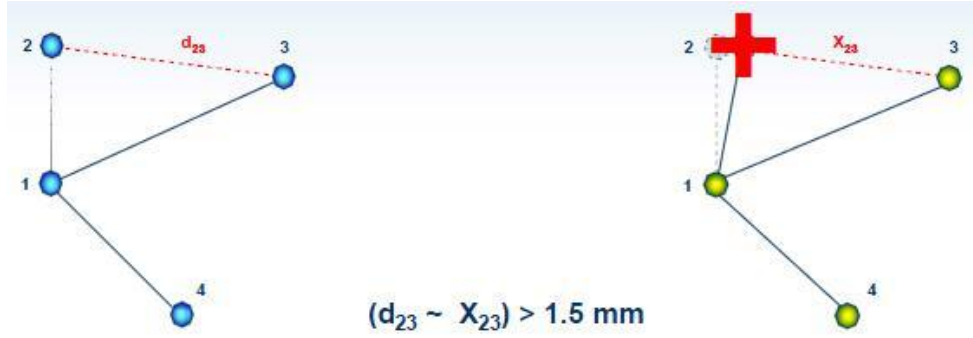
Lezyondan en
fazla 50-60 mm
uzakta olmalı

X

İşaretleyiciler
arasındaki açı en az
 15° olmalı

Şekil 2.7 İşaretleyici yerleştirmedeki koşulların gösterimi

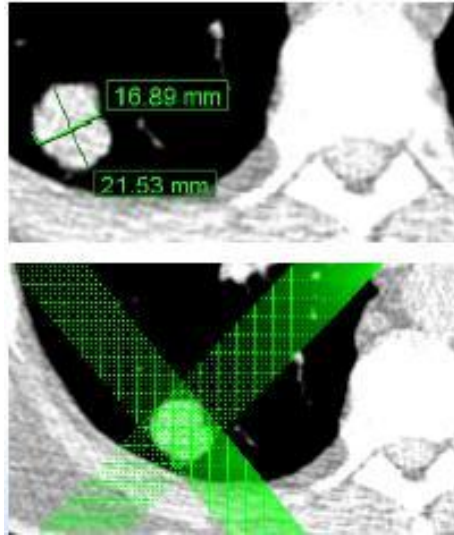
Bu algoritmada “Rigid Body Distance” ve “Confidence” parametreleri çok önemlidir. “Rigid Body Distance” parametresi işaretleyicinin iki dedektör üzerindeki izdüşümlerinin X eksenindeki farkı olarak tanımlanır (Şekil 2.8). Algoritma DRR görüntüsünde kullanılan tüm işaretleyicilerin geometrik yerlerini belirler ve her birini ayrı ayrı anlık görüntülerle karşılaştırır. “Rigid Body Distance” hata değeri 1,5 mm’nin üzerinde olduğu durumlarda hesaplama yanlış koordinatlar verebilir. “Confidence” parametresi ise algoritmanın kameralar üzerinde işaretleyici olarak tanımladığı cismin gerçekten işaretleyici olma olasılığının yüzde olarak verilmesidir. Bu değer de X-ışını parametrelerinin en iyi görüntüyü verecek şekilde ayarlanmasına bağlı olarak farklılık gösterir. Unutulmamalıdır ki sistem “Confidence” parametresinin çok düşük olarak ayarlanması sonrasında herhangi bir cismi işaretleyici olarak algılayabilir ve yanlış koordinatlar verilebilir.



Şekil 2.8 Rigid Body parametresinin gösterimi

2.4.1.4. X-Sight™ Akciğer İzleme Algoritması

Akciğer hastalarında kullanılabilen izleme algoritmasıdır. Bu algoritma lezyonu görüntülerdeki kontrast farkından yararlanarak algılar. Bu algılamanın gerçekleşmesi için lezyon boyutu her yönde 1,5 cm'den fazla olmalıdır. Ayrıca tedavi sırasında 45'er derecelik açılarla alınan ortogonal görüntülerde lezyon omurga tarafından gölgelenmemelidir (Şekil 2.9). Aksi halde algoritmanın kontrast farkından dolayı lezyonu algılaması zorlaşmakta veya olanaksız hale gelmektedir.



Şekil 2.9 X-Sight™ Akciğer İzleme algoritmasının DRR görüntüsü

Bu izleme algoritması X-Sight™ Spine algoritmasındaki parametrelerle çalışmaktadır. Senkroni sistemiyle uyumlu bir şekilde çalışmaktadır. Tedavinin yapılabilmesi için tedavi sırasında alınan anlık görüntülerde lezyon görülebilmelidir.

2.4.2. Hareketli Lezyonların Tedavisinde Senkronizasyon Teknolojisi

Solunuma dayalı hareket eden lezyonların tedavisinde kullanılan yardımcı bir algoritmadır. “Fiducial” ve “X-Sight™ Lung” izleme algoritmalarıyla uyumlu bir şekilde çalışabilmektedir.

Hasta üzerine 3 LED (Light Emitting Diode) yerleştirilir. Bu LED’ler 25 Hz frekansı ile yanıp sönmektedir. Bu LED’leri algılayabilen bir senkroni kamera sistemi vardır. Hastanın toraks bölgesinin hareketi ile hareket eden LED’lerin 25 Hz frekansta yaydıkları kırmızı ışık kamera tarafından algılanır. Bu bilgiler, senkroni bilgisayar ve özel bir yazılım ile işlenerek hastanın solunum fonksiyonu yaratılır. Bu solunum fonksiyonu tedavi bilgisayarına gönderilir. Tedavi bilgisayar da solunum hareketinden dolayı oluşan lezyon koordinat değişimini hesaplayarak tedavi robotuna aktarır. Tedavi robotu tedaviyi bu yeni koordinat bilgisi ışığında günceller. Tüm bu işlemler milisaniye süresinde yapılmaktadır.

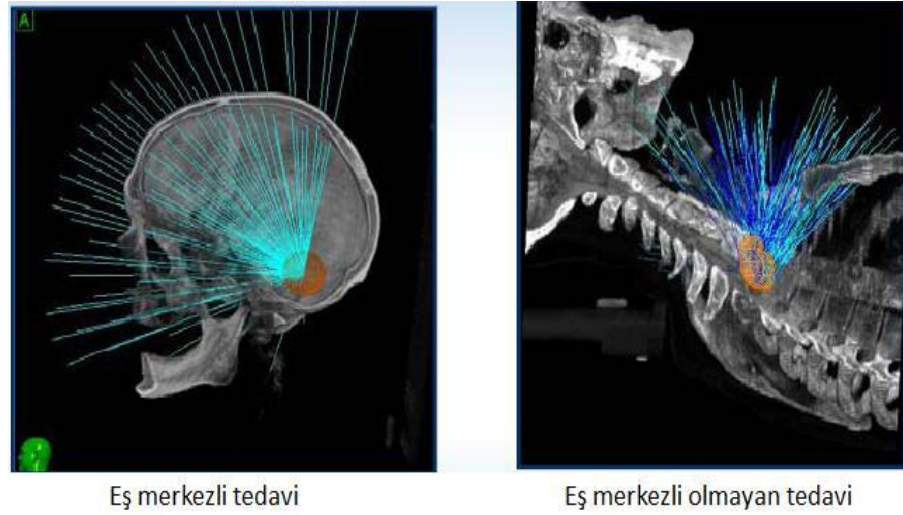
2.5. MultiPlan® Tedavi Planlama Sistemi

CyberKnife® cihazına özel bir planlama sistemidir. Özellikle YART (Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi) tedavilerinde kullanılan ters planlama özelliğine sahiptir. Aynı zamanda konturlama ve füzyon yapılabilir.

Tipik bir tedavi planı genellikle 100-200 ışıktan oluşturulur. Tedavi planlamasında çapları 5 mm ile 60 mm arasında değişen en fazla 3 fiks kolimatörler kullanılabilir. Sistemin yeni versiyonunda Iris isimli bir otomatik kolimatör yapısı bulunmaktadır. Iris tedavi sırasında otomatik olarak kolimatör çap büyüklüğü değişikliğini yapabilmektedir. Iris ile çapları 5 mm ile 60 mm arasında değişen tüm kolimatörler planlama hesaplaması yapmaya başlamadan önce seçilmektedir. Planlama algoritması klinik gereksinimlere en uygun kolimatörleri belirleyerek bir tedavi planlaması oluşturur. Bu planlamada on iki kolimatörün hepsi de kullanılabilir.

Işınlar uzayda “node” adı verilen sabit noktalardan uygulanır. Nodelar tedavi planlama sistemi tarafından intrakraniyel tedavi uygulamalarında sanal bir yarı küre yüzeyinde ekstrakraniyel tedavi uygulamalarında ise sanal bir yarı elipsoidin yüzeyinde yaratılır. Kaynak-Eksen Mesafesi (KEM) intrakraniyel tedaviler için 800 mm, ekstrakraniyel tedaviler için ise 900 ve 1000 mm arasında belirlenir.

MultiPlan® Planlama İstasyonu izomerkezli ve izomerkezli olmayan tedavi planlama seçenekleri sunmaktadır (Şekil 2.10). Planlama yaparken lezyonun şekline göre izomerkezli ya da izomerkezli olmayan tedavi uygulaması seçilir.



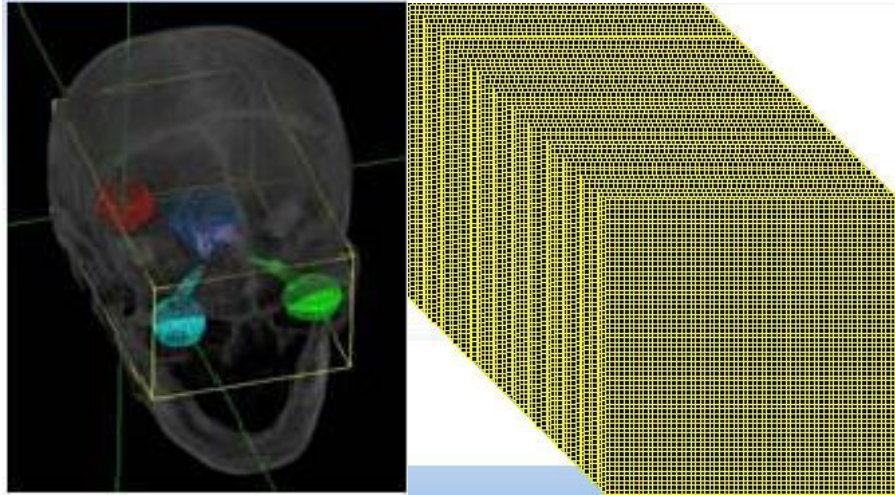
Şekil 2.10 İzomerkezli ve izomerkezli olmayan tedavi örneklerinin görüntüleri

Planlama öncesi plan hazırlığı yapılması için özel bir menü bulunmaktadır (Şekil 2.11). Burada yoğunluk modeli, kontur düzeltmesi, ışınların geçişine izin verilen ya da verilmeyen yapıların seçimi ve dozun hesaplanması istenen hacim belirtilir.

kullanılarak yapılan hesaplamaların sonuçları gerçeğe daha yakındır, fakat hesaplama süresi daha uzun olmaktadır.

3. Işın kesişimleri : Bazen lens gibi yapıların hiç doz almaması istenebilmektedir. Bu gibi durumlarda bu özellik kullanılabilir. Bu özelliği bir çok yapı için kullanmak ışın girişlerini kısıtlayacağından planlamanın istenen klinik sonucu sağlayamamasına neden olabilmektedir. Birçok yerden doz girişini iptal etmek CyberKnife® robotik radyocerrahi yaklaşımına ters düşecek ve çok alanlı tedavi yerine kısıtlı alandan tedaviye neden olacaktır. Bu özelliği kullanırken büyük hacimli yapıların yerine daha küçük hacimli yapıları tercih etmek ya da doz girişi istenmeyen yerlerin önceden konturlanarak tanımlanması daha akılcı bir yaklaşım olacaktır.

4. Doz Hacmi : Doz istatistiklerinin ve doz volüm histogramının gösterilmesi istenen yapıların bulunduğu hacmi tanımlar (Şekil 2.12). Bu hacmin dışında kalan bölgelerde sadece nokta doz değerleri görülebilir. Hesaplama giridi olarak da tanımlanan bu hacim, düşük çözünürlük ve yüksek çözünürlük hesaplamalarda farklı sayıda hesaplama noktalarına sahiptir. Bu noktaların sayıları ne kadar fazla olursa sonuç o kadar gerçeğe yakın olacaktır. Düşük çözünürlüklü hesaplamalarda 64x64x64'lük bir matris hesaplaması yapılır. İdealde bir hesaplama noktası bir piksele denk gelmelidir. Eğer hesaplama gridini çok büyültürsek matrisdeki bir noktada hesaplanan değer gerçekte birden fazla pikselin bulunduğu bölgeyi hesaplayacaktır. Sonuç bize bu bölgede interpolasyon yapılarak gösterilecek ve gerçek değerden uzak olacaktır. Bu gridi büyüttükçe sonuç da daha güvenilir hale gelecektir.



Şekil 2.12 Doz gridi görüntüsü

Düşük çözünürlüklü optimizasyonlar yapmak planlama süresini oldukça kısaltmaktadır. Hesaplama gridi tümörü ve çevresindeki kritik yapıları içine alacak ve mümkün olduğunca küçük şekilde seçilmelidir. Yüksek çözünürlüklü hesaplama plan optimizasyonu yapılırken kullanılmamalıdır. Aksi taktirde optimizasyon çok uzun sürecektir. Yüksek çözünürlüklü doz hesabı yapılan optimizasyondan sonra verilen sonucun uygun bulunduğu durumlarda en doğru sonucu görmek için yapılabilir. Bu hesaplamayı yaparken hesaplama gridi tüm BT görüntüsünü içine alacak şekilde genişletilmelidir.

2.5.1. Planlama Optimizasyonu

MultiPlan® Tedavi Planlama İstasyonu'nda 3 çeşit optimizasyon yöntemi bulunmaktadır.

2.5.1.1. Simplex Optimizasyonu

Tümörün alacağı minimum ve maksimum doz değerleri ve ağırlıkları kritik yapıların maksimum doz değerleri ve ağırlıkları sisteme girilir. Girilen ağırlıklar 0 – 100 arasında tam sayı değerleri olmalıdır. Girilen bu ağırlıklar istenen klinik sonuca göre belirlenir ve her bir yapının girilen doz değeri için önem yüzdesi olarak tanımlanabilir. Bu değerlerin sözel karşılığı şu şekilde verilebilir.

100 = Kesinlikle olmalı

75 = Olmalı

50 = Olsa iyi olur

25 = Olsada olur olmasada

0 = Hesaba katılmaz

Bu durumda tümör içindeki her bir noktanın istenen doz değerini alması için ağırlık olarak 100 girilmelidir. Bu sayede algoritmaya tümör içindeki her bir noktanın istenen doz değerini %100 alması istemi belirtilmiş olmaktadır. Algoritma da tümörün her bir hesaplama noktasında istenen dozu yaratmaya çalışır. Tümör içinde homojen bir doz dağılımı yaratabilmek için maksimum doz değeri de tanımlamak gerekmektedir.

Her bir yapı için istenen dozların kesinlikle olmasını istemek (her doz değerine %100 ağırlık vermek) algoritmanın herhangi bir sonuç bulamamasına neden olacaktır. Ayrıca tümör için girilen minimum ve maksimum doz değerlerinin çok yakın olması, özellikle hacmi büyük tümörlerde, algoritmanın bir çözüm bulamamasına neden olacaktır. Bu nedenle girilen doz değerleri ve doz ağırlıkları uygun seçilmeli ve algoritmanın rahat çalışması sağlanmalıdır. Tüm yapıların bu mantıkla doz ve doz ağırlıkları girildikten sonra algoritma klinik isteklere en uygun sonucu yaratmaya çalışacaktır. Kullanıcı istekleri doğrultusunda bu değerleri girip başla tuşuna bastıktan sonra planlama bilgisayarı otomatik olarak çalışmaya başlayacaktır.

Optimizasyon işlemi tanımlanan 1200 kadar ışıın paternlerinin planlama sistemi tarafından yaratılmasından sonra başlar. Optimizasyon girilen değerlerin eşliğinde MU değerini ve ışıın sayısı değerini en aza indirger. Optimizasyon bir defa yapılır ve biter. Çözüm ekrana taşınır. Optimizasyon işlemi süresi girilen doz ağırlıklarına ve hesaplama noktası sayısının fazlalığına göre değişecektir. Çözüm beğenilmezse yapılan değerlendirmeye doz ağırlıkları değiştirilerek yeniden hesaplatılabilir. Simplex optimizasyon algoritması matematiksel olarak formül 2.1 ile tanımlanmaktadır.

$$\text{Minimize } \sum X_j + \sum \Omega_i S_i \quad (2.1)$$

X_j : Her bir ışıın için MU

S_i : Gevşek değişken

Ω_i : Ağırlık ceza fonksiyonu

Ağırlık ceza fonksiyon Ω formül 2.2’de tanımlanmakta ve ağırlık değerlerine karşı hesaplanan ceza fonksiyonu Tablo 2.1’ de verilmektedir.

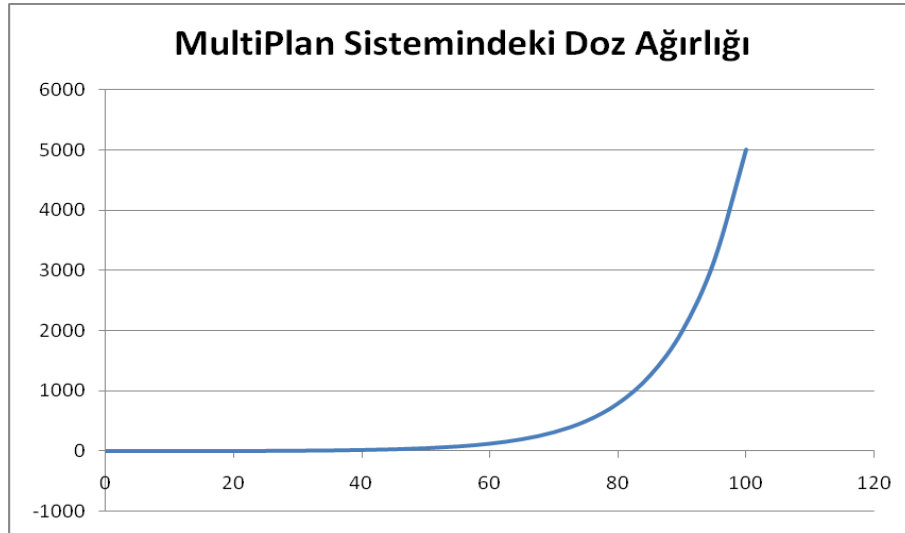
$$\Omega = 5 \cdot (10^{[(4\omega/100)-1]}) \quad (\omega : \text{ağırlık}) \quad (2.2)$$

Tablo 2.1 Ağırlık değerine karşı hesaplanan ceza fonksiyonu

ω	Ω
0	0,50
25	5,00
50	50,00
75	500,00
90	1990,54
95	3154,79
100	5000,00

Planlamaya girdiğimiz doz ağırlıkları ne kadar artarsa ceza fonksiyonu o kadar büyüyecektir.

Şekil 2.13’de doz ağırlığına (ω) karşı çizilen ceza fonksiyonu (Ω) grafiği gösterilmektedir. Kritik yapıya çok yakın bir tümöre istenen dozu vermek kritik yapıyı düşük dozda tutmak için birbirinden çok farklı dozlar girilirse ceza fonksiyonu büyüyecektir. Simplex formülü de bu değer büyüdüğü için büyüyecektir. Simplex formülünün sonucu çok fazla olursa algoritma bir çözüm üretemeyecek ya da çözüm çok uzun bir zaman sonra üretilbilecektir.



Şekil 2.13 MultiPlan® sistemindeki doz ağırlığına karşı ceza fonksiyonu

Simplex hesaplamasına örnek olarak aşağıdaki problemi verebiliriz. Simplex algoritması yaptığı optimizasyonlar sonrasında en uygun çözümü bu örnekte anlatıldığı gibi seçmektedir.

1. Tümör minimum dozu 2400 cGy ve ağırlığını 90, maksimum dozu 2800 cGy ve ağırlığını 90 olarak uygulayınca hesaplama maksimum dozu 2820 cGy ve minimum dozu 2400 cGy olarak çözüyor ve toplam MU değerini 10000 olarak veriyor.
2. Tümör minimum dozu 2400 cGy ve ağırlığını 50, maksimum dozu 2800 cGy ve ağırlığını 90 olarak uygulayınca hesaplama maksimum dozu 2800 cGy ve minimum dozu 1600 cGy olarak çözüyor ve toplam MU değerini 20000 olarak veriyor.

Çözüm 1 :

Minimum dozlar istenildiği gibi 2400 cGy olduğundan herhangi bir ceza puanı gelmez ve simplex formülü sonucu sıfır (0) çıkar. Maksimum dozlar arasındaki fark 20 cGy'dir. Ceza puanı omeganın (Ω) değeri, formül 2.2'den hesaplanarak 1990 bulunur. Simplex denkleminin çözümü formül 2.1'den 49800 olarak bulunur.

$$10000 + [(20 \cdot 1990) + 0] = 49800$$

Çözüm 2 :

Maksimum dozlar istenildiği gibi 2800 cGy olduğundan herhangi bir ceza puanı gelmez ve simplex formülü sonucu sıfır (0) çıkar. Minimum dozlar arasındaki fark 800 cGy'dir. Ceza puanı omeganın (Ω) değeri, formülden hesaplanarak 50 olarak bulunur. Simplex denkleminin çözümü formül 2.1'den 24000 olarak bulunur.

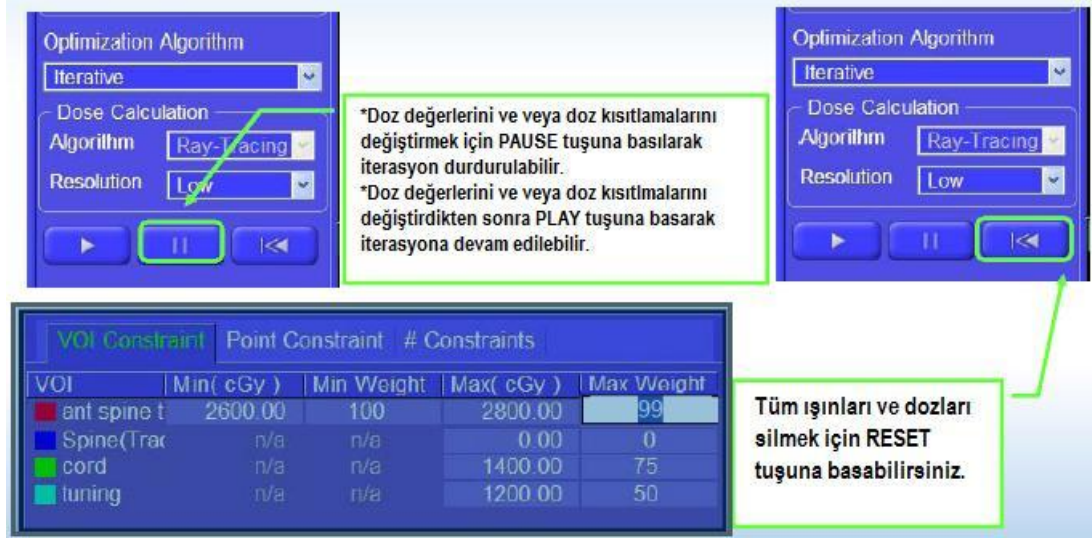
$$20000 + [0 + (800*50)] = 24000$$

İkinci çözümün değeri daha küçük olduğu için algoritma bu çözümü ekrana taşır.

Klinik isteklerimiz doğrultusunda her bir yapının doz ve doz ağırlıklarını belirlerken algoritmayı çok zorluyacak şekilde değerler girmemeli, daha mantıklı değerler tercih edilmelidir. Aksi halde algoritma hiçbir çözüm oluşturamayabilir.

2.5.1.2. Iterative Optimizasyonu

Tümörün alacağı maksimum ve minimum doz değerleri ve ağırlıkları, kritik yapıların maksimum doz değerleri ve ağırlıkları sisteme girilir (Şekil 2.14). Girilen ağırlıklar 0 – 100 arasında tam sayı değerleri olmalıdır. Girilen bu ağırlıklar istenen klinik sonuca göre belirlenir. Örneğin tümörün minimum bir değerde doz alması kritik bir yapının planlamaya girilen maksimum dozundan daha fazla önem taşıyorsa, tümörün minimum doz ağırlığı kritik yapının maksimum doz ağırlığından en az bir birim fazla girilmelidir. Bu sayede optimizasyon, tümörün minimum dozunun kritik yapının maksimum dozundan daha önemli bir klinik sonuç olduğunu algılayıp, çözümünü bu şekilde modelleyecektir. İteratif optimizasyon algoritmasındaki bu ağırlık değerleri simplex optimizasyon algoritmasındaki gibi bir yüzde ağırlık olarak düşünülmemelidir. Bu ağırlıklar sadece planlamada girilen yapıların birbirlerine olan üstünlüklerinin tanımlanması bağlamında göreceli değerlerdir. Tüm yapıların bu mantıkla doz ve doz ağırlıkları girildikten sonra algoritma klinik isteklere en uygun sonucu yaratmaya çalışacaktır. Kullanıcı istekleri doğrultusunda bu değerleri girdikten sonra ve başla tuşuna bastıktan sonra optimizasyon başlayacaktır.



Şekil 2.14 İterasyon algoritması planlama menüsü görüntüsü

Optimizasyon işlemi tanımlanan 500 kadar ışın geometrilerinin planlama sistemi tarafından yaratılmasından sonra başlar. Her bir ışına rastgele dozlar yüklenir. Algoritma yüksek doza maruz kalan alanlardaki dozu düşürme ve eksik doza maruz kalan alanlardaki dozu yükseltmek amacıyla ardışık iterasyonları yapar. Bu iterasyonlar sırasında küçük doz değerleriyle yüklü ışınlar da tümör içinde oluşan soğuk noktalara yönlendirilir. Böylelikle bu noktalardaki doz miktarı arttırılır. Her bir iterasyon sonrası çözüm ekrana taşınır. Kullanıcı klinik gereksinimler doğrultusunda en iyi sonucu yakalayana kadar iterasyonun tekrarlamalarını beklemek zorundadır. Uygun bir çözüme ulaşıncaya iterasyon durdurulur. Eğer istenirse doz değerlerinde ve veya doz kısıtlamalarında değişiklikler yapılarak iterasyon tekrar tekrar başlatılabilir.

İteratif optimizasyonu toplam MU ve ışın sayısı gibi değerleri optimize etmez. Bu yüzden genelde bu optimizasyon çeşidi seçilerek yapılan planlamalarda toplam MU değeri ve ışın sayısı simplex algoritmasına göre fazla olmaktadır. Bu değerlerin fazla olması tedavi süresini arttırdığı gibi hastaya toplamda daha fazla radyasyon verilmesine neden olur. Özellikle YART uygulamalarında toplam MU değerindeki artma ikincil kanser riskini arttırmaktadır. Özellikle iteratif optimizasyon algoritmasıyla yapılan planlamalarda bu olumsuzluğa ayrıca dikkat etmek önemlidir.

Bu olumsuzluğu ortadan kaldırmak için planlamalar önce simplex optimizasyon algoritmasıyla hesaplatıldıktan sonra çözümün iyileştirilmesini sağlayacak doz ağırlıklarını girerek iteratif optimizasyonunun kullanılması uygun olabilir.

2.5.1.3. Sequential Optimizasyonu

Üretici firmanın geliştirdiği en son optimizasyon yazılımıdır. Bu yazılımla beraber IRIS ismi verilen özel kolimatör yapısı da kullanılmaya başlanmıştır.

Klinik gereksinimleri önem sırasında belirterek, optimizasyona hangi koşulun daha önemli olduğu bilgisi verilir. Algoritma sırayla klinik istekler doğrultusunda optimizasyon yapmaya başlar.

2.6. Doz Kalibrasyonu

Radyasyon tedavilerinde hastaya verilen dozun belirlenmesi çok önemlidir. Planlama istasyonlarında hesaplanan ve gösterilen doz değerlerinin gerçekte de bu değerler olması radyasyon dozimetrisinin amacıdır.

Radyasyon dozimetrisi mutlak ve bağıl olmak üzere iki kategoride değerlendirilir. Mutlak dozimetri soğurulan doz ile ilgilenir. Soğurulan doz ölçüm sistemi ile okunan değer belirlenen fiziksel faktörlerle çarpımı ile bulunur. Farklı radyasyon kaliteleri için (ör. 6MV, 18MV vb) mutlak doz ölçümü belirli şartlar altında yapılır. Bu işleme kalibrasyon işlemi de denir. Bölümümüzde CyberKnife® Robotik Radyocerrahi Sisteminin mutlak kalibrasyonu ölçümü 80 cm Kaynak Eksen Mesafesinde (KEM), 5 cm derinlikte, 60 mm'lik dairesel kolimatör kullanılarak yapılmakta ve maksimum derinlikte (Dmax), 15 mm'de kalibre edilmektedir.

2.6.1. Yüklü Parçacık Dengesi

Yüklü parçacık dengesi YPD, (charged-particle equilibrium(CPE)), dozimetrik ölçüm ve hesaplamalarda gerekli olan fiziksel nicelikler arasındaki ilişkinin kurulabilmesi için sağlanması gereken fiziksel koşuldur. YPD, soğurulan doz ile çarpışma kerması arasındaki ilişkinin kurulmasını sağlar. Ortamda belirli bir hacime giren yüklü parçacık türü ve enerjisine karşılık aynı hacminden çıkan yüklü parçacık türü ve enerjisinin aynı olması durumudur (5). Bu olay ortamın homojen

olduğu ve dışarıdan herhangi bir elektrik veya manyetik alanın uygulanmadığı durumlarda sağlanabilir.

2.6.2. Kavite Teorileri

Ortamda soğurulan doz ölçümü yapmak için radyasyona duyarlı bir sistemin ilgilenilen noktaya yerleştirilmesi ile gerçekleştirilebilir. Genellikle kullanılan ölçüm sistemlerinin radyasyona hassas hacimleri ölçüm alınacak ortamla aynı yoğunluğa sahip değildir. Kavite teorileri, dedektörün hassas hacminde soğurulan doz ile dedektörün bulunduğu ortamda soğurulan doz arasında ilişki kurulmasını sağlar. Kavite teorileri, iyonizan radyasyon tarafından hassas hacimlerinde oluşturulan ikincil elektronların menziline göre küçük, orta veya büyük olarak sınıflandırılırlar. Eğer ikincil elektronların menzili kavite boyutlarından çok daha büyükse kavite küçük olarak kabul edilir. Bragg-Gray ve Spencer-Attix teorileri küçük kavite teorileri ile ilgilidir (6).

2.6.2.1. Bragg-Gray Kavite Teorisi

Bragg-Gray teorisi ortaya atılan ilk kavite teorisidir. Bu teorisinin geçerli olabilmesi için iki şartın sağlanması gereklidir.

- a) Kavite hassas hacminde oluşan ikincil elektronların menziline daha küçük olmalıdır. Bu durumda kavitenin varlığının yüklü parçacıkların davranışını değiştirmede kabul edilir.
- b) Kavite hassas hacminde soğurulan doz kaviteden geçen yüklü parçacıklardan kaynaklanır. Kavite içerisinde gerçekleşen foton etkileşimleri ihmal edilir.

İlk koşul sadece yüklü parçacık dengesinin olduğu bölgede gerçekleşse de aslında bir kavitenin varlığı her zaman pertürbasyona neden olacaktır ve bundan gelecek hatanın pertürbasyon düzeltme faktörüyle düzeltilmesi gerekmektedir. İkinci koşulda kavite içerisinde doz bırakan bütün elektronların kavite dışında olduğu ve kaviteden geçtiği dolayısıyla kavite içerisinde ikincil elektron oluşmadığı ve dışarıda oluşan hiçbir elektronun kavitede durdurulmadığı kabul edilir.

2.6.2.2. Spencer-Attix Kavite Teorisi

Bragg-Gray teorisinde birincil elektronların kavite içerisinde oluşturduğu ikincil elektronlar ihmal edilir. Spencer-Attix teorisi kavite içerisinde oluşan ikincil

elektronların bir kısmının dışarı çıkabilecek enerjiye sahip olduğunu kabul eder. Bu durum kavite içerisinde soğurulan dozun olduğundan daha az gibi ölçülmesine neden olacağından bir takım düzeltmelerin yapılması gerekir. Bunun için Spencer-Attix teorisinde ikincil elektronlar belirli bir eşiğin altında ve üstünde enerjiye sahip olanlar olmak üzere ikiye ayrılırlar. Bu eşiğin altında enerjiye sahip elektronlar yavaş elektronlar olarak adlandırılırlar ve enerjilerini oluştukları noktaya yakın bir yere bırakırlarken bu eşiğin üstünde enerjiye sahip elektronlar ise enerjilerini daha uzağa taşırlar. Yapılan Monte Carlo hesapları iki teori arasında ihmal edilemeyecek kadar olsa da büyük bir fark olmadığını göstermiştir (5).

2.7. İyon Odaları

Pozitif ve negatif parçacıkların yüklendiği iki elektrot gazdan izole edilen bir oda içine konumlandırılır. Oda içine düşürülen foton ışınları veya parçacıklar gaz moleküllerini iyonlaştırarak pozitif ve negatif iyonları oluşturur. Bu iyonlar iyon çifti olarak adlandırılır. Negatif iyonlar pozitif elektroda, pozitif iyonlar negatif elektroda giderler. İyon hareketlerinin bu akımı “iyonizasyon akımı” adını alır ve iyon odalarının iyonizasyon oranları ile gösterilir. Elektrotların voltajı, sabit voltaj sistemi ile sağlanır. Bu voltaj “polarizasyon voltajı” diye adlandırılır.

İyon odaları özellikle elektron ve foton demetleri gibi yüksek radyasyon alanlarının doğru ölçümü için uygundur. İyon odaları elektron ve foton demetlerinin neden olduğu iyonizasyonu doğru olarak ölçmek için kalibrasyon cihazları olarak kullanılır.

İyon odalarının duvar ve merkezi elektrot materyalleri genellikle plastik ve karbon gibi atom numaraları havanın ve suyunkine yakın maddelerden yapılır. İyon odalarının kepi mümkün olduğu kadar ince üretilir, ancak elektron dengesini sağlamak için yeterli kalınlıktadır.

2.8. Gamma Analizi

YART uygulamalarında sıkça kullanılan doz dağılımları karşılaştırma yöntemidir. Doz farkı (dose difference) ve uyum mesafesi (distance to agreement) denklemlerini birleştirerek analizi tek bir denkleme indirger. Doz farkı karşılaştırılan 2 doz dağılımının farkı olarak tanımlanır. Uyum mesafesi ise karşılaştırılan iki doz dağılımının birindeki bir noktada okunan doz ile diğerinde aynısını veren dozun

koordinatları arasındaki mesafedir. Gamma indeksi matematiksel formül olarak, (2.3) bağıntısında verilmiştir.

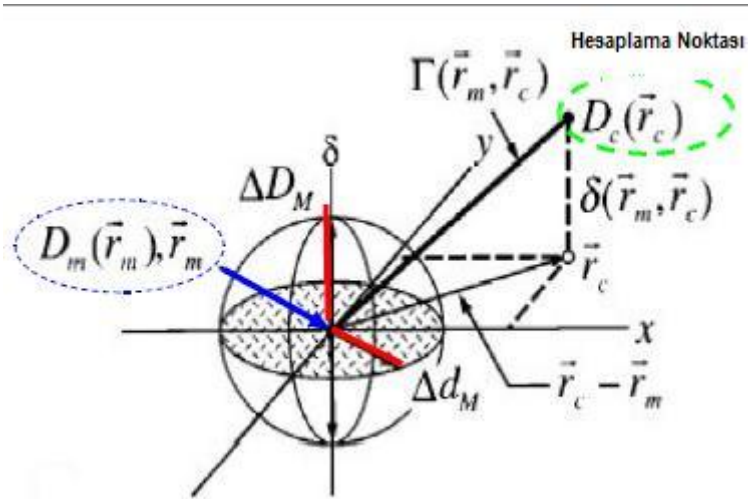
$$\gamma(x_r, y_r) = \min_{x_c, y_c} \{\Gamma_r(x_c, y_c, D_c)\} \quad (2.3)$$

$$\Gamma_r(x_c, y_c, D_c) = \sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta d_{\max}^2} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D_{\max}^2}} \quad (2.4)$$

$$\Delta r = |\vec{r}_c - \vec{r}_r| = (x_c - x_r)^2 + (y_c - y_r)^2 \quad (2.5)$$

$$\Delta D = D_c(\vec{r}_c) - D_r(\vec{r}_r) \quad (2.6)$$

Gamma indeksinin şematik gösterimi Şekil 2.15’de verilmiştir.



Şekil 2.15 Gamma indeksi elipsoidal kabul kriteri

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Araç ve Gereçler

1. Accuray marka CyberKnife® Robotik Radyocerrahi Sistemi
2. MultiPlan® Tedavi Planlama Sistemi
3. Standard Imaging marka Stereotaktik Doz Verifikasyon Fantomu (Baby Blue Fantom)
4. Standard Imaging marka Exradin A16 iyon odası
5. PTW marka 30011 0.6 cc iyon odası
6. PTW marka Unidos elektrometre
7. International Speciality Products Marka Gafkromik EBT (External Beam Therapy) Film
8. Epson Marka Perfection V700 Tarayıcı
9. MATLAB 7.10 Programı
10. Verisoft 4.1

3.1.1. Accuray Marka CyberKnife® Robotik Radyocerrahi Sistemi

CyberKnife® Robotik Radyocerrahi Sistemi hareketsiz lezyonların tedavisinin 0,5 mm'nin altında, hareketli lezyonların tedavisini ise 0,75 mm'nin altında bir doğrulukla uygulanabilmesini sağlamaktadır. Ana sistem altı eksen den oluşan bir robotun (KUKA Roboter, Augsburg, DE) ucuna monte edilmiş kompakt bir 6 MV foton enerjili ve 9,5 GHz X-band lineer hızlandırıcıdan oluşmuştur. 6 eksen den oluşan ve 3 doğrusal (x,y,z) ve 3 rotasyonel (roll, yaw, pitch) hareketlerini yapabilen bir karbon fiber tedavi masası mevcuttur. Tavana monte edilmiş kV mertebesinde foton üreten X-ışını tüpleriyle, bu tüplerin amorf silikon dedektörleri sistemi tamamlamaktadır (Şekil 3.1).

Vücudun herhangi bir yerindeki lezyonların tedavisi için üretilen sistem konvansiyonel tedavi cihazlarının aksine radyasyon tedavilerini lezyonun vücuttaki yerine göre geliştirilen özel izleme algoritmaları ile yapmaktadır. Tedavi süresince görüntü eşliğinde gerçekleştirilen tedaviler kullanıcılara ve hastalara maksimum güvenlik ve tedavi doğruluğu sunmaktadır.



Şekil 3.1 CyberKnife® Robotik Radyocerrahi Sisteminin Genel Görüntüsü

3.1.2. MultiPlan® Tedavi Planlama Sistemi

Tedavi planları MultiPlan® (Accuray, Inc.) Tedavi Planlama İstasyonuyla yapılmaktadır (Şekil 3.2). Genellikle YART tedavi yaklaşımlarında kullanılan ters planlama yeteneğine, izomerkezli ve izomerkezli olmayan tedavi planları yaratabilme özelliğine sahiptir.

Sistem tomografi tabanlı tedavi planlama yapabilme özelliğine sahiptir. Planlama yaparken, sistem tomografi görüntülerinden elde edilen “Hounsfield Unit (HU)” değerleri kullanılmakta ve doz hesabını bu değerler yardımıyla hesaplayabilmektedir. Bu nedenle tomografi cihazının planlama istasyonuna tanıtılması çok önemlidir. Tomografiden gelen HU değerlerinin planlamada da aynen korunabilmesi için bu HU değerleri, klinikte kullanılan her bir tomografi cihazı için ayrı ayrı girilmelidir. Anabilim Dalımızda kullanılan tomografi cihazının planlama sistemine tanıtılması işlemi yapılmıştır.

Planlama sistemlerinin aynı anda birden çok görüntü modalitesini gösterebilme özelliğinin olması çok önemlidir. Konturlama işlemlerinin yapılabilmesi, özellikle tümörün gerçek sınırlarıyla konturlanabilmesi tedavi kalitesi

anlamında büyük bir önem taşımaktadır. Günümüzde bu kapsamda birçok anatomik görüntüleme modalitesi geliştirilmiş ve bu modaliteler klinik kullanımda rutin duruma gelmiştir. Konturlama işlemini daha doğru bir şekilde yapabilmek için bu görüntü modalitelerinin füzyonunun yapılması kullanıcılara çok büyük kolaylıklar getirdiği gibi tümör konturlamalarında da doğruluğu arttırmıştır. MultiPlan® planlama sisteminin özel bir yazılımı ile birçok görüntü modalitesinin füzyonunu yapabilme yeteneği vardır. Manyetik Rezonans (MR), Pozitron Emisyon Tomografisi (PT), Pozitron Emisyon Tomografisi ve Tomografi (PET-BT), 3 Boyutlu Rotasyonel Anjiyografi gibi görüntü modaliteleri ile tomografi görüntülerinin füzyonu bu planlama sistemiyle kolaylıkla yapılabilmektedir.



Şekil 3.2 MultiPlan® planlama istasyonu ana menüsünün görüntüsü

Çeşitli aletlerle ve ekstrapolasyon özelliğiyle kolay ve hızlı konturlama imkanı vermektedir. İsteğe bağlı olarak izomerkezli ve izomerkezli olmayan tedavi planlamaları yapılabilmektedir. Yapılan plan çıktıları Doz-Volüm Histogramı (DVH) şeklinde her bir yapı için verilmekte, noktasal dozlar her kesitte ve düzlem boyunca görülebilmekte, izodoz haritaları iki boyutlu olarak her kesitte gösterilmekte ve her

bir yapı için doz istatistikleri; minimum ve maksimum doz, lezyon için homojenite indeksi (HI), konformalite indeksi (CI) olarak verilmektedir.

Özel plan şablonları ile kullanıcıya yapacağı planlarda kolaylıklar getirmiştir. Bu şablonlar isteğe bağlı olarak kullanıcının tercihleri doğrultusunda değiştirilebilir veya yeni şablonlar yaratılabilir.

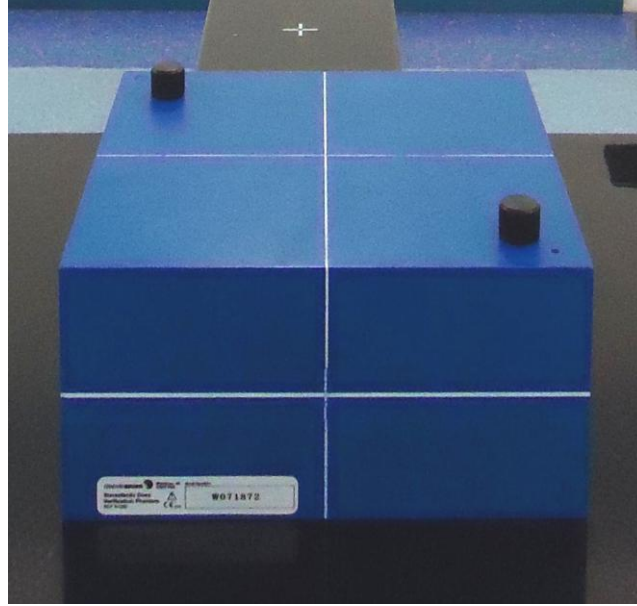
“Plan QA” menüsünde yapılan planların koordinat bilgileri ile doz bilgileri görülebilmekte ve tedavi sırasındaki robot hareketinin simülasyonları video olarak izlenebilmektedir. Bu izleme sırasında robotun hastaya yakınlığını ve tehlikeli durumları gösteren uyarılar bulunmaktadır.

Cihazı devreye alma ölçümleri sırasında toplanan ışın karakteristik bilgileri (OCR,TMR,OF) görülebilmekte ve onaylanabilmektedir.

Yeni versiyon MultiPlan® Tedavi Planlama Sistemi’nde “sequential multi-objective optimizasyon” algoritması, “monte-carlo” doz hesaplama algoritması ve “contour correction” özelliği bulunmaktadır. Kliniğimizde bulunan MultiPlan® Tedavi Planlama Sistemi’nde “Ray-Tracing” doz hesaplama algoritması ile “Simplex” ve “Iterative” optimizasyon algoritmaları bulunmaktadır.

3.1.3. Standard Imaging Marka Stereotaktik Dose Verification Fantom (Baby Blue Fantom)

Stereotaktik Doz Verifikasyon Fantomu (Şekil 3.3), radyocerrahi sistemlerinin dozimetrisi ve geometrik doğruluk testleri için tasarlanmıştır. Su yoğunluğuna çok yakın özel bir plastik malzemeden üretilmiştir. Bu malzemenin endüstriyel adı “Blue Water”dur. Boyutları 20x20x10 cm olup hem iyon odası ölçümleri için hem de film ölçümleri için kullanılabilir. İçinde bulunan 4 adet altın işaretleyici sayesinde BT ve tedavi planlama sisteminin geometrik olarak kontrolü de yapılabilir. Fantomun orta plakası iyon odası ölçümleri için iyon odası plakası ile film ölçümleri için film plakası ile değiştirilebilmektedir.



Şekil 3.3 Baby Blue Fantomu görüntüsü

İyon odası konfigürasyonu fantomun orta kısmına iyon odası plakası konularak yapılabilmektedir. Bu plaka 2 cm kalınlığına sahiptir ve ortasında 1,6 cm çapında bir yuva mevcuttur (7). Bu yuvaya çeşitli iyon odaları yerleştirilebilmektedir.

Film konfigürasyonu 2 adet 5 mm ve 5 adet 2 mm plakalardan oluşmaktadır. 2 mm'lik plakaların üzerinde hassas bir şekilde hazırlanmış 63,5 x 63,5 mm'lik film yuvaları vardır (6).

3.1.4. Standard Imaging marka Extradin A16 iyon odası

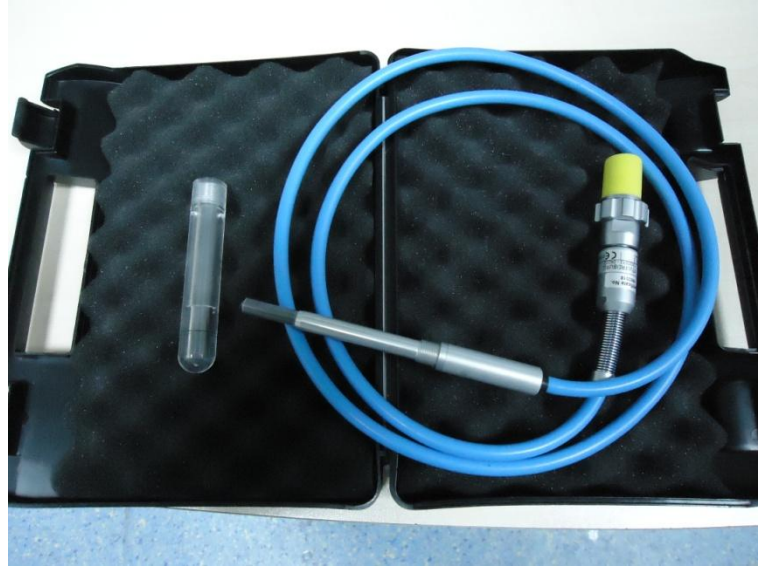
A 16 model mikro iyon odası YART ve stereotaktik radyocerrahi doz ölçümleri için özel dizayn edilmiştir (Şekil 3.4). 3,4 x 3,4 mm'lik alan ölçümlerinde kullanıma uygundur. C552 Shonka hava eşdeğer plastik malzemeden üretilmiştir. Duvar kalınlığı 2,5 mm'dir. Efektif hacmi 0,007 cc olan iyon odası 1,7 mm uzunluğunda ve 0,3 mm çapında bir elektrota sahiptir (8).



Şekil 3.4 Extradin A16 iyon odası görüntüsü

3.1.5. PTW Marka 30011 0,6 cc İyon Odası

Radyoterapide yüksek enerjili foton, elektron ve proton demetlerinin mutlak doz ölçümlerinde yaygın olarak kullanılan iyon odalarından birisidir. Çalışmada kullanılan 30011/0042 seri nolu PTW 0.6 cc iyon odası 23 mm iç uzunluk ve 3.05 mm iç yarıçapına sahiptir (Şekil 3.5). Duvar materyali grafit malzemesinden üretilmiştir. Orta elektrodu 1 mm çapındadır ve grafit malzemesinden üretilmiştir. Havada ölçüm alırken kullanılan yükseltme başlığının (build-up cap) malzemesi polimetil metakrilattır (PMMA). Çalışma voltajı 400V'tur (9).



Şekil 3.5 PTW 30011 iyon odası görüntüsü

3.1.6. PTW Marka Unidos Elektrometre

PTW marka Unidos elektrometrenin radyoterapide, diagnostik radyolojide ve sağlık fiziğinde hasta dozimetrisi ve kalibrasyon olmak üzere geniş bir kullanım alanı vardır (Şekil 3.6). İyon odaları ve katı hal dedektörleri bağlanabilir. Doz, doz hızı, yük ve akım değerlerini okuyabilir. Ölçülen elektriksel değerler yük ve akım cinsinden coulomb (C) veya amper (A) olarak gösterilir. Okuma birimleri Gy, Gy/dak, R, R/dak, C ve A. Polarite voltajı 0-400 V olan dozimetreye sıcaklık ve basınç düzeltmeleri için değerler girilebilmektedir (9).

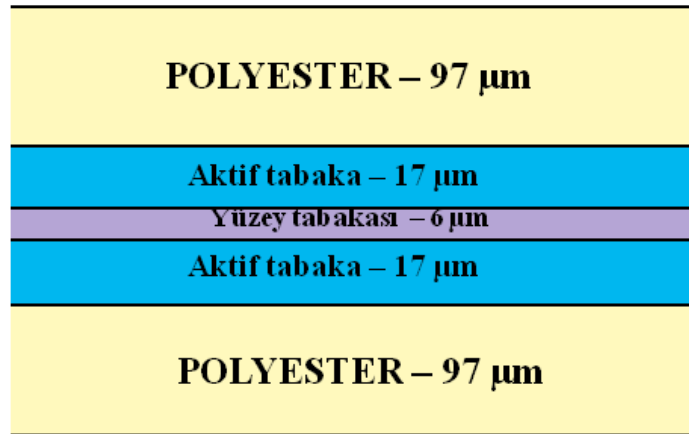


Şekil 3.6 Elektrometre görüntüsü

3.1.7. International Speciality Products Marka Gafkromik EBT (External Beam Therapy) Film

Özellikle brakiterapi ve YART tekniklerinin dozimetrisinde kullanımı hızla artan radyokromik filmler, kısa zaman içinde sürekli yenilenmişlerdir. Kısa bir zaman önce kullanılan MD55 ve EBT (External Beam Therapy) radyokromik filmler yerini EBT2 (External Beam Therapy 2) radyokromik filmlere bırakmıştır. Çalışmada günümüzde hala iyi bir dozimetrik film olarak kabul gören EBT filmleri kullanılmıştır.

Radyasyona maruz kaldığında polimer yapısı nedeniyle görüntüsü mavi rengini alır. Gafkromik EBT filmler toplam kalınlığı 34 μm olan iki aktif katmandan oluşmaktadır. Arada 6 μm kalınlığında yüzey tabakası vardır. Bu katmanlar kalınlığı 97 μm olan iki tane polyester tabaka ile sarılıdır. Filmin toplam kalınlığı 234 μm 'dir (Şekil 3.7)



Şekil 3.7 Gafkromik EBT filmin yapısı

Film malzemesinin atomik yapısı % 42.3 C, % 39.7 H, %16.2 O, %1.1 N, % 0.3 Li, % 0.3 Cl içermektedir. Efektif atom numarası 6.98'dir (10,11).

Duyarlı olduğu doz aralığı 1-800 cGy'dir. Kendinden gelişen, görünür ışıktan etkilenmeyen, yaklaşık doku eşdeğeri radyokromik filmidir (12). Gümüş tanecikleri içermediği için radyografik filmlere göre enerji bağımlılığı daha azdır ve yüksek çözünürlüğe sahiptir. İstenilen şekilde kesilip kullanılabilme avantajı vardır. Gafkromik filmler dalga boyu 600-700 nm arasında olan bölgede maksimum

soğurma gösterirler. Bu yüzden dansitometre ile çalışılırken kırmızı kanal tercih edilmelidir (10).

3.1.8. Epson Marka Perfection V700 Tarayıcı

4800 dpi ve 6400 dpi optik çözünürlüğe ve 4 DMaks optik yoğunluğa sahip, 22 x 30 cm’lik tarama alanına sahip bir grafik tarayıcısıdır (13).

3.1.9. MATLAB 7.10 Programı

Çalışmada filmlerden elde edilen verileri incelemek amacıyla MATLAB 7.10 yazılımı kullanılmıştır. MATLAB, MathWorks Inc. tarafından geliştirilen nümerik analiz ve dördüncü jenerasyon programlama dilidir (14). Kullanıcısına matriks manipülasyonlayabilme, fonksiyon grafiği çizebilme, algoritma geliştirme imkanı ve hazır fonksiyonları ile bir çok matematiksel işlemleri sunar. MATLAB içerdiği “toolbox” programları ile farklı bir çok alanda uygulama imkanı yapılmasını sağlar. Verilerin işlenmesinde ve analizinde kolaylık sağladığı gibi bunların görselleştirilmesini de içerdiği çeşitli fonksiyonlarla sağlamaktadır.

3.1.10. Verisoft 4.1

Yapılan tedavi planlamalarının kalite kontrolünde kullanılan filmlerin incelenmesinde ve bu değerlerin TPS’den elde edilen verilerle karşılaştırılması amacıyla “Verisoft” yazılımı kullanılmıştır. Verilerin işlenmesinde ve analizinde kolaylık sağladığı gibi bunların görselleştirilmesini de içerdiği çeşitli fonksiyonlarla sağlamaktadır.

3.2. Yöntem

Bu çalışmada H.Ü. Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı’nda bulunan CyberKnife® Robotik Radyocerrahi Sistemi ile tedaviye alınan 27 farklı hastanın planlarının dozimetrik kontrolü yapılmıştır. Hasta seçimi kliniğimizde bulunan CyberKnife® Sistemi’nin kullandığı hedef izleme algoritmalarına göre yapılmıştır. Bu kapsamda kafatası içi yerleşimli kitleler, omurga yerleşimli kitleler, abdominal bölge yerleşimli kitleler ve prostat olguları seçilmiştir.

Kafatası içi olguların tedavisinde kullanılan “6D Skull™ İzleme Algoritması”, omurga yerleşimli olguların tedavisinde kullanılan “X-Sight™ Omurga İzleme Algoritması” ile abdominal yerleşimli olguların ve prostat

tedavilerinde kullanılan “Fiducial İzleme Algoritması” esas alınarak her bir olgu için ayrı ayrı planlar yapılmıştır.

Baby Blue fantomuna Extradin A16 iyon odası konularak üç boyutlu tomografi görüntüsü 0,625 mm’lik kesitlerle 120 kV ve 300 mAs enerjisinde çekilmiştir. Film konfigürasyonlu Baby Blue fantomuna 5 adet film yerleştirilebilmektedir. Bu çalışmada 5 adet film yerleştirilmiş ve tomografi görüntüleri 0,625 mm’lik kesitlerle 120 kV ve 300 mAs enerjisinde çekilmiştir. Çekilen bu tomografi görüntüleri MultiPlan® planlama istasyonuna yüklenmiştir.

Ölçümlerden önce sistemin mekanik kontrolleri ve dozimetrik kontrolleri yapılmıştır. Toplam mekanik hatayı veren “E2E (End to End) testleri”nin sonuçları 1 mm’nin altında bulunmuştur. Görüntüleme sisteminin izomerkez çakışması kontrolü yapılmıştır. Hata her iki dedektör için dedektörlerin x ve y düzlemlerinde 1 pikselin diğer bir deyişle bu 0,4 mm’nin altında bulunmuştur.

Her ölçüm öncesi doz kalibrasyon kontrolü yapılmıştır. Yapılan kontrolde dozun % 0,5’ten fazla olduğu durumlarda lineer hızlandırıcı doz kalibrasyonuna gidilmiş ve sonucun % 0,5’in altında olması sağlanmıştır.

3.2.1. Hastanın KT (Kalite Temini) Planını Oluşturma

Her bir hasta planının Extradin A16 iyon odası konfigürasyonlu ölçümlerde kullanılmak üzere 3 fraksiyonluk KT (Kalite Temini) planları yapılmıştır (Şekil 3.8). Yapılan bu KT planları hasta planlamasında kullanılan normalizasyon yüzdesi ile 15 Gy’e reçetelendirilmiştir. Bu planlar Extradin A16 iyon odası konfigürasyonlu Baby Blue fantomu üzerine taşınmıştır.



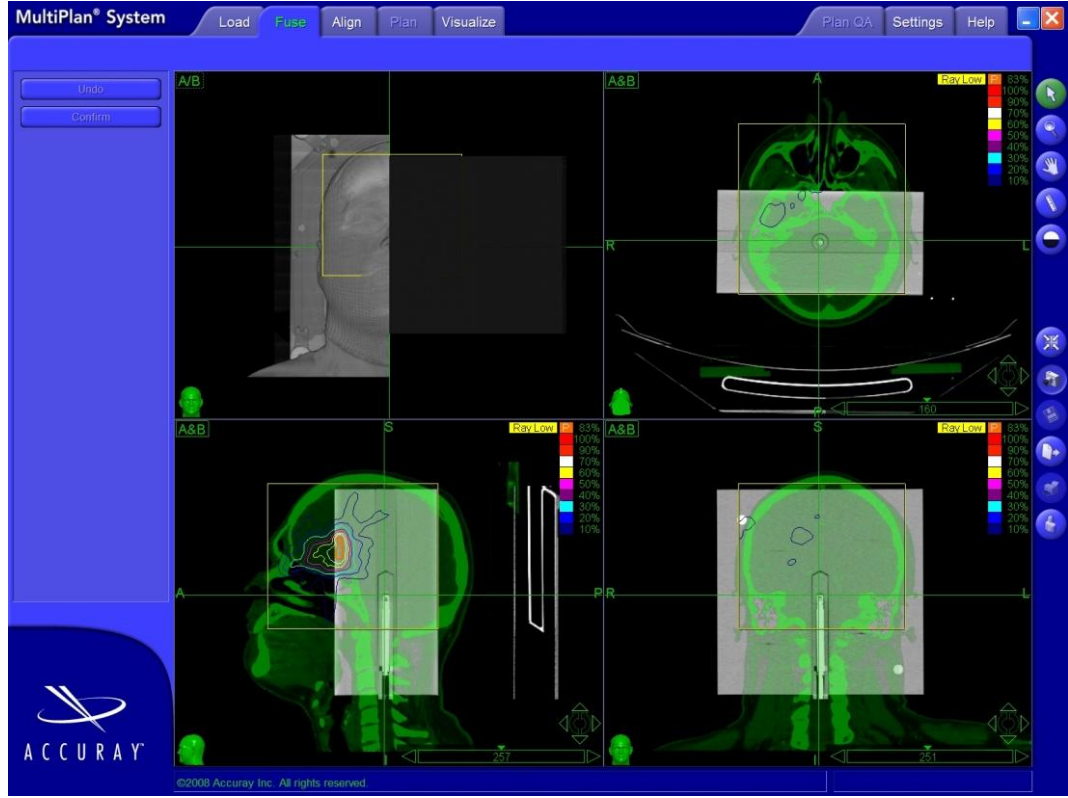
Şekil 3.8 İyon odası ölçümleri için yapılan örnek KT planı görüntüsü

KT planlarını yaratırken “Alignment” menüsüne tekrar girilmeli ve planın hizalama (alignment) merkezi ölçüm alınmak istenen bölgede yeniden seçilmelidir. Aksi takdirde bu planlar fantom üzerine taşındığında hizalama merkezi fantomun BT merkezinden çok uzakta olabilir. Oluşabilecek bu durum fantomun ölçümler sırasında set up’ının yapılamamasına neden olabilir. Bu kapsamda KT planlamalarının hizalama merkezleri yaklaşık olarak tümörün merkezi olarak seçilmiş ve ölçüm noktaları da tümörün içinde veya yakın bölgelerinde seçilmiştir.

3.2.2. Oluşturulan Hasta KT Planının Extradin A16 İyon Odalı Baby Blue Fantomu Üzerine Taşınması ve Hesaplanması

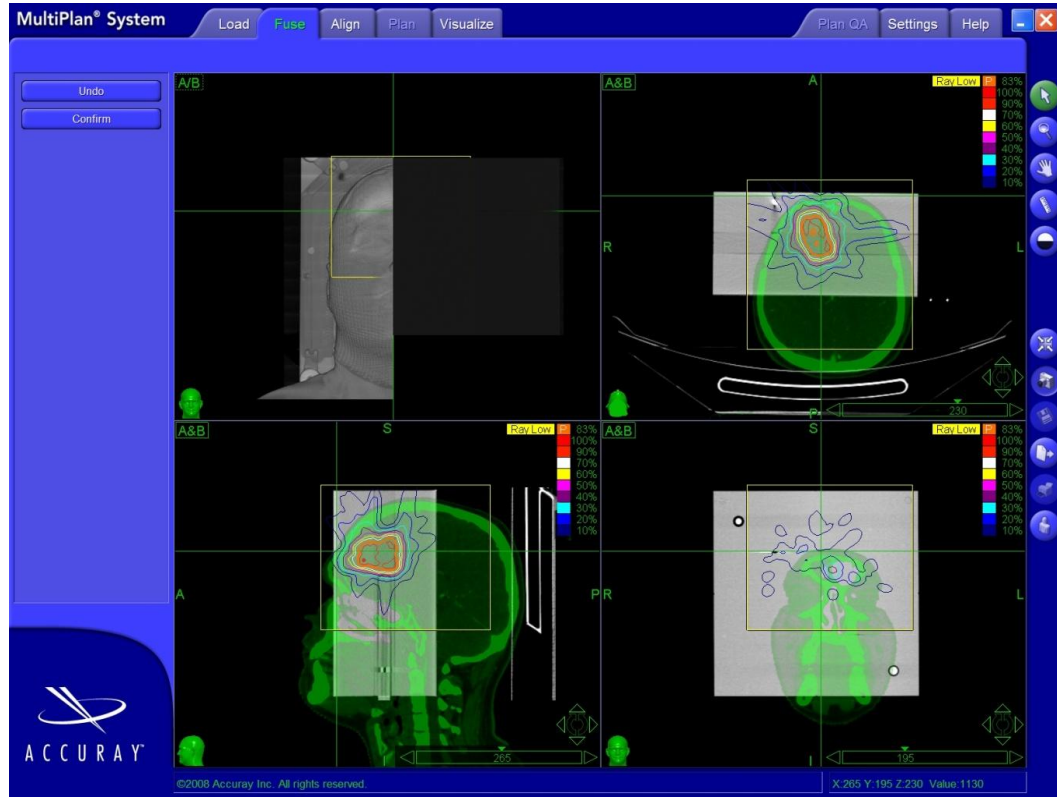
MultiPlan® planlama yazılımının “Advance Load” menüsüne girilir. “Phantom Overlay” kutucuğu seçilir. Aynı menüden Baby Blue fantomunun Extradin A16 iyon odalı tomografi görüntüsü seçilir. Daha sonra kontrolü yapılacak hasta KT planı seçilir ve “Load” tuşuna basılır. Sistem iki planı da yükleyerek “Fuse” menüsünü ekrana taşır.

Bu menüdeyken hasta anatomisi üzerinde çizili olarak görülen izodoz eğrilerinin ölçüm için uygun olan bölgesi dedektörün efektif ölçüm hacmine aksiyel, koronal ve sagittal düzlemlerde taşınır (Şekil 3.9).



Şekil 3.9 İyon odası ölçümleri için yapılan KT planı füzyon işlemi görüntüsü-1

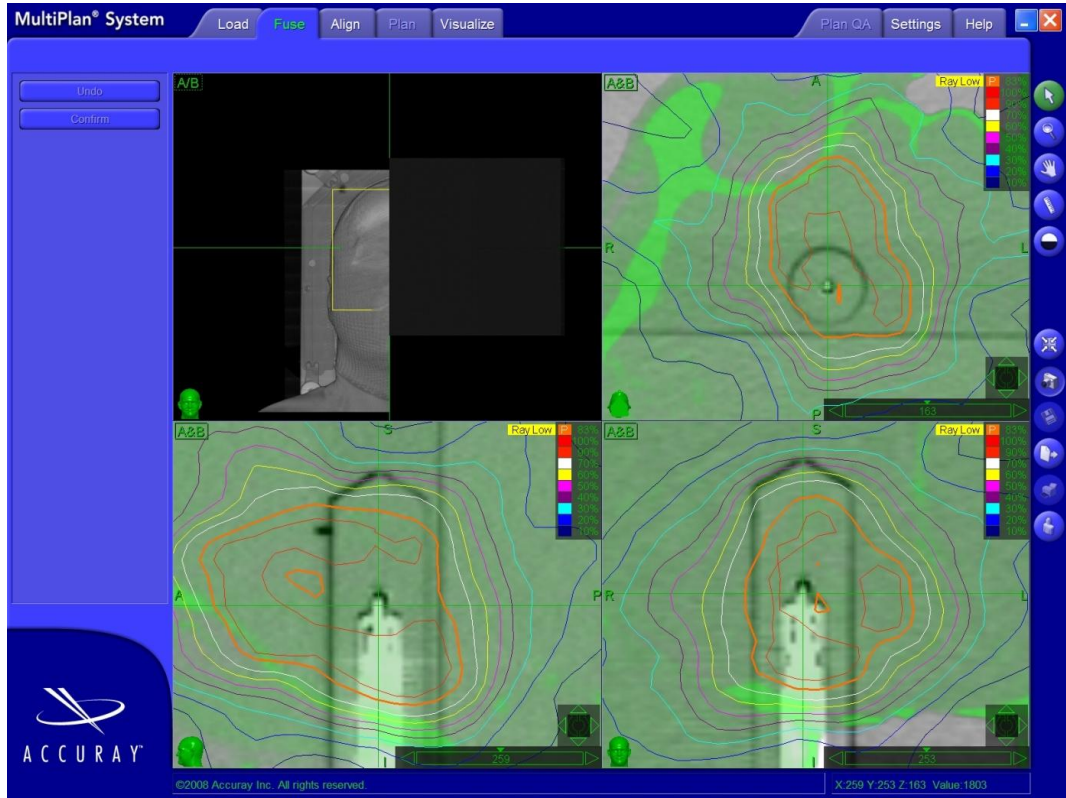
Bu işlemin birkaç kez tekrarlanması gerekebilir. Her taşıma işleminden sonra menünün sol üst tarafında bulunan “Confirm” tuşuna basılır. Bu tuşa basıldıktan sonra yeni koordinatlar hesaplanarak izodozların son durumu gösterilir (Şekil 3.10).



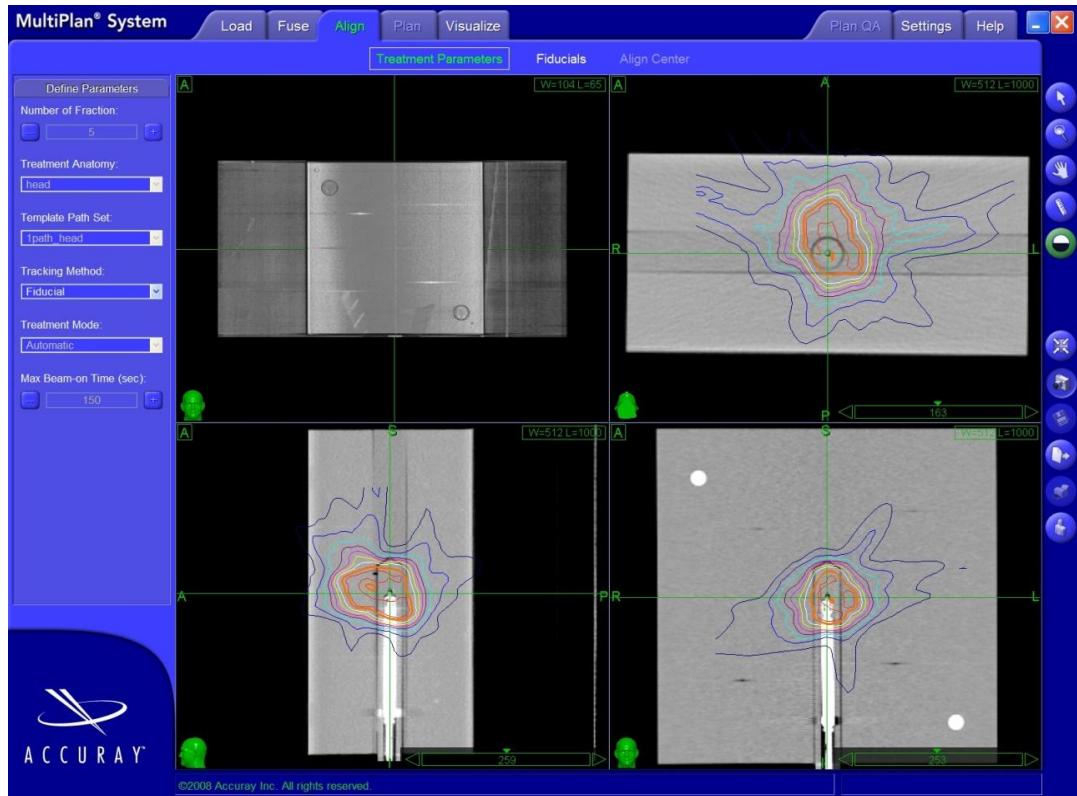
Şekil 3.10 İyon odası ölçümleri için yapılan KT planı füzyon işlemi-2

Menünün sağ tarafında bulunan “Zoom” yardımı ile üç görüntü de büyütülerek izodozlar daha hassas bir şekilde istenen bölgeye taşınabilir (Şekil 3.11). İzodozları taşıma işlemi bittikten sonra tedavi hizalama merkezini ayarlamak için “Alignment” menüsüne geçilir.

“Alignment” menüsü altında “Treatment Parameters” alt menüsünde “Define Parameters” başlığı altındaki “Tracking Method” “Fiducial” olarak seçilir (Şekil 3.12). Diğer parametreler otomatik olarak gelmektedir.

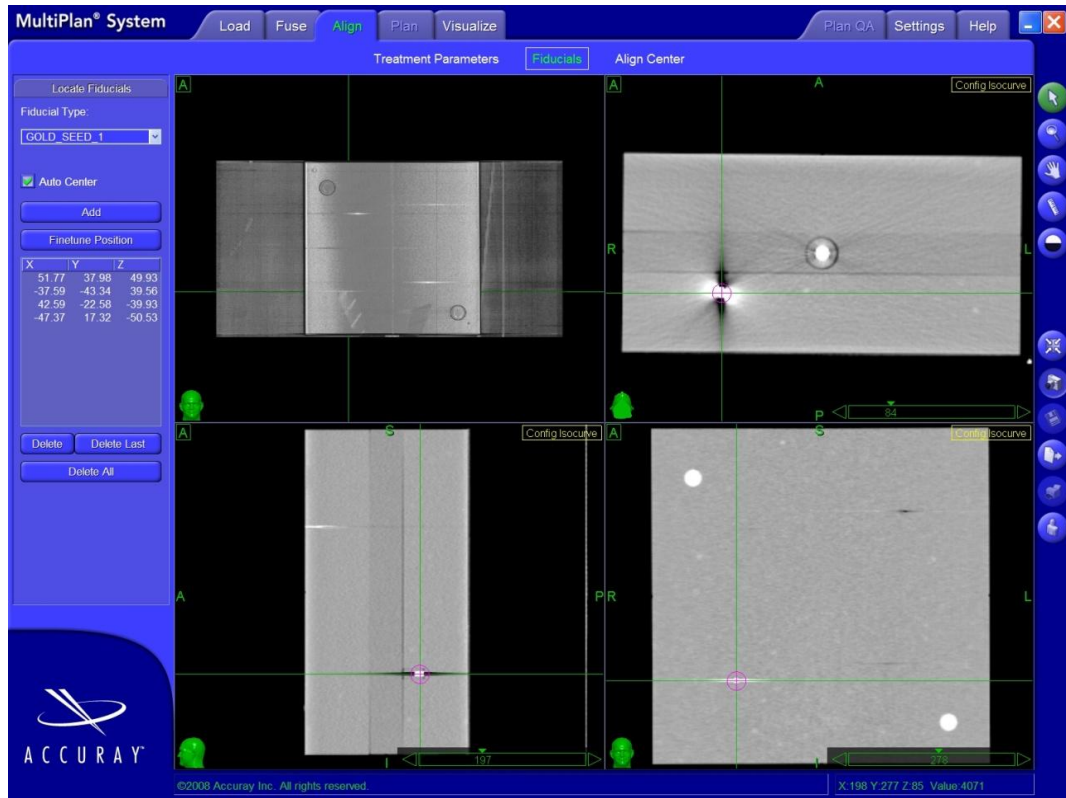


Şekil 3.11 İyon odası ölçümleri için yapılan KT planı füzyon işlemi-3



Şekil 3.12 İyon odası ölçümleri için izleme metodu seçimi görüntüsü

“Treatment Parameters” menüsündeki işlemler bittikten sonra “Fiducials” alt menüsüne geçilir. “Locate Fiducials” başlığı altında “Fiducial Type”, “GOLD_SEED_1” olarak seçilir. “Auto Center” kutucuğu tıklanır. Tümör işaretleyicileri aksiyel, sagittal ve koronal düzlemlerde gözlenerek seçilir (Şekil 3.13). Tümör işaretleyicilerinin koordinatları belirlendikten sonra “Align Center” alt menüsüne geçilir.

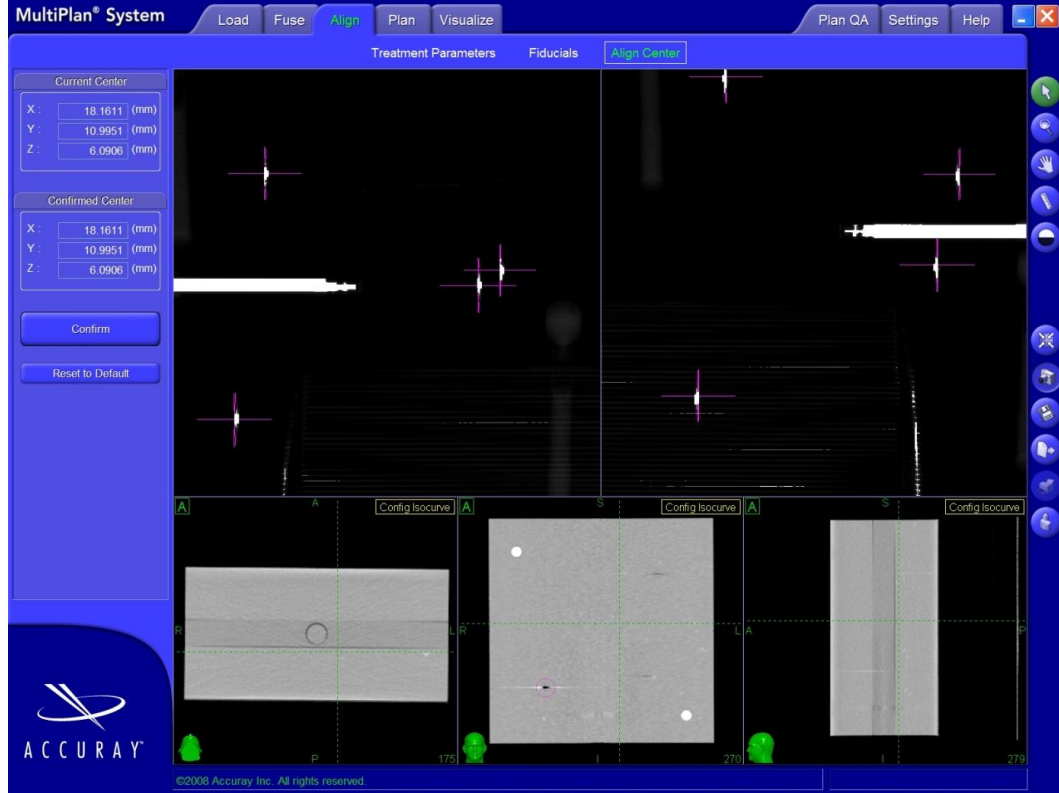


Şekil 3.13 İyon odası ölçümleri için altın işaretleyicilerin belirlenmesi görüntüsü

Bu menüde tedavi hizalama merkezi onaylanır. Yazılım bu merkezi otomatik olarak tümör işaretleyicilerinin koordinatlarını kullanarak hesaplar ve kullanıcının değişiklik yapmasına gerek yoktur (Şekil 3.14).

Burada iki görüntüde görülen iyon odalarının hemen hemen aynı hizada olmasına dikkat edilmesi gerekmektedir. Başka bir deyişle hasta tomografi merkeziyle yani hizalama merkeziyle fantom tomografi merkezini birbirine yakın olarak ayarlamak gerekmektedir. Aksi takdirde tedavi set-up'ı sırasında sorunla karşılaşılabilir. Uygun bir tedavi hizalama merkezi onaylandıktan sonra

“Plan” menüsüne geçilir. Eğer hizalama merkezi uygun değilse KT planına geri dönmeli ve bu planın hizalama merkezi yeniden belirlenmelidir.

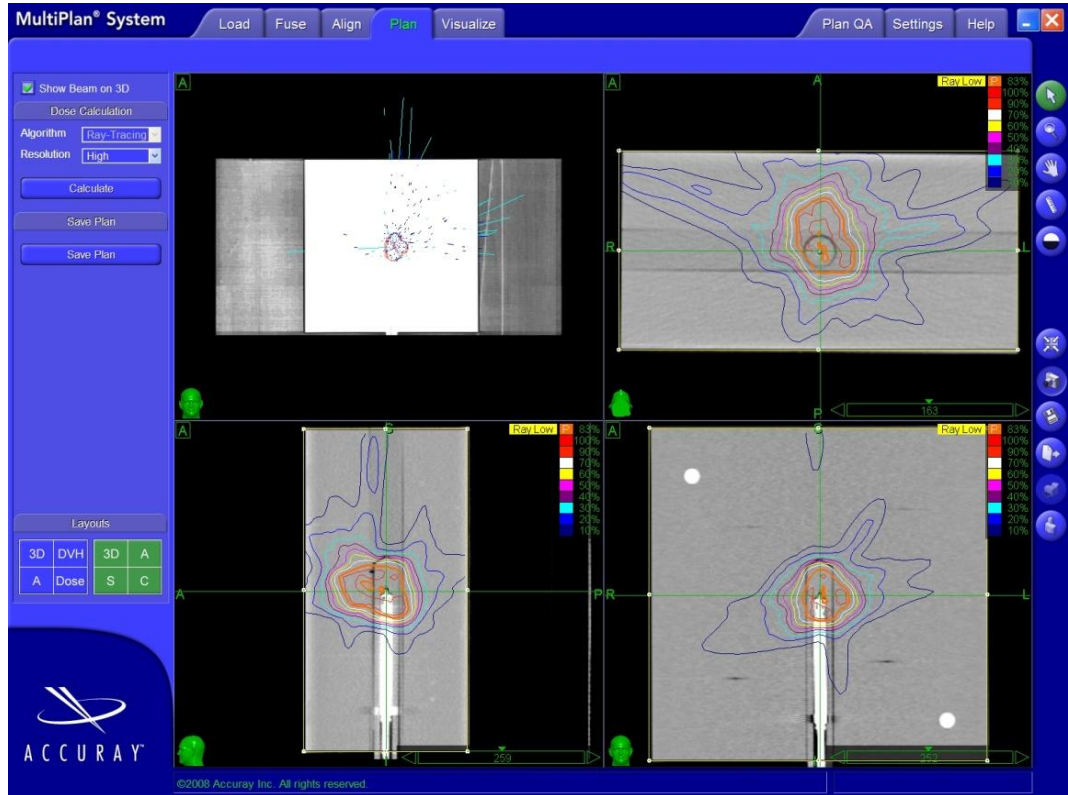


Şekil 3.14 İyon odası ölçümleri için hizalama merkezinin belirlenmesi görüntüsü

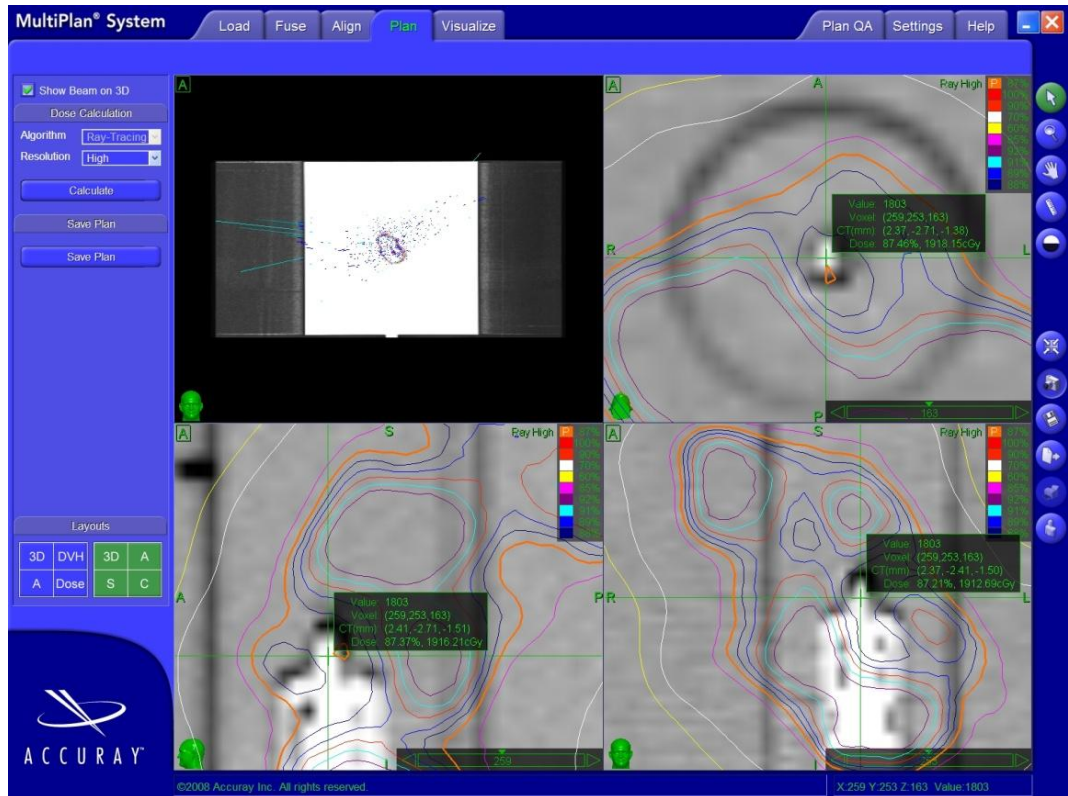
Yeşil renkli hesaplama gridi tüm fantomu kapsayacak şekilde açılır. “Dose Calculation” başlığı altındaki “Resolution” “High” olarak seçilir ve “Calculate” tuşuna basılır. MultiPlan® yüksek çözünürlükte doz hesabını yapar ve bu hesaplama tamamlandıktan sonra izodoz eğrilerini fantom üzerinde gösterir (Şekil 3.15).

Aksiyel, sagittal ve koronal düzlemleri görüntüleri üzerinde fare ile dolaşarak nokta doz değerleri ve koordinatları görülebilir. Fareyi iyon odasının efektif noktası üzerine getirerek bu noktadaki doz değeri her üç düzlemde de not edilir (Şekil 3.16). Elde edilen bu üç değer ortalama ile ölçülecek doz karşılaştırılacaktır.

Ekranın sol üst köşesine doğru bir yerinde görülen “Save Plan” tuşuna basılır. Ekranı gelen yerde planın adı yazılır ve “Deliverable Plan” kutucuğu işaretlenir. “Save tuşuna basılarak plan uygulamaya hazır plan olarak kaydedilir.

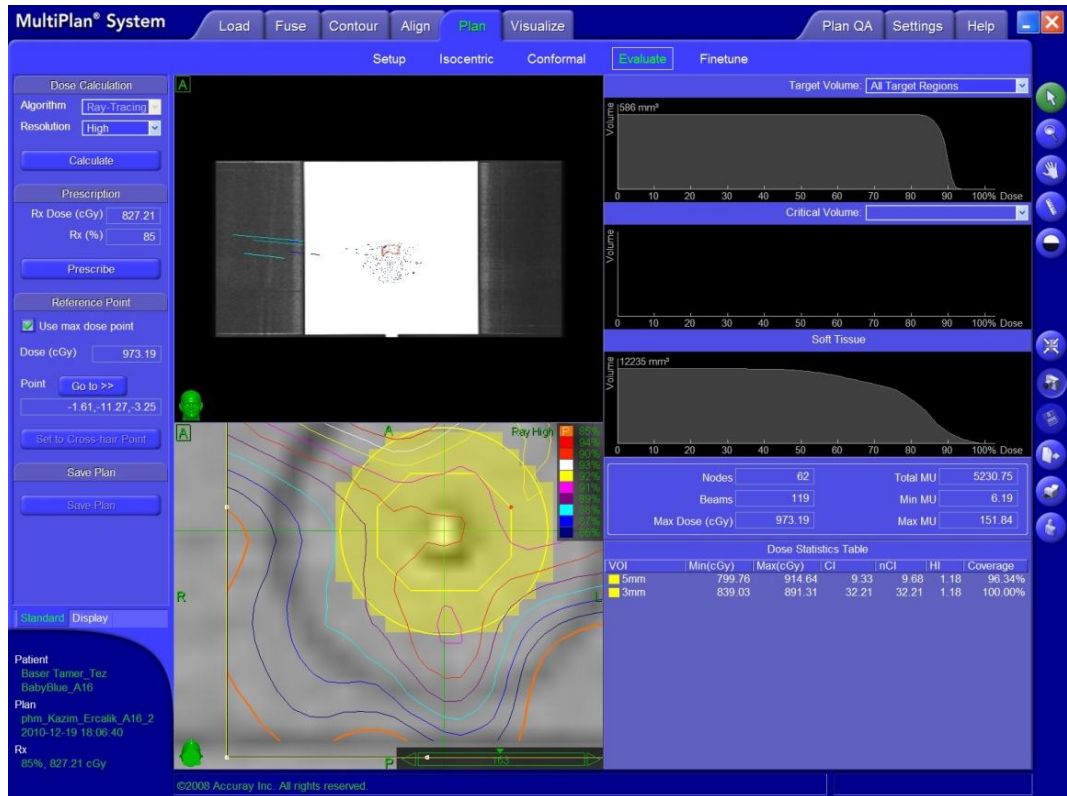


Şekil 3.15 İyon odası ölçümleri için yüksek çözünürlükte izodoz eğrileri gösterimi



Şekil 3.16 Üç düzlemde nokta doz değerleri gösterimi

Yapılan bu planlamalarda ölçüm için seçilen nokta merkez kabul edilerek 3 mm ve 5 mm çapında 2 tane küre konturlanmıştır. Bu işlemi yapmak için “Advance Load” menüsünden tekrar girmek gerekmektedir. Konturlamaları yapabilmek için planın “Contour”a ve burdan da bir alt menü olan “Ball Cube”e girilir. Bu menüdeyken planlama otomatik olarak aksiyel, sagittal ve koronal düzlemlerde her üç görüntüye bir çember konturu getirir. Çemberin merkezi iyon odasının efektif noktasına taşınır. Çemberin bir noktasından oynatılarak çap değeri değiştirilebilir. Cetvelle bu çap boyu ölçülerek istenen 3 mm ve 5 mm yarıçapında iki çember yaratılabilir. Bu menüden “VOI” menüsüne geçilir ve yaratılan 3 mm ve 5 mm yarıçapında 2 çemberin isimleri “3MM” ve “5MM” olarak değiştirilir. Bu işlemleri 3 mm ve 5 mm yarıçaplı çemberler için ayrı ayrı yapmak gerekmektedir. “Evaluate” menüsünden hesaplama yüksek çözünürlükte yapılarak yaratılan bu kürelerin hacimlerindeki minimum ve maksimum doz değerleri görülür ve kaydedilir (Şekil 3.17).

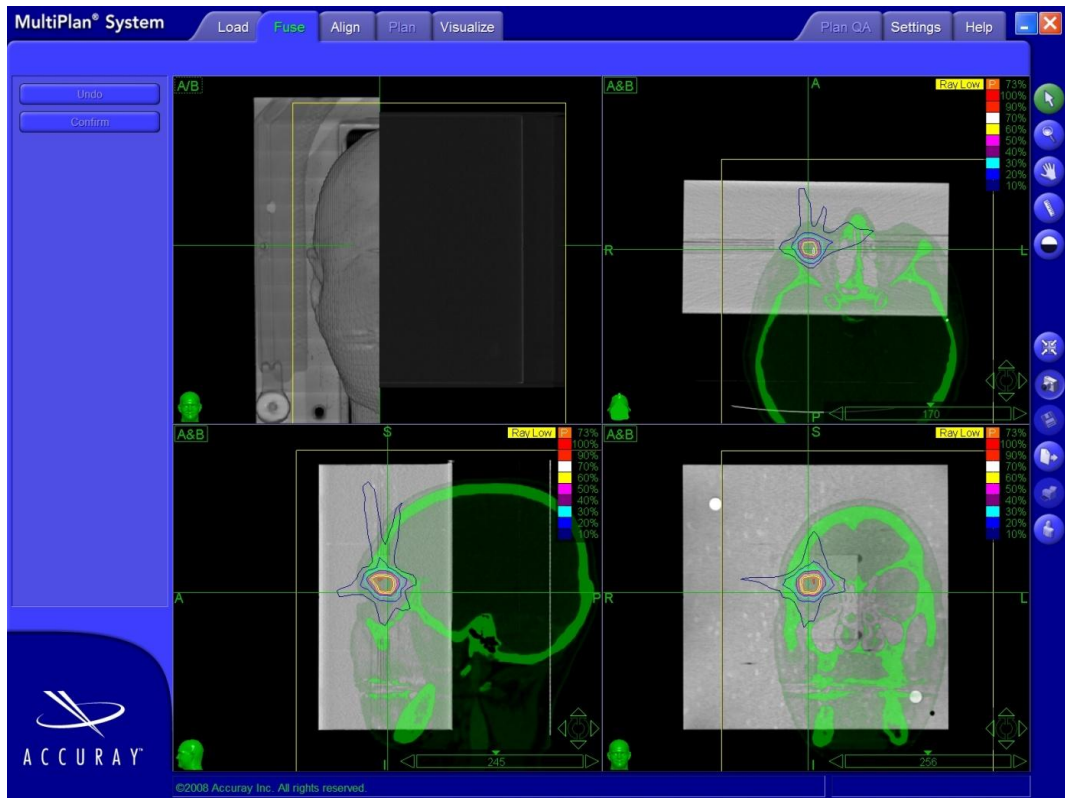


Şekil 3.17 3 mm ve 5 mm yarıçaplı küre konturları için doz istatistiki

3.2.3. Oluşturulan Hasta KT Planının Film Konfigürasyonlu Baby Blue Fantomu Üzerine Taşınması ve Hesaplanması

MultiPlan® planlama yazılımının “Advance Load” menüsü girilir. “Phantom Overlay” kutucuğu seçilir. Aynı menüden Baby Blue fantomunun film konfigürasyonlu tomografi görüntüsü seçilir. Daha sonra kontrolü yapılacak hasta QA planı seçilir ve “Load” tuşuna basılır. Sistem iki planı da yükleyerek “Fuse” menüsünü ekrana taşır.

Bu menüdeyken hasta anatomisi üzerinde çizili olarak görülen izodoz eğrilerinin ölçüm için uygun olan bölgesi filmlerin üzerine aksiyel, koronal ve sagittal düzlemlerde taşınır (Şekil 3.18). Bu işlem sırasında menünün sağ tarafındaki “el” aleti kullanılabildiği gibi aynı zamanda her pencerenin sağ alt tarafında bulunan “ok” tuşları da kullanılabilir.

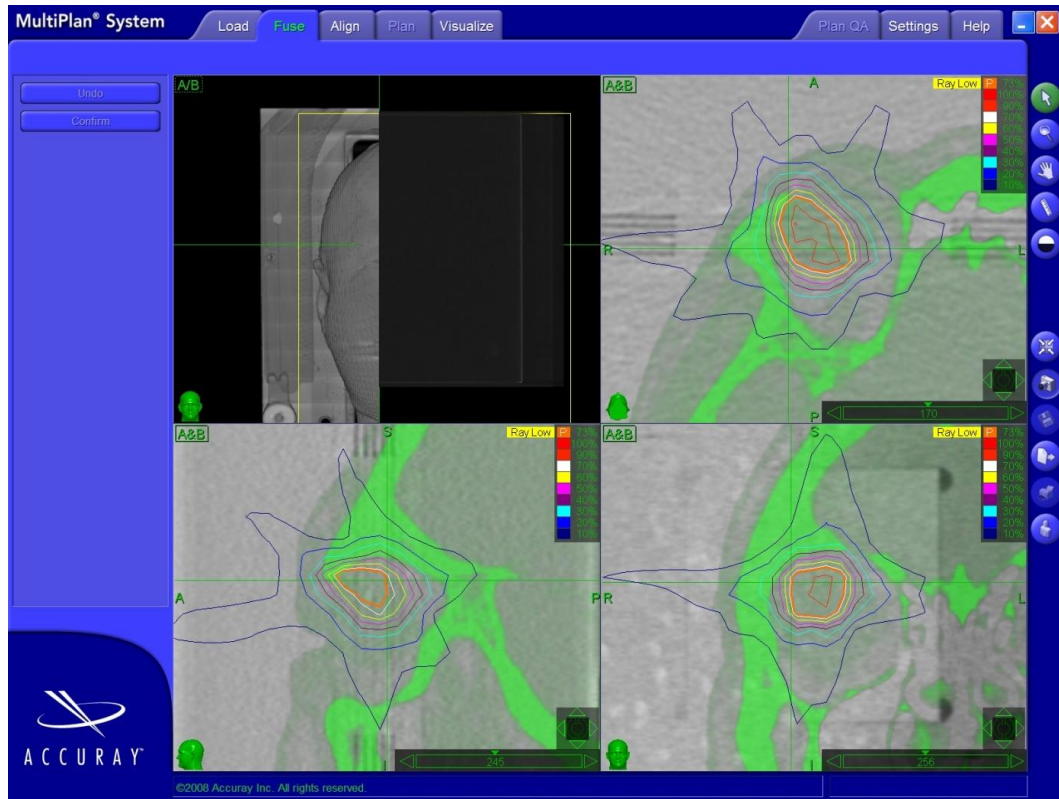


Şekil 3.18 Film ölçümleri için yapılan KT planı füzyon işlemi-1

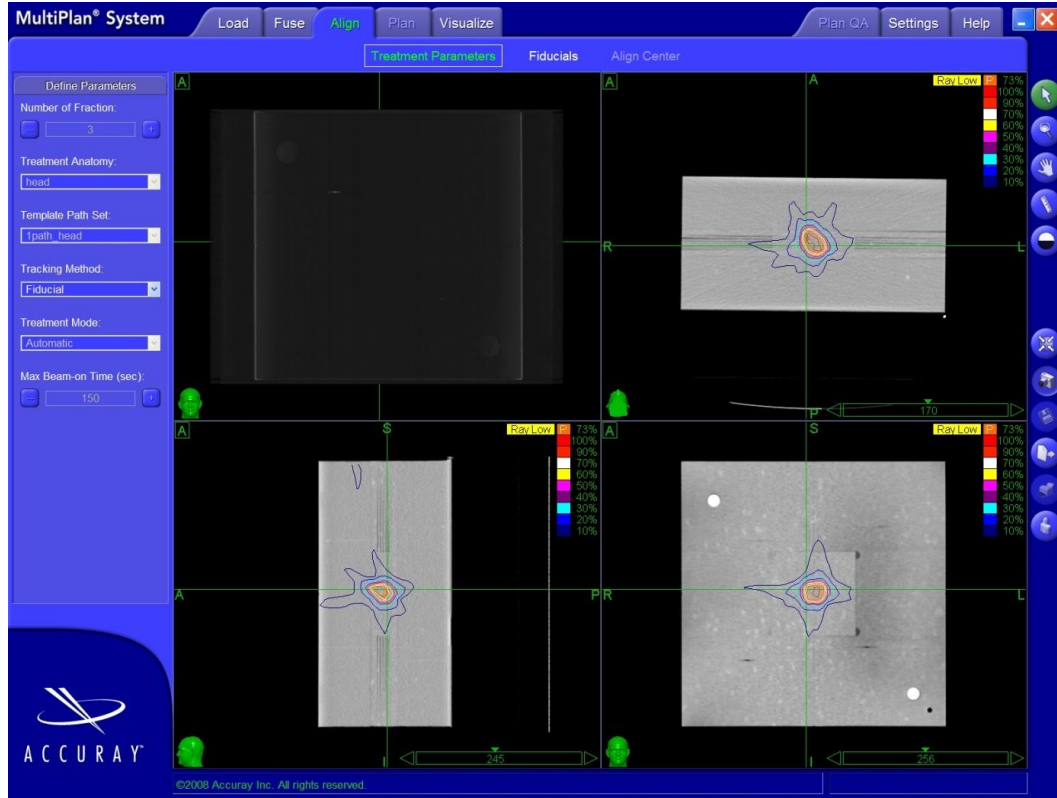
Bu işlemin birkaç kez tekrarlanması gerekebilir. Her taşıma işleminden sonra menünün sol üst tarafında bulunan “Confirm” tuşuna basılır. Bu tuşa basıldıktan sonra yazılım yeni koordinatları hesaplayarak bize izodozların son durumunu

gösterir. Menünün sağ tarafında bulunan “Zoom” aletiyle üç görüntü de büyütülerek izodozlar daha hassas bir şekilde istenen bölgeye taşınabilir (Şekil 3.19).

İzodozları taşıma işlemi bittikten sonra, tedavi hizalama merkezini ayarlamak için, “Alignment” menüsüne geçilir. “Alignment” menüsü altında “Treatment Parameters” alt menüsünde “Define Parameters” başlığı altındaki “Tracking Method” “Fiducial” olarak seçilir (Şekil 3.20). Diğer parametreler otomatik olarak gelmektedir.

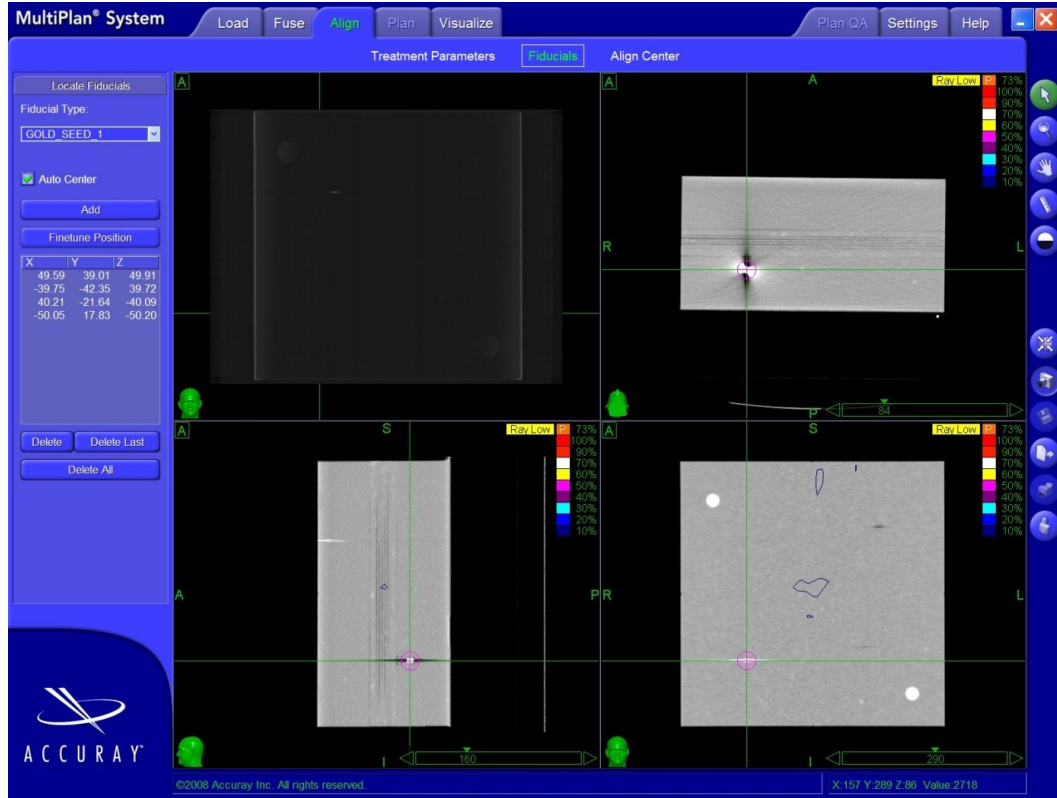


Şekil 3.19 Film ölçümleri için yapılan KT planı füzyon işlemi-2



Şekil 3.20 Film ölçümleri için izleme metodu seçimi görüntüsü

“Treatment Parameters”daki işlemler bittikten sonra “Fiducials” alt menüsüne geçilir. “Locate Fiducials” başlığı altında “Fiducial Type”, “GOLD_SEED_1” olarak seçilir. “Auto Center” kutucuğu tıklanır. Tümör işaretleyiciler aksiyel, sagittal ve koronal düzlemlerde gözlenerek seçilir (Şekil 3.21).



Şekil 3.21 Film ölçümleri için altın işaretleyicilerin belirlenmesi görüntüsü

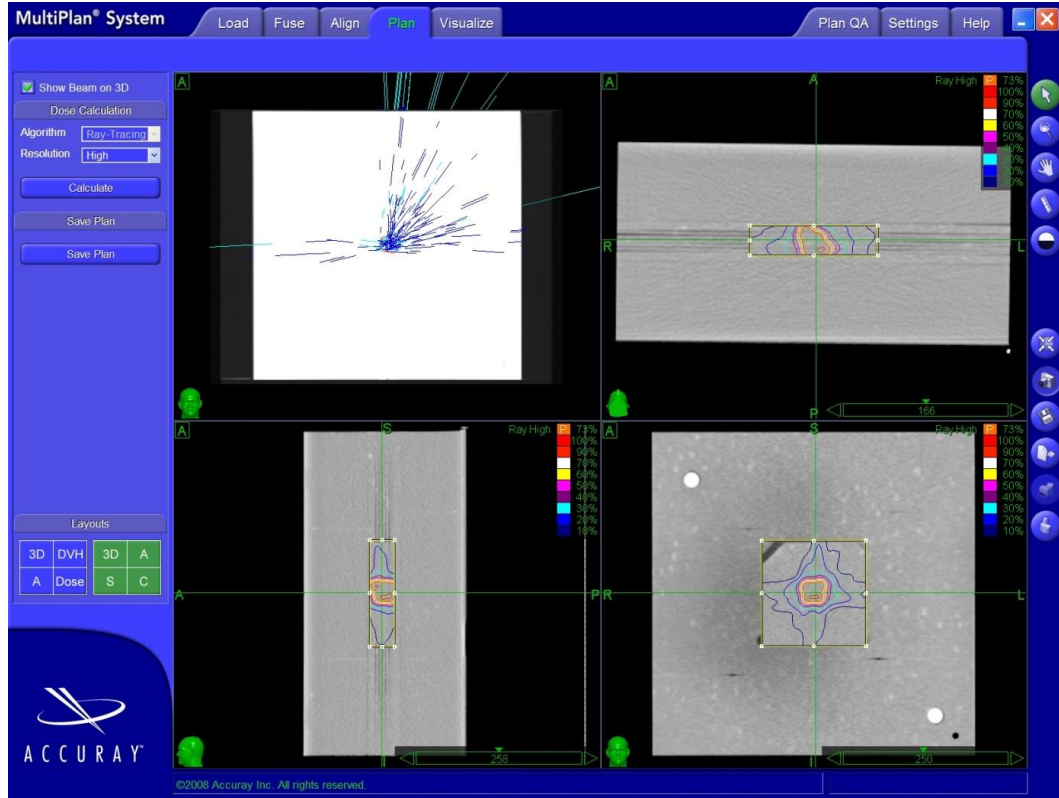
Tümör işaretleyicilerin koordinatları belirlendikten sonra “Align Center” alt menüsüne geçilir. Bu menüde tedavi hizalama merkezi onaylanır (Şekil 3.22). Yazılım bu merkezi otomatik olarak tümör işaretleyicilerinin koordinatlarını kullanarak hesaplar ve kullanıcının değişiklik yapmasına gerek yoktur. Burada dikkat edilmesi gereken nokta hasta tomografi merkeziyle yani hizalama merkezi fantom tomografi merkezini birbirine yakın olarak ayarlama gerekliliğidir. Aksi takdirde tedavi set-up’ı sırasında problemle karşılaşılabilir ve tedavi set up’ı başarıyla yapılamayabilir. Uygun bir tedavi hizalama merkezi onaylandıktan sonra “Plan” menüsüne geçilir.



Şekil 3.22 Film ölçümleri için hizalama merkezinin belirlenmesi görüntüsü

Yeşil renkli hesaplama gridi fantomun içine yerleştirilmiş filmlerin tamamını kapsayacak şekilde açılır. “Dose Calculation” başlığı altındaki “Resolution”, “High” olarak seçilir ve “Calculate” tuşuna basılır. MultiPlan® yüksek çözünürlükte doz hesabını yapar ve bu hesaplama tamamlandıktan sonra izodoz eğrilerini fantom üzerinde gösterir (Şekil 3.23).

Aksiye, sagital ve koronal düzlemleri görüntüleri üzerinde fare ile dolaşarak nokta doz değerleri ve koordinatları görülebilir.



Şekil 3.23 Film ölçümleri için yüksek çözünürlükte izodoz eğrileri gösterimi

3.2.4. Extradin A16 İyon Odası için Çapraz Kalibrasyon

Extradin A16 iyon odasının 0,6 cc iyon odası ile çapraz kalibrasyonu yapılmıştır. Çapraz kalibrasyon Baby Blue fantom ve 60 mm'lik kolimatör kullanılarak yapılmıştır. Baby Blue fantomun hem 0,6 cc iyon odasına uygun hem de Extradin A16 iyon odasına uygun iki farklı yuvası vardır. Bu yuva da fantomun üzerinde bulunan deliğe takılmaktadır. Bu sayede her iki ölçümde de aynı koşullar sağlanmış olmaktadır.

Lineer hızlandırıcı 90^0 olacak şekilde robot konumlandırılır. Lazer yardımıyla lineer hızlandırıcının fantomun merkezine getirilmesi sağlanır. Lineer hızlandırıcının dikliğinin bozulmaması için robot bundan sonra sadece kartezyen koordinat sisteminde hareket ettirilmelidir. Aksi takdirde lineer hızlandırıcının dikliği bozulacak ve ölçümlerin yanlış olmasına neden olacaktır. Kaynak Yüzey Mesafesi (KYM) çubuğu lineer hızlandırıcının ucuna takılarak KYM 75 cm olacak şekilde yatak yukarı doğru hareket ettirilir. 0,6 cc iyon odası fantomun içine yerleştirilir. 200 MU'a karşı ölçülen 10 değer kaydedilir. Bu değerlerin aritmetik ortalaması hesaplanarak

kaydedilir. Aynı işlem Extradin A16 iyon odası fantoma yerleştirilerek yapılır. Çıkan iki sonucun birbirine oranı Extradin A16 düzeltme çarpanı olarak belirlenir. Bu iyon odası ile alınan tüm ölçümler bu çarpanla çarpılarak hesaplanır.

3.3. Extradin A16 İyon Odası Ölçümlerinin Değerlendirme Kriterleri

Yapılan incelemeler sonucunda kabul kriterleri oluşturulmaya çalışılmıştır. Bu kriterler şu şekilde belirlenmiştir.

a. % Fark : Yapılan nokta doz ölçümlerinin sonuçları ile planlamadaki nokta doz değerlerinin uygunluğuna bakılmıştır. Okunan değerler ile planlamadaki değerler arasındaki fark yüzde olarak verilmektedir. Bu iki değer arasındaki farkın YART uygulamalarında kabul edilen % 3,5'in altında bulunduğu ölçümler bu koşulu sağlayan ölçümler olarak kabul edilmiştir. Çalışmada ayrıca % 5 kriteri de incelenmektedir.

b. 3 MM Kriteri : Planlamada seçilen efektif nokta merkez kabul edilerek yaratılan 3 mm yarıçapına sahip küre şeklindeki konturun minimum ve maksimum doz değerleri kaydedilerek ölçüm sonucunun bu iki değer içinde olup olmadığına bakılmıştır.

c. 5 MM Kriteri : Planlamada seçilen efektif nokta merkez kabul edilerek yaratılan 5 mm yarıçapına sahip küre şeklindeki konturun minimum ve maksimum doz değerleri kaydedilerek ölçüm sonucunun bu iki değer içinde olup olmadığına bakılmıştır.

Doz dağılımları kendi arasında düşük ve yüksek gradyentli bölgeler olarak ikiye ayrılır. Yüksek doz gradyentli bölgelerde küçük uzaysal hatalar büyük doz farklılıklarına neden olur. Yüksek doz gradyentli bölgelerde doz farklılıkları görece olarak önemsizdir. Bu bölgelerde uyum mesafesi kavramı kullanılır. Bu nedenle “b” ve “c” şıklarındaki kriterler YART uygulamaları kontrollerinde kullanılan gamma analizinin kısıtlı bir uygulaması olarak bu çalışma kapsamında kullanılmıştır. “b” ve “c” kriterleri (2.3) bağıntısında verilen doz farkı ile ilgili kesrin ihmal edilmesi ve sadece uyum mesafesi ile ilgili kesrin kullanılmasıyla oluşturulmuştur.

Değerlendirmede “a” şıkındaki kriter primer olarak belirlenmiş bu kriteri sağlamayan durumlarda “b” ve “c” şıklarındaki kriterler irdelenecektir. Bu kriterlerin

hangi durumlarda kullanılmasının daha uygun olacağı tartışma kısmında belirlenmeye çalışılacaktır.

3.4. Film Kalibrasyonu

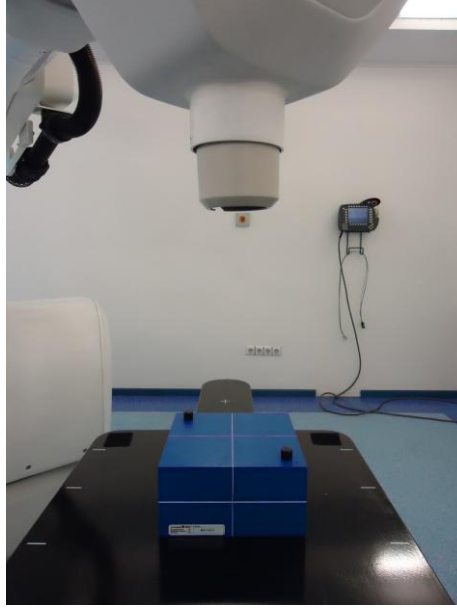
Ölçümlerde kullanılan filmlerin kalibrasyonu CyberKnife® Sistemi'nde yapılmıştır. Film kalibrasyonuna başlamadan önce cihazın verim faktörü kontrol edilmiş ve hata payının % 0,5'in altında olması için kalibrasyon yapılmıştır.

Filmler Baby Blue fantomun içine 5 cm derinliğe konmuştur. Lineer hızlandırıcı Kaynak Eksen Mesafesi 80 cm olacak şekilde ayarlanmıştır. Filmlere 0 ile 800 cGy'lik dozlar verilmek için cihazın vermesi gereken MU değerleri hesaplanmış ve filmler pozlanmıştır. Tablo 3.1'de uygulanan MU değerlerine karşılık filmlere verilen doz değerleri verilmektedir.

Tablo 3.1 Uygulanan doz değerine karşılık gelen optik yoğunluk değerleri

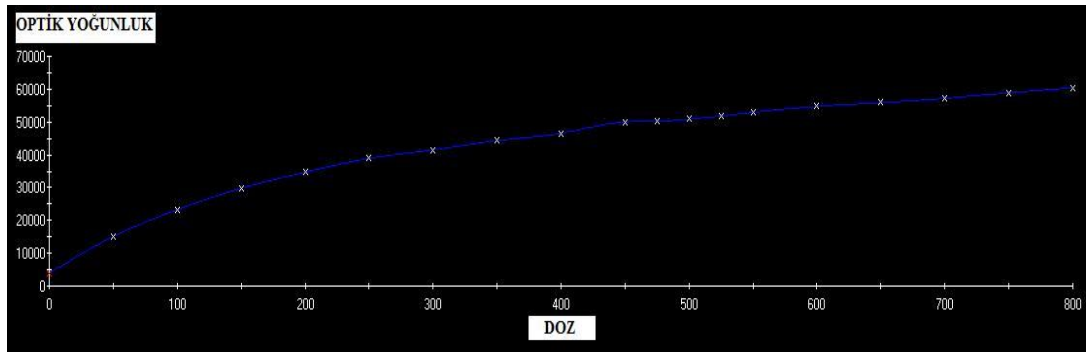
Doz	Optik Yoğunluk
0	3.155
50	15.171
100	23.467
150	29.688
200	34.813
250	38.655
300	41.572
350	44.129
400	46.703
450	49.846
475	50.575
500	51.171
525	52.800
550	53.208
600	54.738
650	56.141
700	57.661
750	58.967
800	60.060

Şekil 3.24'te film kalibrasyonunun ölçüm düzeneği görülmektedir.



Şekil 3.24 Film Kalibrasyonu için ölçüm düzeneği

Tablo 3.1’deki verilerle elde edilen film kalibrasyon grafiği Şekil 3.25’te verilmiştir.



Şekil 3.25 Uygulanan doz değerine karşılık ölçülen optik yoğunluk

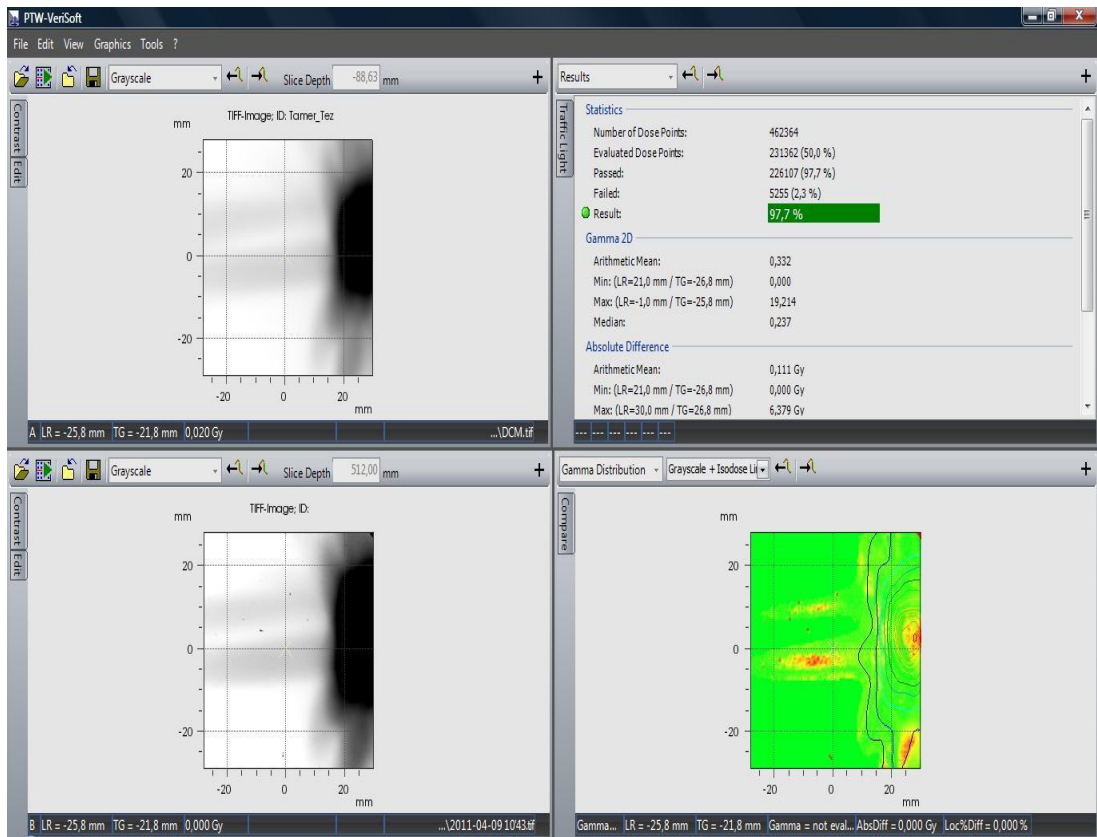
3.5. Film Ölçümlerinin Değerlendirme Kriterleri

Her bir hasta KT planı ölçümünde 5 adet film kullanılmıştır. Değerlendirmede bu 5 filmin analiz sonuçlarının ortalaması alınacaktır. Standart sapma değeri de hesaplanacak ve bu değer set up hatası olarak irdelenecektir. Bu filmler Epson marka Perfection V700 tarayıcı ile RGB kanallarında ve 300 dpi

çözünürlükte taratılmıştır. Tarama işlemleri her bir film 24 saat bekletildikten sonra yapılmıştır. Literatür çalışılan doz aralığında en iyi değerlendirmenin kırmızı kanalda yapıldığını belirtmektedir. Bu nedenle filmler kırmızı kanallarına ayrılmış ve 75 dpi olarak yeniden kaydedilmiştir.

Her bir hastanın doz bilgisini içeren “rtdose.dcm” uzantılı dosyalar MultiPlan® planlama bilgisayarından alınmıştır. Bu dosya içindeki doz bilgisi aksiyel kesitler şeklinde 2 boyutlu verilmektedir. Ölçüm düzeneğindeki filmler ise koronal düzlemde yerleştirilmiştir. Bu aksiyel doz bilgileri filmlerle kıyaslayabilmek için MATLAB programında yaratılan bir yazılımla koronal düzleme çevrilmiştir. Bu programın kodları 8.4 kısmında verilmiştir.

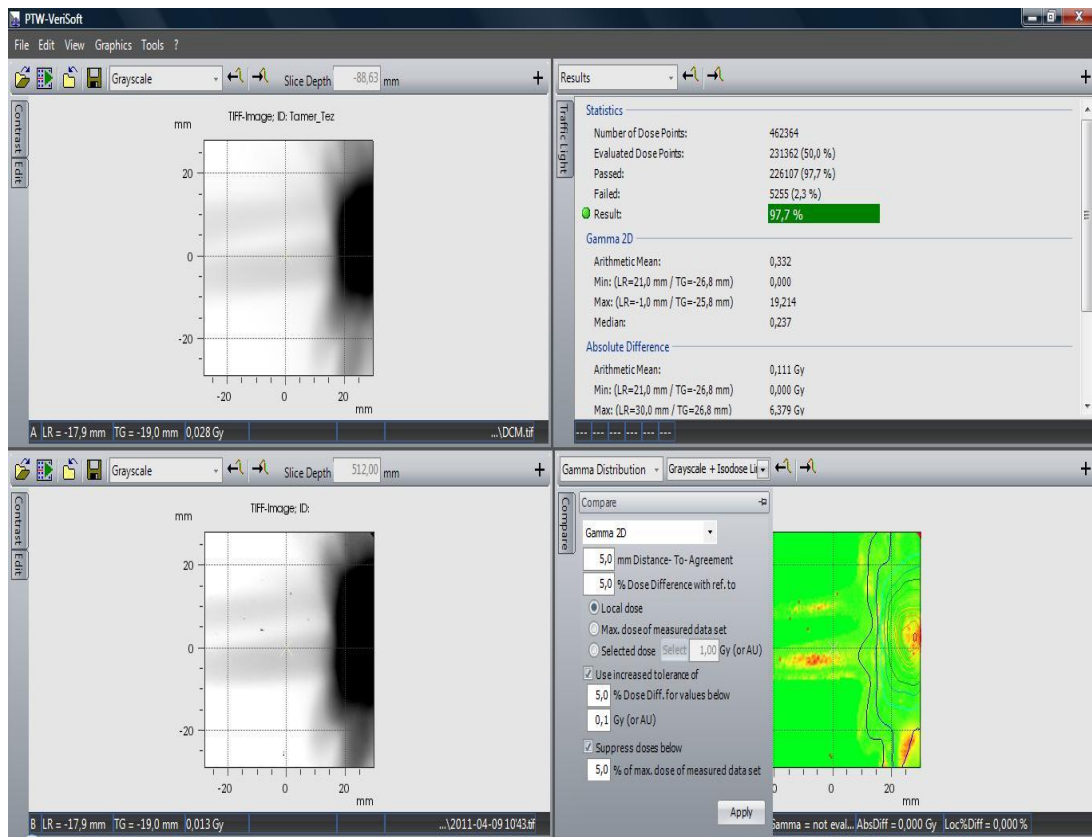
Kaydedilen filmlerin analizleri Verisoft 4.1 yazılımında yapılmıştır. Bu yazılıma ilk önce planlamadan alınan doz bilgisini içeren dcm uzantılı dosya yüklenmiştir. Daha sonra da film görüntüsü yüklenmiştir (Şekil 3.26). Film kalibrasyon bilgisini içeren dosya da bu programa yüklenmiştir.



Şekil 3.26 Planlama verisiyle filmin yüklü olduğu Verisoft programı görüntüsü

Bu iki verinin analizi için öncelikle Gamma analizi koşulu belirlenmiştir. Bu koşul seçildikten sonra Verisoft ekranında bulunan “Compare” tuşuna basılır ve Gamma değeri gösterilir (Şekil 3.27). Bu şekilde her bir analiz değeri kaydedilmiştir.

Literatürde gamma analizi için uyum mesafesi ve doz farkı kriterleri 2mm-%2, 3mm-%3, 3mm-%4, 4mm-%3, 4mm-%4, 3mm-%5 olarak verilmektedir (26, 27, 28, 29, 30). Literatürde standart bir kriter yoktur. Değişik çalışmalarda değişik kriterler kullanılmıştır. Bu çalışmada literatürde geçen bazı kriterlerin yanı sıra kendi kriterlerimizi de kullandık. Bu çalışmada 2mm-%2, 3mm-%3, 4mm-%4 ve 5mm-%5 kriterlerine göre analizler yapılmıştır.



Şekil 3.27 Gamma Analizi sonucunu gösteren Verisoft programı gösterimi

4. BULGULAR

4.1. Extradin A16 İyon Odası Bulguları

27 planın dozimetrik kontrolleri 3'er defa yapılmıştır. Set up hatalarından kaynaklanan hataların ölçüm sayısını arttırmak ve ortalama almak suretiyle azaltılabileceği düşünülmüştür. Her bir ölçüm öncesi küçük hacimli iyon odası fantom yuvasına yeniden yerleştirilmiştir. Buna göre ölçüm sonuçları Tablo 4.1'de verilmiştir. Her bir ölçümün kendi arasındaki standart sapma değerleri 0 ile 9,62 arasında bulunmuştur. Bu değerler ölçümlerin tekrarlanabilirliğini göstermektedir. Özellikle 5, 18, ve 27 nolu ölçümlerin tekrarlanmasında bazı sorunların olduğu görülmektedir. Tabloda verilen başlıkların açıklamaları aşağıda verilmiştir.

Ölçüm #1 : Yapılan birinci ölçüm sonucudur.

Ölçüm #2 : Yapılan ikinci ölçüm sonucudur.

Ölçüm #3 : Yapılan üçüncü ölçüm sonucudur.

Ölçüm ortalama : Yapılan üç ölçümün aritmetik ortalamasıdır

Standart Sapma : Ölçümlerin standart sapma değerleridir.

Tablo 4.1 Yapılan 3 ölçümün sonuçları, ortalamaları ve standart sapma değerleri

#	Ölçüm #1 (cGy)	Ölçüm #2 (cGy)	Ölçüm #3 (cGy)	Ölçüm Ort. (cGy)	Standart Sapma
1	540,17	539,77	539,36	539,77	0,41
2	435,87	435,66	435,66	435,73	0,12
3	322,57	323,24	323,24	323,02	0,39
4	641,89	646,27	644,68	644,28	2,22
5	685,18	683,60	701,00	689,93	9,62
6	611,99	611,99	611,99	611,99	0,00
7	501,43	501,04	500,64	501,04	0,40
8	571,51	570,72	570,72	570,98	0,46
9	866,40	866,06	867,64	866,70	0,83
10	550,70	551,10	551,10	550,97	0,23
11	424,41	424,01	423,61	424,01	0,40
12	544,61	542,66	542,92	543,40	1,06
13	479,82	481,02	475,84	478,89	2,71
14	698,44	698,84	698,84	698,71	0,23
15	685,18	680,43	676,48	680,70	4,36
16	680,43	680,04	688,74	683,07	4,91
17	643,80	646,17	646,17	645,38	1,37
18	828,04	830,82	816,15	825,00	7,79
19	800,90	795,82	795,69	797,47	2,97
20	542,61	545,44	545,04	544,36	1,53
21	707,66	709,30	708,86	708,61	0,85
22	651,20	650,79	651,43	651,14	0,32
23	678,58	680,99	679,14	679,24	1,26
24	716,84	711,63	708,27	715,58	4,32
25	537,10	541,10	541,50	539,90	2,43
26	706,93	711,57	713,18	710,56	3,25
27	657,62	650,88	646,91	651,80	5,41

Yapılan 3 ölçümün ortalaması alınarak planlamada okunan nokta doz değeri ile karşılaştırılmıştır. 2 ölçümün yüzde olarak farkı, hasta tanısı, izleme algoritması ve kolimatör alan boyutu Tablo 4.2’de verilmiştir. Tabloda verilen başlıkların açıklamaları aşağıda verilmiştir.

- Hasta Tanısı : Çalışmada kullanılan hastaların klinik tanılarıdır.
- İzleme Metodu : Çalışmadaki hastaların tedavilerinin izleme metodlarıdır.
- Kolimatör : Çalışmadaki hastaların tedavilerinde kullanılan alan boyutlarıdır.

- Planlamada okunan değer : Planlamada Extradin A16 iyon odasının efektif noktasında okunan değerlerin ortalamasıdır.
- % Fark : Planlamada okunan değer ile ölçüm sonucunun yüzde olarak farkıdır.

Tablo 4.2 Yapılan planlamaların planlamada hesaplanan doz değerleri ile ölçüm sonuçlarının karşılaştırılması ve yüzde fark olarak verilmesi

#	Hasta Tanısı	Kolimatör (mm)	Planlamada Okunan değer (cGy)	Ölçüm Ortalama (cGy)	% FARK
1	Hipofiz Adenomu	5	492,00	539,77	9,71
2	Koroidal Melanom	5	416,85	435,73	4,53
3	Uveal Melanom	5	342,95	323,02	-5,81
4	Akustik Nöronom	7,5	666,10	644,28	-3,28
5	Spinal Hemanjioblastom	7,5	669,48	689,93	3,05
6	AC CA-Beyin Metastaz	10	576,10	611,99	6,23
7	Kavernöz sinüs menenjiomu	10	506,43	501,04	-1,06
8	AC CA- Beyin Metastazı	10	578,42	570,98	-1,29
9	Prostat	12,5	839,70	866,70	3,22
10	AC CA-Beyin Metastaz	12,5	501,56	550,97	9,85
11	Hipofiz Adenomu	12,5	408,86	424,01	3,71
12	GBM	15	529,26	543,40	2,67
13	Larenks CA-Vertebra Metastazı	15	452,50	478,89	5,83
14	Prostat	15	643,33	698,71	8,61
15	AC CA-Sürrenal Metastaz	15	638,58	680,70	6,60
16	AC CA-Kemik Metastaz	15	645,69	683,07	5,79
17	Kolon CA	20	599,23	645,38	7,70
18	Ewing Sarkom	20	756,00	825,00	9,13
19	Opere Uterin Leomyosarkom vajen nüks	20	730,00	797,47	9,24
20	Hipofarengeal kitle	25	511,76	544,36	6,37
21	Prostat	25	650,00	708,61	9,02
22	Mide CA-Karaciğer Metastaz	25	609,51	651,14	6,83
23	Prostat	30	653,40	679,24	4,01
24	Prostat	30	672,82	715,58	5,86
25	Nazofarenks	35	534,00	539,90	1,10
26	Nüks Serviks CA	40	666,12	710,56	6,67
27	Periureteral Leimyosarkom	50	621,05	651,80	4,95

İki doz değerinin farkının $\pm \% 5$ 'in altında bulunan 11 (% 41) ölçüm yapılmıştır. $\pm \% 1$ 'in altında sonuç bulunamamıştır. $\pm \% 3,5$ 'in altında 7 (% 26) ölçüm sonucu bulunmuştur.

4 ölçüm sonucu negatif fark olarak yani planlamadaki doz değeri ölçülen dozdan değerinden daha büyük, 23 ölçüm sonucu da pozitif fark olarak yani ölçülen doz değeri planlamadaki doz değerinden daha büyük olarak bulunmuştur.

En büyük fark % 9,85 ile 12,5 mm'lik kolimatör ile yapılan plan ölçümünde bulunmuştur. En küçük fark ise, %1,06 ile 10 mm'lik kolimatör ile yapılan plan ölçümünde bulunmuştur.

5 mm'lik kolimatör ile 3 ölçüm yapılmış ve yüzde fark sonuçları 9,71 4,53 ve -5,81 olarak bulunmuştur. 7,5 mm'lik kolimatör ile 2 ölçüm yapılmış ve yüzde fark sonuçları -3,28 ve 3,05 olarak bulunmuştur. 10 mm'lik kolimatör ile 3 ölçüm yapılmış ve yüzde fark sonuçları 6,23 -1,06 ve -1,29 olarak bulunmuştur. 5 mm'lik kolimatör ile 3 ölçüm yapılmış ve yüzde fark sonuçları 9,71 4,53 ve -5,81 olarak bulunmuştur. 12,5 mm'lik kolimatör ile 3 ölçüm yapılmış ve yüzde fark sonuçları 3,22 9,85 ve 3,71 olarak bulunmuştur. 15 mm'lik kolimatör ile 5 ölçüm yapılmış ve yüzde fark sonuçları 2,67 5,83 8,61 6,60 ve 5,79 olarak bulunmuştur. 20 mm'lik kolimatör ile 3 ölçüm yapılmış ve yüzde fark sonuçları 7,70 9,13 ve 9,24 olarak bulunmuştur. 25 mm'lik kolimatör ile 3 ölçüm yapılmış ve yüzde fark sonuçları 6,37 9,02 ve 6,83 olarak bulunmuştur. 30 mm'lik kolimatör ile 2 ölçüm yapılmış ve yüzde fark sonuçları 4,01 ve 5,86 olarak bulunmuştur. 35 mm'lik, 40 mm'lik ve 50 mm'lik 1'er ölçüm yapılmış ve yüzde fark sonuçları sırasıyla 1,10 6,67 ve 4,95 olarak bulunmuştur.

Küçük set up hatalarının doz gradyenti çok fazla değişen bölgelerde büyük dozimetrik hatalar getireceği düşünülmüş ve 3 MM kriteri ile 5 MM kriteri bu çalışma için oluşturulmuştur. Bu kriterlerle ilgili sonuçlar Tablo 4.3'de verilmiştir.

Tabloda verilen başlıkların açıklamaları aşağıda verilmiştir.

- 3 MM Kriteri : Ölçümün kriteri sağlayıp sağlamadığı gösterir. “+” işareti kriterin sağlandığını “-“ işareti kriterin sağlanmadığı anlamına gelir.
- 3 MM Max : 3 mm yarıçaplı kürenin hacmi içindeki en yüksek doz değeridir.
- 3 MM Min : 3 mm yarıçaplı kürenin hacmi içindeki en düşük doz değeridir.

- 3 MM Fark : 3 mm yarıçaplı kürenin hacmi içindeki en yüksek doz değerini ile en düşük doz değerinin farkıdır.
- 5 MM Kriteri : Ölçümün kriteri sağlayıp sağlamadığı gösterir. “+” işareti kriterin sağlandığını “-“ işareti kriterin sağlanmadığı anlamına gelir.
- 5 MM Max : 5 mm yarıçaplı kürenin hacmi içindeki en yüksek doz değeridir.
- 5 MM Min : 5 mm yarıçaplı kürenin hacmi içindeki en düşük doz değeridir.
- 5 MM Fark : 5 mm yarıçaplı kürenin hacmi içindeki en yüksek doz değerini ile en düşük doz değerinin farkıdır.

Tablo 4.3 3 MM ve 5 MM kriterlerinin karşılaştırılması

#	% FARK	3 MM Kriteri	3 MM MAX	3 MM MIN	3 MM FARK	5 MM Kriteri	5 MM MAX	5 MM MIN	5 MM FARK
1	9,71	+	591,03	467,65	123,38	+	605,40	276,95	328,45
2	4,53	+	436,13	355,06	81,07	+	447,99	229,73	218,26
3	-5,81	+	372,55	192,06	180,49	+	372,55	67,59	304,96
4	-3,28	+	668,91	547,05	121,86	+	668,91	421,51	247,40
5	3,05	-	683,89	607,10	76,80	+	707,79	509,96	197,83
6	6,23	+	623,41	541,39	82,02	+	630,54	538,19	92,35
7	-1,06	+	507,45	424,22	83,24	+	507,45	258,79	248,66
8	-1,29	+	610,90	502,23	108,67	+	615,83	379,46	236,38
9	3,22	-	853,21	777,37	75,84	-	853,21	761,39	91,83
10	9,85	-	522,60	491,57	31,03	+	556,59	485,20	71,39
11	3,71	+	425,50	378,85	46,65	+	432,02	335,28	96,74
12	2,67	+	544,14	491,81	52,33	+	544,14	472,67	71,46
13	5,83	-	459,60	438,84	20,76	+	483,41	419,71	63,71
14	8,61	-	678,44	624,05	54,39	+	703,94	624,05	79,89
15	6,60	-	670,76	633,75	37,01	+	708,83	609,93	98,90
16	5,79	-	660,09	611,48	48,61	+	683,85	572,68	111,17
17	7,70	-	602,07	577,58	24,49	-	615,55	552,13	63,42
18	9,13	+	781,95	746,76	35,19	+	810,52	735,82	74,70
19	9,24	-	780,34	691,94	88,41	+	808,68	652,00	156,67
20	6,37	-	530,41	493,00	37,41	+	545,65	479,98	65,66
21	9,02	-	677,15	623,52	53,63	-	693,70	603,09	90,61
22	6,83	-	613,64	582,46	31,18	-	614,73	507,74	106,99
23	4,01	-	679,84	636,79	43,05	+	681,50	636,10	45,41
24	5,86	-	699,09	655,70	43,39	+	717,58	637,30	80,28
25	1,10	+	557,72	475,52	82,20	+	573,38	405,95	167,43
26	6,67	-	669,83	652,31	17,51	-	669,83	641,45	28,38
27	4,95	-	627,31	609,83	17,48	-	633,52	583,50	50,02

3 MM kriterini sağlayan 11 (% 41) ölçüm yapılmıştır. Hem yüzde fark kriterini hem de 3 MM kriterini sağlayan 7 (% 26) ölçüm yapılmıştır. 3 MM kriterini sağlamamasına rağmen $\pm$ % 5 fark kriterini sağlayan 4 ölçüm yapılmıştır. 3 MM kriterini sağlamasına rağmen $\pm$ % 5 fark kriterini sağlamayan 4 ölçüm yapılmıştır.

5 MM kriterini sağlayan 21 (% 78) ölçüm yapılmıştır. Hem yüzde fark kriterini hem de 5 MM kriterini sağlayan 9 (% 33) ölçüm yapılmıştır. 5 MM kriterini sağlamamasına rağmen $\pm$ % 5 fark kriterini sağlayan 2 (% 7) ölçüm yapılmıştır.

5 MM kriterini sağlamasına rağmen $\pm$ % 5 fark kriterini sağlamayan 12 (% 44) ölçüm yapılmıştır.

4.2. Film Bulguları

Yirmi yedi planın ölçümleri tek seferde yapılmıştır. Ancak tek seferde 5 film pozlanmıştır. Set up'dan kaynaklanan hataların ölçüm sayısını arttırmak ve ortalama almak suretiyle azaltılabileceği düşünülmüştür. Her bir ölçüm öncesi filmler fantomun uygun yerlerine yeniden yerleştirilmiştir ve ölçümler alınmıştır. Buna göre ölçüm sonuçları Tablo 4.4, 4.5, 4.6 ve 4.7'de verilmiştir. Tabloda verilen başlıkların açıklamaları aşağıda verilmiştir.

- Kolimatör : Ölçümün yapıldığı kolimatör boyutu
- Gamma Analizi 2-2 Kriteri Sonuçları: 2mm-%2 Kriteri ile yapılan gamma analizi sonucu.
- Gamma Koşulu 3-3 Kriteri Sonuçları : 3mm-%3 Kriteri ile yapılan gamma analizi sonucu.
- Gamma Analizi 4-4 Kriteri Sonuçları : 4mm-%4 Kriteri ile yapılan gamma analizi sonucu.
- Gamma Analizi 5-5 Kriteri Sonuçları : 5mm-%5 Kriteri ile yapılan gamma analizi sonucu.
- 1.Film : 1. film analiz sonuçları
- 2.Film : 2. film analiz sonuçları
- 3.Film : 3. film analiz sonuçları
- 4.Film : 4. film analiz sonuçları
- 5.Film : 5. film analiz sonuçları
- Ortalama : 5 film ölçümünün sonuçlarının ortalama değeri
- SS : 5 film ölçümü sonuçlarının standart sapması

Tablo 4.4 Gamma analizi 2 mm % 2 kriteri sonuçları

Gamma Analizi 2-2 Kriteri Sonuçları								
#	Kolimatör (mm)	1. Film	2. Film	3. Film	4. Film	5. Film	Ortalama	SD
1	5	67,0	71,0	68,1	76,0	69,3	70,3	3,5
2	5	62,3	69,9	69,2	68,4	66,1	67,2	3,1
3	5	75,6	77,4	76,4	77,4	76,4	76,6	0,8
4	7,5	85,0	83,2	85,4	88,0	84,4	85,2	1,8
5	7,5	61,1	57,4	60,2	65,8	66,2	62,1	3,8
6	10	82,9	82,9	88,0	84,8	82,9	84,3	2,2
7	10	72,4	49,9	62,6	82,2	86,0	70,6	14,7
8	10	56,0	57,1	52,3	57,1	52,3	55,0	2,5
9	12,5	76,3	79,0	72,6	74,0	74,5	75,3	2,5
10	12,5	53,7	46,4	47,8	53,8	52,7	50,9	3,5
11	12,5	56,7	48,4	49,1	45,6	48,0	49,6	4,2
12	15	78,0	82,1	79,6	78,3	80,7	79,7	1,7
13	15	70,5	74,2	72,4	70,8	75,0	72,6	2,0
14	15	60,2	57,4	66,3	63,2	58,0	61,0	3,7
15	15	88,0	91,0	85,4	88,2	87,4	88,0	2,0
16	15	78,1	79,9	76,3	79,0	76,0	77,9	1,7
17	20	66,3	72,2	68,6	67,2	72,0	69,3	2,7
18	20	72,2	69,3	74,0	72,6	72,9	72,2	1,8
19	20	68,7	60,2	61,7	67,0	68,2	65,2	3,9
20	25	85,1	80,8	86,2	82,6	84,0	83,7	2,1
21	25	57,3	50,7	51,1	56,6	50,9	53,3	3,3
22	25	49,4	59,0	56,5	58,2	59,4	56,5	4,1
23	30	86,0	85,4	83,4	87,2	83,0	85,0	1,8
24	30	83,8	81,0	84,6	82,6	87,0	83,8	2,2
25	35	64,5	70,0	68,4	64,0	72,0	67,8	3,5
26	40	77,1	80,0	73,3	79,4	72,0	76,4	3,6
27	50	88,2	87,5	84,6	87,0	88,2	87,1	1,5

2 mm - % 2 kriteri sonuçları Tablo 4.4'te verilmiştir. 2 mm % 2 kriterini % 95 oranında sağlayan bir ölçüm yapılamamıştır. Sonuçlar % 49,6 ile % 88 aralığındadır. Kriteri % 85'in üzerinde sağlayan 4 ölçüm yapılmıştır. Sonuçların standart sapmaları da 0,8 ile 14,7 aralığında değişmektedir.

Tablo 4.5 Gamma analizi 3 mm % 3 kriteri sonuçları

GammaAnalizi 3-3 Kriteri Sonuçları								
#	Kolimatör (mm)	1. Film	2. Film	3. Film	4. Film	5. Film	Ortalama	SD
1	5	89,2	91,0	92,0	94,3	89,8	91,3	2,0
2	5	86,1	90,1	91,3	91,9	91,0	90,1	2,3
3	5	97,6	94,9	93,6	94,9	93,6	94,9	1,6
4	7,5	95,2	94,4	95,3	95,5	95,0	95,1	0,4
5	7,5	83,3	83,6	88,3	90,7	88,5	86,9	3,3
6	10	94,8	93,3	97,0	96,7	95,7	95,5	1,5
7	10	91,4	89,7	96,5	99,4	98,4	95,1	4,3
8	10	85,0	87,9	87,3	87,8	87,3	87,1	1,2
9	12,5	87,4	89,0	86,0	87,0	87,8	87,4	1,1
10	12,5	81,0	74,7	78,7	80,0	83,4	79,6	3,2
11	12,5	78,5	75,9	78,5	78,5	82,0	78,7	2,2
12	15	87,0	89,8	88,6	87,9	89,0	88,5	1,1
13	15	78,7	82,0	81,1	80,8	83,0	81,1	1,6
14	15	79,3	77,2	81,1	79,0	77,8	78,9	1,5
15	15	96,6	97,4	96,4	97,0	96,5	96,8	0,4
16	15	88,0	89,1	87,2	89,0	88,2	88,3	0,8
17	20	88,3	90,4	89,8	90,0	90,5	89,8	0,9
18	20	81,3	80,6	82,4	82,0	82,1	81,7	0,7
19	20	87,2	86,6	89,9	88,0	87,8	87,9	1,2
20	25	96,2	94,4	96,0	95,2	95,7	95,5	0,7
21	25	73,2	78,3	75,2	78,0	74,8	75,9	2,2
22	25	65,7	74,6	72,6	73,0	73,3	71,8	3,5
23	30	95,2	95,6	94,4	95,2	94,4	95,0	0,5
24	30	91,1	90,3	92,5	92,0	93,0	91,8	1,1
25	35	80,0	88,4	87,0	84,6	88,8	85,8	3,6
26	40	89,2	90,4	89,4	90,5	90,0	89,9	0,6
27	50	96,8	96,6	96,0	96,4	96,7	96,5	0,3

3 mm % 3 kriterini % 95 oranında sağlayan 7 ölçüm yapılmıştır. Bunlar 2, 3, 7, 8, 10, 13 ve 23 nolu ölçümlerdir. Bu kriteri % 95 oranında sağlayan planların iki tanesi 10 mm diğerleri 7,5 mm 15 mm 25 mm 30 mm ve 50 mm'lik kolimatörler ile yapılmıştır. Sonuçlar % 71,8 ile % 96,8 aralığındadır. Kriteri %85'in üzerinde sağlayan 20 ölçüm yapılmıştır. Kriteri % 90'ın üzerinde sağlayan 12 ölçüm yapılmıştır. Sonuçların standart sapmaları da 0,3 ile 4,3 aralığında değişmektedir.

Tablo 4.6 Gamma analizi 4 mm % 4 kriteri sonuçları

GammaAnalizi 4-4 Kriteri Sonuçları								
#	Kolimatör (mm)	1. Film	2. Film	3. Film	4. Film	5. Film	Ortalama	SD
1	5	94,7	96,5	96,3	97,4	95,2	96,0	1,1
2	5	95,6	97,4	97,7	97,3	96,4	96,9	0,9
3	5	99,5	98,2	98,1	98,2	98,1	98,4	0,6
4	7,5	98,0	98,1	98,4	98,3	98,5	98,3	0,2
5	7,5	95,8	96,0	98,1	98,8	98,6	97,5	1,4
6	10	97,3	98,8	99,6	99,4	98,8	98,8	0,9
7	10	98,7	98,4	99,7	100,0	99,2	99,2	0,7
8	10	95,9	96,7	96,5	96,7	96,6	96,5	0,3
9	12,5	96,0	98,2	96,2	97,7	97,0	97,0	0,9
10	12,5	93,7	96,9	90,3	91,3	96,1	93,7	2,9
11	12,5	88,1	90,0	92,9	94,1	93,2	91,7	2,5
12	15	94,2	96,1	95,0	94,8	95,8	95,2	0,8
13	15	82,8	84,0	82,8	82,6	84,4	83,3	0,8
14	15	88,5	88,0	89,1	88,6	88,4	88,5	0,4
15	15	99,2	99,4	99,2	99,5	99,1	99,3	0,2
16	15	92,2	92,5	92,0	92,3	93,0	92,4	0,4
17	20	95,2	95,6	96,0	95,8	96,3	95,8	0,4
18	20	88,9	88,2	89,2	89,0	89,0	88,9	0,4
19	20	92,0	91,4	92,8	92,4	92,2	92,2	0,5
20	25	99,4	99,1	99,5	99,3	99,4	99,3	0,2
21	25	92,9	95,9	96,1	96,4	94,2	95,1	1,5
22	25	78,2	83,8	82,6	83,0	82,8	82,1	2,2
23	30	97,1	97,4	96,8	98,4	97,8	97,5	0,6
24	30	94,1	94,3	95,4	95,6	95,9	95,1	0,8
25	35	88,2	92,4	92,0	89,9	90,8	90,7	1,7
26	40	96,0	96,2	95,4	96,0	96,3	96,0	0,3
27	50	98,4	98,3	98,8	98,9	99,0	98,7	0,3

4 mm % 4 kriterini % 95 oranında sağlayan 18 ölçüm yapılmıştır. 9 ölçüm de bu oranın altında kalmıştır. Bunlar 6, 9, 11, 14, 15, 16, 18, 19 ve 22 nolu ölçümlerdir. Bu kriteri % 95 oranında sağlamayan planların iki tanesi 12,5 mm'lik, üç tanesi 15 mm'lik, iki tanesi 20 mm'lik diğerleri ise 25 mm'lik ve 30 mm'lik kolimatörlerle yapılmıştır. Sonuçlar % 82,1 ile % 99,3 aralığındadır. Kriteri % 85'in üzerinde

sağlayan 25 ölçüm yapılmıştır. Kriteri % 90'ın üzerinde sağlayan 23 ölçüm yapılmıştır. Sonuçların standart sapmaları da 0,2 ile 2,9 aralığında değişmektedir.

Tablo 4.7 Gamma analizi 5 mm % 5 kriteri sonuçları

GammaAnalizi 5-5 Kriteri Sonuçları								
#	Kolimatör (mm)	1. Film	2. Film	3. Film	4. Film	5. Film	Ortalama	SD
1	5	97,2	98,2	97,6	98,4	96,5	97,6	0,8
2	5	98,4	99,5	98,6	98,5	98,1	98,6	0,5
3	5	99,8	98,8	99,3	98,8	99,3	99,2	0,4
4	7,5	99,2	99,6	99,5	99,6	99,9	99,6	0,3
5	7,5	99,1	99,0	98,9	99,3	99,3	99,1	0,2
6	10	99,0	98,9	99,9	99,4	99,8	99,4	0,5
7	10	100,0	100,0	100,0	100,0	99,6	99,9	0,2
8	10	98,5	98,4	98,2	98,4	97,9	98,3	0,2
9	12,5	97,8	98,8	98,0	98,2	98,1	98,2	0,4
10	12,5	94,2	98,2	94,7	95,5	97,9	96,1	1,8
11	12,5	91,7	95,0	95,4	96,8	95,3	94,8	1,9
12	15	97,8	99,0	98,5	98,2	98,8	98,5	0,5
13	15	89,9	91,0	90,5	90,6	91,3	90,7	0,5
14	15	96,0	96,2	96,3	95,9	96,0	96,1	0,2
15	15	100,0	100,0	99,8	100,0	99,7	99,9	0,1
16	15	96,3	96,2	96,3	96,5	96,5	96,4	0,1
17	20	98,4	98,5	98,5	98,4	98,8	98,5	0,2
18	20	92,0	91,8	92,2	92,0	92,4	92,1	0,2
19	20	95,8	95,3	96,2	96,2	96,0	95,9	0,4
20	25	99,9	99,7	99,9	99,8	99,9	99,8	0,1
21	25	98,3	99,5	99,7	99,7	98,8	99,2	0,6
22	25	83,8	88,0	87,8	88,1	88,0	87,1	1,9
23	30	99,0	99,2	99,3	99,5	99,3	99,3	0,2
24	30	94,9	95,4	96,5	96,6	96,8	96,0	0,8
25	35	94,3	96,0	96,2	95,2	95,8	95,5	0,8
26	40	98,3	98,6	98,5	98,6	99,0	98,6	0,3
27	50	99,4	99,4	99,5	99,4	99,6	99,5	0,1

5 mm % 5 kriterini % 95 oranında sağlayan 23 ölçüm yapılmıştır. 4 ölçüm de bu oranın altında kalmıştır. Bunlar 9, 15, 19 ve 22 nolu ölçümlerdir. Bu kriteri % 95

oranında sağlamayan planlar 12,5 mm'lik, 15 mm'lik, 20 mm'lik ve 25 mm'lik kolimatörlerle yapılmıştır. Sonuçlar % 87,1 ile % 99,9 aralığındadır. Tüm ölçümler kriteri % 85'in üzerinde sağlamaktadır. Kriteri % 90'ın üzerinde sağlayan 26 ölçüm yapılmıştır. Sonuçların standart sapmaları da 0,1 ile 1,9 aralığında değişmektedir.

Tablo 4.8'de kriterlerin sonuçlarının ortalama ve standart sapma değerleri verilmiştir. 2 mm - % 2 kriteri için standart sapma değerleri 0,8 ile 14,7 aralığındadır. 3 mm - % 3 Kriteri standart sapma değerleri 0,3 ile 4,3 aralığındadır. 4 mm - % 4 kriteri standart sapma değerleri 0,2 ile 2,9 aralığındadır. 5 mm - % 5 kriteri standart sapma değerleri 0,1 ile 1,9 aralığındadır.

Tablo 4.8 Gamma analizi sonuçlarının ortalama ve standart sapma değerleri

#	Kolimatör (mm)	2-2 Kriteri		3-3 Kriteri		4-4 Kriteri		5-5 Kriteri	
		Ortalama	SD	Ortalama	SD	Ortalama	SD	Ortalama	SD
1	5	70,3	3,5	91,3	2,0	96,0	1,1	97,6	0,8
2	5	67,2	3,1	90,1	2,3	96,9	0,9	98,6	0,5
3	5	76,6	0,8	94,9	1,6	98,4	0,6	99,2	0,4
4	7,5	85,2	1,8	95,1	0,4	98,3	0,2	99,6	0,3
5	7,5	62,1	3,8	86,9	3,3	97,5	1,4	99,1	0,2
6	10	84,3	2,2	95,5	1,5	98,8	0,9	99,4	0,5
7	10	70,6	14,7	95,1	4,3	99,2	0,7	99,9	0,2
8	10	55,0	2,5	87,1	1,2	96,5	0,3	98,3	0,2
9	12,5	75,3	2,5	87,4	1,1	97,0	0,9	98,2	0,4
10	12,5	50,9	3,5	79,6	3,2	93,7	2,9	96,1	1,8
11	12,5	49,6	4,2	78,7	2,2	91,7	2,5	94,8	1,9
12	15	79,7	1,7	88,5	1,1	95,2	0,8	98,5	0,5
13	15	72,6	2,0	81,1	1,6	83,3	0,8	90,7	0,5
14	15	61,0	3,7	78,9	1,5	88,5	0,4	96,1	0,2
15	15	88,0	2,0	96,8	0,4	99,3	0,2	99,9	0,1
16	15	77,9	1,7	88,3	0,8	92,4	0,4	96,4	0,1
17	20	69,3	2,7	89,8	0,9	95,8	0,4	98,5	0,2
18	20	72,2	1,8	81,7	0,7	88,9	0,4	92,1	0,2
19	20	65,2	3,9	87,9	1,2	92,2	0,5	95,9	0,4
20	25	83,7	2,1	95,5	0,7	99,3	0,2	99,8	0,1
21	25	53,3	3,3	75,9	2,2	95,1	1,5	99,2	0,6
22	25	56,5	4,1	71,8	3,5	82,1	2,2	87,1	1,9
23	30	85,0	1,8	95,0	0,5	97,5	0,6	99,3	0,2
24	30	83,8	2,2	91,8	1,1	95,1	0,8	96,0	0,8
25	35	67,8	3,5	85,8	3,6	90,7	1,7	95,5	0,8
26	40	76,4	3,6	89,9	0,6	96,0	0,3	98,6	0,3
27	50	87,1	1,5	96,5	0,3	98,7	0,3	99,5	0,1

4.3. Extradin A16 İyon Odası Bulguları ile Film Bulgularının Karşılaştırması

Gamma analizinde 2 mm % 2 kriterini sağlayan ve iyon odası ölçümünde fark % 3,5 kriterini sağlayan bir ölçüm yoktur.

Gamma analizinde 3 mm % 3 kriterini % 95 oranında sağlayan ve iyon odası ölçümünde fark % 3,5 kriterini sağlayan 2 ölçüm yapılmıştır. Bunlar 4 ve 7 nolu ölçümlerdir. Gamma analizinde 3 mm % 3 kriterini % 95 oranında sağlayan ve iyon

odası ölçümünde fark % 3,5 kriterini sağlamayan 5 ölçüm yapılmıştır. Bunlar 6, 15, 20, 23 ve 27 nolu ölçümlerdir. Gamma analizinde 3 mm % 3 kriterini % 95 oranında sağlamayan ancak iyon odası ölçümünde fark % 3,5 kriterini sağlayan 5 ölçüm yapılmıştır. Bunlar 5, 8, 9, 12 ve 25 nolu ölçümlerdir. Gamma analizinde 3 mm % 3 kriterini % 85 oranında sağlayan ve iyon odası ölçümünde fark % 3,5 kriterini sağlamayan 7 ölçüm yapılmıştır. Bunlar 4, 5, 7, 8, 9, 12, 25 nolu ölçümlerdir. Gamma analizinde 3 mm % 3 kriterini % 85 oranında sağlamayan ve iyon odası ölçümünde fark % 3,5 kriterini sağlamayan 7 ölçüm yapılmıştır. Bunlar 10, 11, 13, 14, 18, 21 ve 22 nolu ölçümlerdir.

Gamma analizinde 4 mm % 4 kriterini % 95 oranında sağlayan ve iyon odası ölçümünde fark % 3,5 kriterini sağlayan 6 ölçüm yapılmıştır. Bunlar 4, 5, 7, 8, 9 ve 12 nolu ölçümlerdir. Gamma analizinde 4 mm % 4 kriterini % 95 oranında sağlayan ve iyon odası ölçümünde fark % 3,5 kriterini sağlamayan 12 ölçüm yapılmıştır. Bunlar 1, 2, 3, 6, 15, 17, 20, 21, 23, 24, 26 ve 27 nolu ölçümlerdir. Gamma analizinde 4 mm % 4 kriterini % 95 oranında sağlamayan ancak iyon odası ölçümünde fark % 3,5 kriterini sağlayan 1 ölçüm yapılmıştır. Bu 25 nolu ölçümdür.

Gamma analizinde 5 mm % 5 kriterini sağlayan ve iyon odası ölçümünde fark % 3,5 kriterini sağlayan 6 ölçüm yapılmıştır. Bunlar 4, 5, 7, 8, 9 ve 25 nolu ölçümlerdir. Gamma analizinde 5 mm % 5 kriterini sağlayan ve iyon odası ölçümünde fark % 3,5 kriterini sağlamayan 16 ölçüm yapılmıştır. Bunlar 1, 2, 3, 6, 10, 14, 15, 16, 17, 19, 20, 21, 23, 24, 26 ve 27 nolu ölçümlerdir. Gamma analizinde 5 mm %5 kriterini %95 oranında sağlamayan 4 plan aynı zamanda iyon odası ölçümünde fark %3,5 kriterini de sağlamamıştır.

Tablo 4.9 İyon odası sonuçları ile film analizi sonuçları

#	Kolimatör (mm)	İyon Odası % FARK	2-2 Kriteri	3-3 Kriteri	4-4 Kriteri	5-5 Kriteri
			Ortalama	Ortalama	Ortalama	Ortalama
1	5	9,71	70,3	91,3	96,0	97,6
2	5	4,53	67,2	90,1	96,9	98,6
3	5	-5,81	76,6	94,9	98,4	99,2
4	7,5	-3,28	85,2	95,1	98,3	99,6
5	7,5	3,05	62,1	86,9	97,5	99,1
6	10	6,23	84,3	95,5	98,8	99,4
7	10	-1,06	70,6	95,1	99,2	99,9
8	10	-1,29	55,0	87,1	96,5	98,3
9	12,5	3,27	75,3	87,4	97,0	98,2
10	12,5	9,85	50,9	79,6	93,7	96,1
11	12,5	3,71	49,6	78,7	91,7	94,8
12	15	2,67	79,7	88,5	95,2	98,5
13	15	5,83	72,6	81,1	83,3	90,7
14	15	6,81	61,0	78,9	88,5	96,1
15	15	6,60	88,0	96,8	99,3	99,9
16	15	5,79	77,9	88,3	92,4	96,4
17	20	7,70	69,3	89,8	95,8	98,5
18	20	9,13	72,2	81,7	88,9	92,1
19	20	9,24	65,2	87,9	92,2	95,9
20	25	6,37	83,7	95,5	99,3	99,8
21	25	9,02	53,3	75,9	95,1	99,2
22	25	6,83	56,5	71,8	82,1	87,1
23	30	4,01	85,0	95,0	97,5	99,3
24	30	5,86	83,8	91,8	95,1	96,0
25	35	1,10	67,8	85,8	90,7	95,5
26	40	6,67	76,4	89,9	96,0	98,6
27	50	4,95	87,1	96,5	98,7	99,5

5. TARTIŞMA

5.1. Extradin İyon Odası Bulguları

Nokta doz ölçümü, YART uygulamalarının kalite kontrol ölçümlerinde genellikle kullanılan bir yöntemdir. Hassasiyeti uygulama kolaylığı ve maliyetinin diğer dozimetrik sistemlere göre uygun olması en önemli tercih sebeplerindendir.

Lluis ve arkadaşlarının (15) YART uygulamaları için, yüksek doz gradyenti olan bölgelerde yaptıkları çalışmada 0,6 cc, 0,125 cc ve 0,015 cc hacimli iyon odaları kullanılarak alınan ölçümlerin sonucunda küçük hacimli iyon odalarının nokta doz ölçümleri için daha uygun olduğu belirtilmektedir. Büyük hacimli iyon odalarının 10x10 cm boyutlu alanlardan daha küçük boyutlu alanlarda uygun olmadığı sonucuna varmışlardır. Bu tez kapsamında da CyberKnife® radyocerrahi tedavisinin hasta planlaması kalite kontrolü için 0,007 cc hacimli iyon odası ile nokta doz ölçümleri yapılmıştır.

Literatürde CyberKnife® cihazında nokta doz ölçüm tekniğiyle yapılan hastaya özel bir kalite kontrol çalışması bulunamamıştır. Ancak bu tarz çalışmalara YART uygulamalarında rastlanmaktadır. Extradin A16 iyon odası ile yapılan ardışık 3 ölçümün sonuçları genelde birbiriyle uyumludur. Kendi aralarında uyumsuz olan ölçümlerin iyon odasını fantom yuvasına yerleştirirken oluşan hatalardan kaynaklandığı düşünülmektedir.

YART uygulamalarında olduğu gibi doz gradyentinin çok fazla bir şekilde değiştiği durumlarda nokta doz ölçümü yapılması bazı sıkıntıları da beraberinde getirmektedir. YART uygulamalarındaki yüksek doz gradyenti sonucu oluşan ölçüm yanlışlıklarının giderilememesi nedeniyle bazı kabul kriterleri geliştirilmiştir. Günümüzde en yaygın uygulama gamma indeksi kriteridir. Ancak gamma indeksi kriteri iki boyutlu ölçümlerde kullanılmaktadır. Literatürde YART uygulamaları için nokta doz ölçümlerinin doğruluk kriteri % 3,5'in altında olarak önerilmektedir (16).

Lei ve arkadaşları (15) YART uygulamalarında 751 hastadaki spesifik nokta doz ölçümü çalışmasında % 3,5 kriteri ile % 97 oranında bir sonuç almışlardır. Bizim çalışmamızda ise bu oran % 26 olarak bulunmuştur ve literatür çalışmalarıyla uyumluluk göstermemektedir. Bunun temel nedeni CyberKnife® tedavisinde ışınların

bir izomerkez noktasında çakışmaması ve iyon odasının efektif ölçüm noktasının ışının merkezinden uzakta olabilmesi öncelikli olarak düşünülmektedir.

Plaude ve arkadaşları (17) statik alanların yarıgölge bölgesinde ve yoğunluk ayarlı alanlarda dozimetrik ölçümler yapmışlardır. Yüksek doz gradyentlerinin olduğu bu alanlarda yapılan ölçümlerde iyon odalarının % 8'den fazla ölçtüğünü bulmuşlardır. Kavite teorisinde de açıklandığı gibi ortama bir ölçüm düzeneği girdiğinde bu düzenek ortamın homojenitesini bozmaktadır. Bu homojenite bozukluğu yapılan ölçümü olumsuz etkilemektedir. Stasi ve arkadaşları (18) küçük alanlardaki doz ölçümlerinde olası ölçüm hatalarından birisini lateral elektronik dengesizliğine bağlamaktadırlar. Yüklü parçacık dengesinin sağlanamaması yapılan dozimetrik ölçümlerin sonuçlarındaki yanlışlığın bir diğer nedenidir. Ortama giren yüklü parçacıklar ortamdan çıkan yüklü parçacıklara eşit olmadığı durumlarda ölçüm sonucunun doğruluğu garanti edilememektedir. Küçük alanların dozimetrisinde lateral elektronik dengenin olmaması ve kullanılan dozimetrik sistemin boyutunun alan boyutuna göre büyük olmasından dolayı ciddi boyutlara varan belirsizlikler ortaya çıkabilir (19). Martens ve arkadaşları (20) küçük alan dozimetresinde kullanılan pinpoint iyon odasını diamond dedektör ile karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada 5×5 cm alan ve 1.5 cm derinlik için pinpoint iyon odasının penumbra değerini 0,8 mm daha geniş bulmuşlardır. Bunun nedeni olarak pinpoint iyon odasının doku eşdeğeri olmaması ve hacim ortalaması alması olarak ifade etmişlerdir. Pinpoint iyon odasının orta elektrodunun çelik olmasından dolayı özellikle düşük enerjili fotonların dozimetresinde normalden yüksek cevap verdiği bilinmektedir (19). Çalışmada pinpoint iyon odasının benzeri Standard Imaging firmasının üretimi Extradin A16 kullanılmıştır. Ancak bu iyon odasının da orta elektrodu çelik bir telden üretilmiştir. CyberKnife® tedavi uygulamalarında set up'tan kaynaklanan dozimetrik ölçüm hataları ile ilgili bir çalışma literatürde bulunmamaktadır. Set uplarda yatak koordinatları doğrusal yöndeki hatalarda 3 mm'nin altında açısall yöndeki hatalarda ise 0,5°'nin altında olacak şekilde ayarlanmıştır. Diğer bir deyişle robot doğrusal yönde 3 mm'nin altında açısall yönlerde ise 0,5°'nin altındaki hataları düzeltecektir. Tedavi robotunun bu düzeltmeleri tam olarak yapıp yapmadığı konusunda ölçüm sonuçlarının standart sapma değerlerinden bir yargıya varmak mümkün olmamakla beraber yapılan E2E

(End to End) testlerinde hatanın $0,7 \pm 1$ mm çıkması bir fikir verebilir. Bu bağlamda yapılan set uplarda E2E testlerinin sonuçları kadar bir hata da bulunmaktadır. Ancak bu set up hatalarının dozimetrik ölçüm sonuçlarına ne ölçüde yansıdığı hakkında bir bilgi verilememektedir. Çalışmamızda lineer hızlandırıcının doz kalibrasyonuna çok önem verilmiştir. Doz kalibrasyonu ölçüm alınacak her gün kontrol edilmiştir. Ortam koşullarının (sıcaklık, basınç, nem gibi) çok fazla değiştiği zamanlarda doz kalibrasyonunun kontrolü yeniden yapılmıştır. Doz kalibrasyonu hata payının % 0,5'in altında olmadığı durumlarda yeniden kalibrasyonu gidilmiş ve hata payı % 0,5'in altına çekilmiştir. Ölçümlerin doğruluğu için çok önemli olan bu durumu sıfırlayamadığımız için doz kalibrasyonundan da ölçüm sonuçlarını etkileyebilecek olumsuz şartlar oluşmaktadır. Tüm bu nedenlerden dolayı çalışmamızdaki ölçüm sonuçlarında büyük hatalar oluşmuştur.

Radyasyon dozimetrisinde küçük alan için uluslararası bir tanım yoktur. Genellikle 3x3 cm ve altı alanlar küçük alan kabul edilmektedir (21). Küçük alanlarla yapılan çalışmalarda dozimetrik ölçümlerdeki hata daha fazladır. Ancak bu çalışmada alan boyutunun azalmasıyla dozimetrik hatanın artması arasında bir ilişki kurulamamıştır ve nokta doz ölçümlerinin doğruluğunun alan boyutuna bağlı olup olmadığı gösterilememiştir.

Literatürde 3 MM kriteri ile ilgili bir çalışma bulunmamaktadır. 3 MM kriterini sağlayan ölçümler tüm ölçümlerin sadece % 41'ini oluşturmaktadır. Bu yüzden bu kriterin ölçümler için iyi bir sonuç verdiğini söylemek mümkün değildir. Bu kriterin sonuçlarının kötü çıkmasının nedeni ölçüm alınan noktaların genelde yüksek dozun olduğu yerlerde yapılmasıdır. Ölçüm noktalarının dozun daha düşük olduğu bölgelerde seçilmesi durumunda bu kriter için daha iyi sonuçlar alınabileceği düşünülmektedir.

Literatürde 5 MM kriteri ile ilgili bir çalışma bulunmamaktadır. 5 MM kriterini sağlayan ölçümler tüm ölçümlerin sadece % 78'ini oluşturmaktadır. Bu kriterin sonuçları 3 MM kriterinden çok daha iyi çıkmıştır, fakat literatürde YART uygulamalarında başarı oranı % 90'ın üzerindedir. Bu yüzden bu kriterin de çok iyi sonuç verdiğini söylemek mümkün değildir. Ayrıca 5 MM'lik kriter için yaratılan

küre içindeki doz gradyentinin çok fazla olduğunu ve bu yüzden de hacim içindeki minimum ve maksimum doz farkının çok yüksek olduğunu söylemek gerekir.

5.2. Film Bulguları

Gafkromik filmler günümüzde hastaya özel kalite kontrollerde sıkça kullanılmaktadır. Literatürde gafkromik filmlerle dozimetrik kontroller yapılabildiğine dair birçok çalışma vardır. Bunlardan bazıları şunlardır:

S. Devic ve arkadaşları (22) 2005 yılında gafkromik film kullanılarak % 2 hata ile mutlak doz ölçümü yapılabileceğini ve E. E. Wilcox ve G. M. Daskalov (23) 2007 yılında da gafkromik film kullanarak % 2'nin altından hassasiyetle doz ölçümü yapılabileceğini belirtmişlerdir. Omar ve arkadaşları da (24) 2006 yılında EBT filmleri ile hastaya özel kalite kontrol yapılabileceği belirtmişlerdir. Cheung ve arkadaşlarının (25) yapmış oldukları çalışmada gafkromik filmlerin enerji bağımlılığının düşük olması ve yüksek çözünürlüğe sahip olmasından dolayı keskin doz değişimleri olan alanlarda dozimetrik olarak kullanılabileceği belirtilmiştir. Bu verilerden yararlanarak çalışmamızda EBT gafkromik filmleri kullandık.

Filmlerin analizi için geliştirilen gamma analizinin literatürde sıkça kullanımına rastlanmaktadır. Gamma analizi kriterleri ile ilgili standart bir uygulama yoktur. Klinikler kendi teknik ekipmanlarına ve tecrübelerine göre bu kriterleri belirlemektedir. YART uygulamalarında 3mm %3 kriteri yaygın olarak kullanılmaktadır (26). Childress ve arkadaşlarının (27) 858 hasta planı için yaptıkları gamma analizinde 3 mm % 5 kriterini % 80 oranıyla sağlamışlar ve bu olumsuz sonuçla ilgili daha detaylı bir çalışma yapılmasını önermişlerdir. Ayrıca çalışmada hastaya özel kalite kontrollerin mutlaka uygulanması gerektiği de belirtilmektedir. Çalışmamızda bu kriterin yanında çeşitli kriterleri de kullandık.

G Mardirossian ve arkadaşlarının (28) CyberKnife® cihazında 8 hastada yaptıkları çalışmada 3mm-%3 kriterinin sonuçlarını % 75 ile % 95,2 aralığında vermişlerdir. Yine bu çalışmada CyberKnife® planlarının hastaya özel kalite kontrollerinin yapılması tavsiye edilmektedir. Çalışmamızda 3mm-%3 kriterini %95 başarı ile sağlayan 7 ölçüm yapılmıştır. Bu kriteri sağlamayan 20 ölçüm yapılmıştır. Ancak bu kriteri sağlamayan en düşük ölçüm dahi % 71,8'in üzerinde bir başarıya sahiptir ve kriterin % 85'in üzerinde sağlandığı 20 ölçüm yapılmıştır. Çalışmamızın

sonuçları literatüre uygundur. Film analizinden ve ölçüm düzeneğinin set up hatalarından gelen belirsizlikler azaltılabilirse bu kriterin daha iyi sonuç vereceği düşünülmektedir.

Literatürde CyberKnife® cihazıyla 2mm-%2 kriteriyle yapılmış bir çalışmaya rastlanmamıştır. 2mm-%2 gamma kriterini % 95 oranında sağlayan bir ölçüm yapılamamıştır. Film analizinden ve ölçüm düzeneğinin set up hatalarından gelen belirsizlikler bu kriteri sağlayan bir ölçüm yapılamamasına neden olmaktadır. Literatürde YART uygulamalarında kullanılan bu kriter ile ilgili sonuçlar farklılık göstermektedir (29) (30).

Literatürde CyberKnife® cihazıyla 4mm-%4 kriteriyle yapılmış bir çalışmaya rastlanmamıştır. 4mm-%4 gamma kriterini % 95 oranında sağlayan 18 ölçüm yapılmıştır. Bu kriteri sağlamayan 9 ölçüm yapılmıştır. Bu ölçümlerin hepsi kriteri % 82,1'in üzerinde sağlamaktadır ve kriteri % 85'in üzerinde sağlayan 25 ölçüm yapılmıştır. Bu kriterin başarılı olduğunu ancak kriteri sağlamayan ölçümlerin gözden geçirilmesi gerektiği düşünülmektedir.

Literatürde CyberKnife® cihazıyla 5mm-%5 kriteriyle yapılmış bir çalışmaya rastlanmamıştır. 5mm-%5 kriterini % 95 oranında sağlayan 23 ölçüm yapılmıştır. Bu kriteri sağlamayan 4 ölçüm yapılmıştır. Bu ölçümlerin hepsi kriteri % 87,1'in üzerinde sağlamaktadır. Bu kriteri sağlamayan ölçümlerin tekrarlanması ve gerektiği takdirde planların yenilenmesinin uygun olduğu düşünülmektedir. Literatürde CyberKnife® cihazında bu kriter ile ilgili yapılmış bir çalışmaya rastlanmamıştır.

CyberKnife® planları ile ilgili hangi kriterin kullanılması gerektiğini söyleyen bir çalışmaya literatürde rastlanmamıştır. Özellikle yüksek doz gradyentine sahip planlamalarda küçük set up hataları dahi sonuçları olumsuz bir şekilde etkilemektedir. Başlangıçta 2mm-%2 kriterinin CyberKnife® tedavi planlamalarının film ile kontrolleri için uygun olduğu düşünülmüştür. Çünkü 1 mm'nin altında bir mekanik doğruluğa ve % 1'in altında bir doz kalibrasyonu hata payına sahip olan bir sistemde bu kriterin uygulanmasının doğru olacağını düşünülmüştür. Ancak yapılan ölçümler bu kriterin uygulanması durumunda sonuçların kötü çıkacağını göstermiştir. Bunun temel nedeni daha çok sistematik hatalar olduğu kanısındayız. Bu sistematik hatalar aşağıdaki paragrafta verilmiştir.

Özellikle doz gradyenti çok yüksek olan planlamalarda set up belirsizlikleri ölçüm sonuçlarını çok fazla etkilemektedir. YART uygulamalarında yapılan kontrollerde ışın film üzerine dik gelecek şekilde ayarlanmaktadır. CyberKnife® cihazı ile yapılan planlamaların kontrollerinde oblik alanlar ek bir hata kaynağı olmaktadır. Film üretimi ileri teknoloji ve özel teknikler gerektirmektedir. Film kalınlığının her yerinde aynı ve homojen olması gerekmektedir. Filmin herhangi bir yerindeki homojen olmayan bölgeler hatalara neden olabilmektedir. Kullanılan tarayıcısının doğru bir şekilde kalibre edilmesi, filmlerin tarayıcısının her zaman aynı yerine konulması gerekmektedir.

5.3. Extradin A16 İyon Odası Bulguları ile Film Bulgularının Karşılaştırılması

Literatürde CyberKnife cihazında hem iyon odası hem de film ile yapılan hastaya özel kalite kontrollerin birbiriyle karşılaştırılmasıyla ilgili bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Gamma analizinde 3 mm % 3 kriterini % 95 oranında sağlayan ve iyon odası ölçümünde fark % 3,5 kriterini sağlayan 4 ve 7 nolu ölçümler yapılmıştır. Bu planlamaların uygulanmasında herhangi bir olumsuzluk olmadığı düşünülmektedir.

Gamma analizinde 3 mm % 3 kriterini % 95 oranında sağlayan ve iyon odası ölçümünde fark % 3,5 kriterini sağlamayan 6, 15, 20, 23 ve 27 nolu ölçümler yapılmıştır. Bu planlamalar film sonuçlarının iyi çıkması nedeniyle uygulanabilir.

Gamma analizinde 4 mm % 4 kriterini % 95 oranında sağlayan ve iyon odası ölçümünde fark % 3,5 kriterini sağlayan 4, 5, 7, 8, 9 ve 12 nolu ölçümler yapılmıştır. Bu planların uygulanması mümkün olabilir.

Gamma analizinde 3 mm % 3 kriterini % 85 oranında sağlayan ve iyon odası ölçümünde fark % 3,5 kriterini sağlamayan 4, 5, 7, 8, 9, 12 ve 25 nolu ölçümler yapılmıştır. Bu planlamaların da uygulanması mümkün olabilir ancak film ölçümlerinin tekrarlanması ve daha iyi sonuçlar elde edilmesi daha doğru olacaktır.

Gamma analizinde 3 mm % 3 kriterini % 85 oranında sağlamayan ve iyon odası ölçümünde fark % 3,5 kriterini sağlamayan 10, 11, 13, 14, 18, 21 ve 22 nolu

ölçümler yapılmıştır. Bu planlamaların uygulanmasının sakıncalı olduğu ve ölçümlerin tekrarlanması gerektiği düşünülmektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Planlama doz kontrollerinde en fazla dikkat edilmesi gereken hususlar lineer hızlandırıcının doz kalibrasyonunun uygunluğu ve sistemin mekanik doğruluğunun yüksek olmasıdır. CyberKnife sisteminin doz kalibrasyonunu %1'in altında ve E2E testlerinin sonuçlarını 0,75 mm'nin altında tutmak daha hassas bir tedavi yapılmasını sağlamaktadır.

Nokta doz ölçümlerinde ölçüm noktasının iyi belirlenmesi gerekliliği bu çalışmanın en önemli sonuçlarından birisidir. Doz gradyentinin yüksek olduğu bölgelerde genellikle doz ölçümlerinde daha fazla hatalara rastlanmaktadır. Yapılan planlamalarda en homojen bölgelerin bulunması ve ölçümün bu bölgelerde yapılması sonuçların daha iyi çıkmasını sağlayacaktır.

İyon odasını hedef dokunun merkezine koymak suretiyle yapılacak izomerkezli planlamalar her ışının merkezi eksenlerinin ölçüm elektroduna denk gelmesi ile daha doğru sonuçlar verecektir.

Set up hatalarından kaynaklanan ölçüm hatalarını elimine etmek için oluşturulan 3 MM ve 5 MM kriterleri bu çalışmaya bir yarar getirmemiştir. Ölçüm sonuçlarının hatalı çıkması ve 3 MM kriteri ile 5 MM kriterinin sonuçlarının da iyi çıkmaması nedeniyle hata kaynağının set up hatalarından kaynaklandığını söylemek mümkün değildir.

Bu çalışmada gafkromik EBT filmlerin CyberKnife® planlarının kalite kontrollerinde kullanılabilirliğinin uygun olduğu görülmüştür. Özellikle 2 boyutlu ve 3 boyutlu doz haritası karşılaştırılması istenen durumlarda bu filmlerin kullanılması tavsiye edilir.

Bu filmlerin değerlendirilmesinde literatürde de önerilen 3 mm % 3 kriterinin kullanımı CyberKnife® planlamalarının kalite kontrollerinin analizi için uygundur. Sistemik hataların haricinde set up, film taraması ve analizinden gelebilecek hataların azaltılması sonuçların daha iyi çıkmasını sağlayacaktır.

Bu çalışmada iyon odası kullanılarak hazırlanan ölçüm düzeneği film ölçüm düzeneğine göre çok daha basit ve hızlı bir uygulamadır. Özellikle izosentrik planlamalar için iyon odası ile kontrollerin yapılması yoğun çalışan klinikler için

zamandan kazanç sağlayabilir. Ancak izosentrik olmayan planlamalar için film ile kontrollerin yapılması daha doğru sonuçlar verecektir.

Yapılan bu çalışmada MultiPlan planlama istasyonunun doz hesaplama algoritması olan Ray Tracing algoritmasının doz hesaplamasını doğru olarak yapıp yapmadığı ve Ray Tracing algoritmasının doz hesaplamasında ne kadar hata yaptığı gösterilememiştir.

7. KAYNAKLAR

1. Halperin, Edward C.; Perez, Carlos A.; Brady, Luther W (2008). Perez and Brady's Principles and Practice of Radiation Oncology, 5th Edition. Lippincott Williams & Wilkins
2. F. M. Khan (2010). The Physics of Radiation Therapy (4.bs.) Lippincott Williams & Wilkins. S.45
3. Luxton G, Zbigniew P, Jozsef G, et al. Stereotactic radiosurgery : principle and comprasion of treatment methods, Neurosurgery. 1993;32:241
4. CK-028096A-TRK. CyberKnife® Tedavi Uygulama Klavuzu
5. Frank Herbert Attix (1986). Introduction to radiological physics and radiation dosimetry, Wiley-Interscience publication
6. Podgorsak, E.B. (2005). Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Vienna, Austria: IAEA
7. Standard Imaging Stereotactic Dose Verification Phantom REF91250, User Manual, 2006
8. Standard Imaging Extradin Ion Chambers – Thimble Ionization Chambers, User Manual, 2006)
9. Ionizing Radiation Detector Catalog 2009/2010 - PTW-Freiburg - #11
10. Sankar, A., Komanduri, M., Nehru, R., Kurup, G., Murali, V., Enke, C. Ve digerleri. (2006). Comparison of Kodak EDR2 and Gafchromic EBT film for intensity modulated radiation therapy dose distribution verification. Medical Dosimetry, 31(4), 273-282
11. Bilge, H., Çakır, A., Okutan, M., Acar, H. (2008). Surface dose measurements with Gafchromic EBT film for 6 and 18 MV photon beams. Physica Medica, 1-4
12. Martisikova, M., Ackermann, B., Klemm, S., Jakel, O. (2008). Use of Gafchromic EBT films in heavy ion therapy. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, A 591, 171- 73
13. Perfection V700 information sheet.
http://www.epson.com/cmc_upload/0/000/142/237/V700_V750_InfoSheetR1.pdf
14. <http://www.mathworks.com/products/matlab/>

15. Lluís Escude, Dolors Linero, Meritxell Molla, Raymond Miralbell. Quality Assurance for Radiotherapy in Prostate Cancer: Point Dose Measurements in Intensity Modulated Fields with Large Dose Gradients. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. 66, No. 4, Supplement, pp. S136–S140, 2006
16. Lei Dong, John Antolak, Mohammad Salehpour, Kenneth Forster, Laura O'Neill, Robin Kendall, Isaac Rosen. Patient-Specific Point Dose Measurement for IMRT Monitor Unit Verification. Department of Radiation Physics, The University of Texas M. D. Anderson Cancer Center, Houston, TX. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. 56, No. 3
17. S. Plaude, S. Popov, A. Miller, Y. Dekhtyar. Dosimetric Properties of Detectors for Quality Control of Intensity Modulated Radiotherapy. 14th Nordic-Baltic Conference on Biomedical Engineering and Medical Physics IFMBE Proceedings, 2008, Volume 20, Part 9, 578-581, DOI: 10.1007/978-3-540-69367-3_154
18. Stasi M, Biaiotto B, Barboni G, et al. The behaviour of several microionization chambers in small intensity modulated radiotherapy fields. *Med Phys* 2004;31:2792–2795.
19. Yolcu, T. (2010). CyberKnife® Robotik Radyocerrahi Cihazında Kullanılan Küçük Alanların Dozimetresinin Farklı Sistemler Kullanılarak İncelenmesi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara
20. C. Martens, C. De Wagter ve W. De Neve (2000). The value of the PinPoint ion chamber for characterization of small field segments used in intensity-modulated radiotherapy, *Phys. Med. Biol.* 45, 2519-2530
21. Indra J. Das, George X. Ding ve Anders Ahnesjö (2008). Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry, *Med. Phys.* 35 (1), 206-215
22. S. Devic, J. Seuntjens, E. Sham, E. B. Podgorsak, C. R. Schmidlein, A. S. Kirov ve C. G. Soares (2005). Precise radichromic film dosimetry using a flat-bed document scanner, *Medical Physics*, 32(7), 2245-2253
23. E. E. Wilcox ve G. M. Daskalov (2007). Evaluation of GAFCHROMIC® EBT film for CyberKnife® dosimetry, *Medical Physics*, 34(6), 1967-1974
24. Omar A. Zeidana, Stacy Ann L. Stephenson, Patrick A. Kupelian, and Katja M. Langen (2006). Characterization and use of EBT radiochromic film for IMRT

dose verification. American Association of Physicists in Medicine. _DOI: 10.1118/1.2360012_Pubmed 17153386

25. Cheung, T., Butson, M.J., Yu, P.K.N. (2006). Measurement of high energy x-ray beam penumbra with Gafchromic EBT radiochromic film. *Med. Phys.*, 33(8), 2912.

26. Peter Winkler, Brigitte Zurl, Helmuth Guss, Peter Kindl and Georg Stuecklschweiger (2005). Performance analysis of a film dosimetric quality assurance procedure for IMRT with regard to the employment of quantitative evaluation methods. *Phys. Med. Biol.* 50 (2005) 643–654

27. Childress NL, Allen White R, Bloch C, Salehpour M, Dong L, Rosen II. Retrospective analysis of 2D patient-specific IMRT verifications. *Med Phys* 2005;32:838–50.

28. G Mardirossian, M Mirzasadeghi, and M Muniruzzaman P Koltermann SU-GG-T-311: Implementing Patient Specific Plan QA for CyberKnife®: Comparison between Two Independent Systems.

29. Thomas SD, Mackenzie M, Field GC, Syme AM, Fallone BG (2005). Patient specific treatment verifications for helical tomotherapy treatment plans. *Med Phys.* 2005 Dec;32(12):3793-800.

30. Childress NL, White RA, Bloch C, Salehpour M, Dong L, Rosen II. Retrospective analysis of 2D patient-specific IMRT verifications. *Med Phys.* 2005 Apr;32(4):838-50.

8. EKLER

8.1. ICRU 19 ve 24 nolu Raporlarında Yapılan Bazı Tanımlamalar

Radyasyon ölçümlerinin yapılabilmesi için bazı fiziksel niceliklerin bilinmesi gereklidir. Uluslar Arası Radyasyon Birimleri Komisyonu'nun (ICRU) 19 ve 24 numaralı raporlarında bu nicelikler ile ilgili yapılan tanımlar verilmiştir.

AKI : Foton akısı birim kesit alandan geçen foton sayısıdır ve şu eşitlik ile verilir.

$$\phi = \frac{dN}{da} \quad (8.1)$$

Enerji akısı ise birim kesit alandan geçen foton enerjisi olarak tanımlanır ve aşağıdaki eşitlik ile verilir.

$$\psi = \frac{dN}{da} h\nu = \phi h\nu \quad (8.2)$$

KERMA : Birim kütleye aktarılan kinetik enerji olarak tanımlanır.

$$K = \frac{d\bar{E}_{tr}}{dm} \quad (8.3)$$

KERMA aynı zamanda enerji akısı, Ψ ile enerji transfer katsayısının, çarpımına eşittir.

$$K = \psi \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) \quad (8.4)$$

Enerji akısı eşitliğini (8.1) yukarıdaki denklemde yerine koyarsak

$$K = \phi(h\nu) \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) \quad (8.5)$$

KERMA, çarpışma ile aktarılan enerji ve ışıma ile kaybedilen enerji bileşenlerinden oluşur. Dolayısıyla;

$$K = K_{col} + K_{rad} = \left(\frac{\mu_{ab}}{\mu_{tr}} \right) K + \left(1 - \frac{\mu_{ab}}{\mu_{tr}} \right) K \quad (8.6)$$

Çarpışma ile aktarılan enerji fotonlar tarafından birim kütlede bulunan elektronlara aktarılan enerji olduğundan aynı zamanda iyonizan radyasyon tarafından kaybedilen enerjidir ve aşağıdaki eşitlik ile verilir.

$$K_{col} = E_v \phi_v \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right) \quad (8.7)$$

Burada ortalama foton enerjisi, foton akısı ve / kütle enerji soğurma katsayısıdır.

Soğurulan Doz ve Poz : Soğurulan doz elektronlar tarafından birim kütlede depolanan enerjidir. Elektronik dengenin sağlandığı bir ortamda soğurulan doz şu denklemlerle verilir.

$$D_{ortam}^{YPD} = (K_{col})_{ortam} \quad (8.8)$$

Şayet ortam gaz ise elektronlar enerjilerini iyonizasyon ile kaybederler. Kuru havada bir iyon çifti oluşturmak için gerekli ortalama enerji W sabittir ve

$$\left(\frac{W}{e} \right)_{hava} = 33.97 \text{ JC}^{-1} \quad (8.9)$$

Poz, iyonizan radyasyon tarafından kuru havanın birim kütlesinde oluşturulan yüküdür.

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (8.10)$$

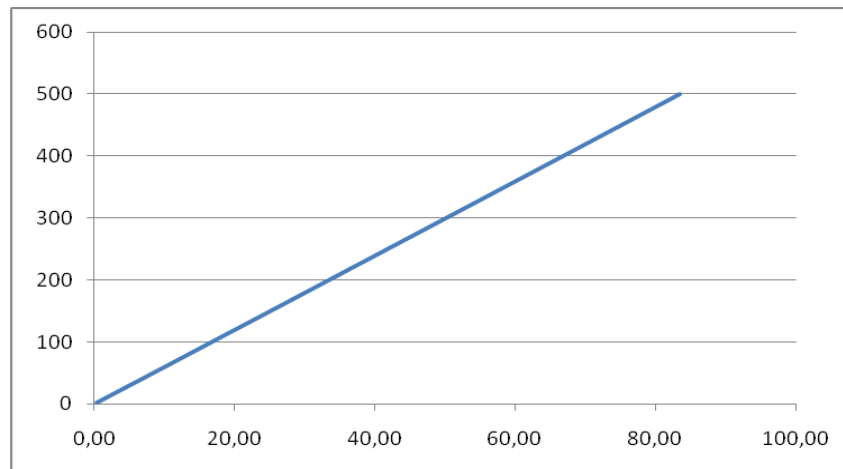
Elektronik dengenin sağlandığı durumda soğurulan doz ile poz arasında aşağıdaki eşitlik yazılabilir.

$$D_{hava}^{CPE} = (K_{col})_{hava} = X \left(\frac{W}{e} \right)_{hava} \quad (8.11)$$

8.2. Lineer Hızlandırıcı Lineerite Testi Sonuçları ve Grafiği

MU	Okuma #1 (nC)	Okuma #2 (nC)	Okuma #3 (nC)	Okuma Ort. (nC)
500	83,44	83,44	83,44	83,44
300	50,12	50,12	50,12	50,12
200	33,43	33,43	33,43	33,43
150	25,10	25,10	25,10	25,10
100	16,72	16,72	16,72	16,72
90	15,06	15,07	15,07	15,07
80	13,39	13,39	13,39	13,39
70	11,72	11,73	11,73	11,73
60	10,05	10,05	10,05	10,05
50	8,38	8,37	8,37	8,37
40	6,70	6,70	6,69	6,70
30	5,01	5,01	5,02	5,01
25	4,18	4,18	4,19	4,18
20	3,34	3,34	3,34	3,34
15	2,50	2,50	2,50	2,50
12	2,00	2,00	1,99	1,99
10	1,66	1,66	1,66	1,66
8	1,33	1,33	1,33	1,33
6	0,99	0,99	0,99	0,99
5	0,83	0,82	0,82	0,82
4	0,66	0,66	0,66	0,66
3	0,49	0,49	0,49	0,49
2	0,32	0,32	0,32	0,32

Tablo 8.1 Lineer hızlandırıcı lineerite testi sonuçları



Şekil 8.1 Lineer hızlandırıcı lineerite grafiği

8.3. CyberKnife ve Lineer Akseleratörün Demet Düzgünlüğü ve Simetrisi

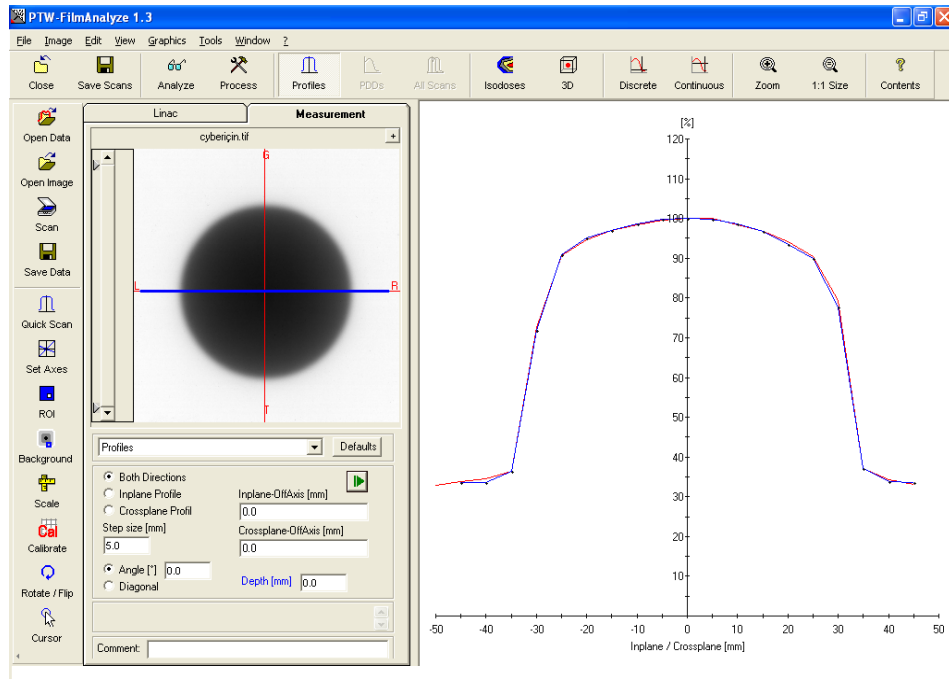
Demet düzgünlüğü, x ve y eksenleri boyunca alan genişliğinin %80'nin sınırladığı bölge içinde maksimum ve minimum doz değerleri olarak tanımlanır ve aşağıdaki bağıntı (8.12) kullanılarak hesaplanır.

$$F = \frac{D_{\max} - D_{\min}}{D_{\max} + D_{\min}} \quad (8.12)$$

Simetri merkezi eksenin sağ ve solundaki bölgede dozların homojenitesini gösterir. Alan içinde ve merkezi eksenenden eşit uzaklıktaki noktalarda ölçülen doz seviyelerinin oranından ölçülür. Aşağıdaki bağıntı (Formül 8.13) kullanılarak hesaplanır.

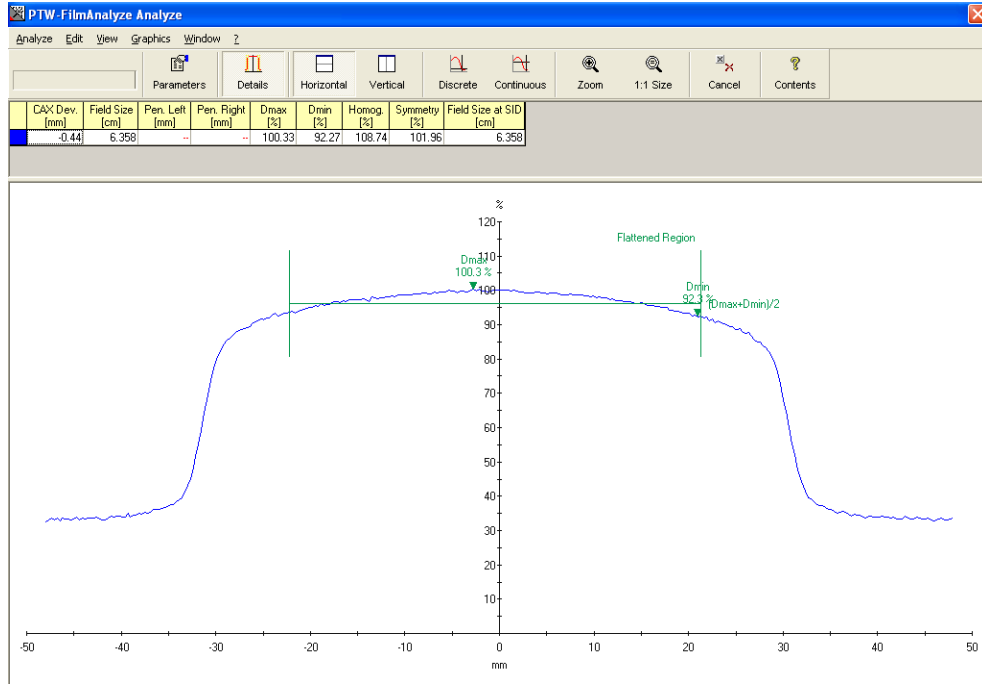
$$S = \frac{Alan_{sol} - Alan_{sağ}}{Alan_{sol} + Alan_{sağ}} \times 100 \quad (8.13)$$

Demet düzgünlüğü ve simetrisi CyberKnife cihazında 60mm büyüklüğünde kolimasyon kullanılarak incelenmiştir (Şekil 8.2).



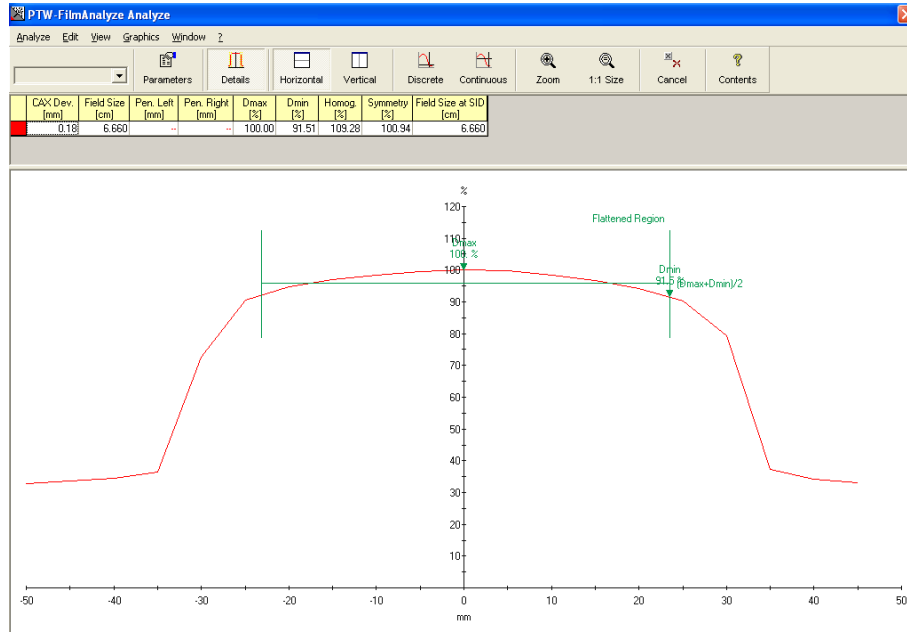
Şekil 8.2. G-T ve L-R yönlerindeki doz profilleri

Tarama sonuçları Mephysto MC² FilmAnalyze V1.3 programı kullanılarak G-T ve L-R yönlerinde analiz edilerek demet düzgünlüğü ve simetri sonuçları incelenmiştir.



Şekil 8.3. Sağ- sol yönündeki doz profili

Sağ sol (L-R) yönündeki doz profili analizine göre simetri %1,96 demet düzgünlüğü %8,74 olarak bulunmuştur (Şekil 8.3).



Şekil 8.4 G-T yönündeki doz profili

Elektron tabancası-hedef (G-T) yönündeki doz profili analizine göre simetri % 0,94 homojenite (demet düzgünlüğü) % 9,28 olarak bulunmuştur (Şekil 8.4).

Yapılan demet düzgünlüğü testinde görüldüğü gibi, CyberKnife cihazının G-T ve L-R yönlerinde yapılan profil taramalarında demet düzgünlüğü %8, %9 bulunmuştur. Merkezi eksenden alan kenarlarına doğru gidildikçe hızlı bir doz düşmesi olmaktadır.

8.4. Aksiyel Kesitlerin Koronal Düzleme Çevrilmesi

```
a=dicomread('c:\TEZZZ\Plan_Adi\Film\plan\phm_Plan_Adi_QA_Film_rtdose.dcm')
;
b=size(a);
for i=1:b(1)
z(1:b(2),1:b(4),1,i)=uint16(double(a(i,1,:)));
end
%k=flipud(fliplr(rot90(z)));
metadata=dicominfo('c:\TEZZZ\Plan_Adi\Film\plan\phm_Plan_Adi_QA_Film_rtdose.dcm');
dicomwrite(z,'c:\modi.dcm',metadata,'CreateMode','copy');%Pixel
Spacing','0.734375/0.734375');
%[c,h]=contour(k,10);
%clabel(c,h);
```