

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**TÜM BEDEN İŞINLAMALARINDA FARKLI TEDAVİ
PLANLAMA TEKNİKLERİNİN DOZİMETRİK OLARAK
KARŞILAŞTIRILMASI**

Mert Cananoğlu

**Radyoterapi Fiziği
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

ANKARA

2021

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**TÜM BEDEN İŞINLAMALARINDA FARKLI TEDAVİ
PLANLAMA TEKNİKLERİNİN DOZİMETRİK OLARAK
KARŞILAŞTIRILMASI**

Mert Cananoğlu

**Radyoterapi Fiziği
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Tez Danışmanı
Doç. Dr. Pervin Hürmüz**

ANKARA

2021

HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
TÜM BEDEN İŞINLAMALARINDA FARKLI TEDAVİ PLANLAMA
TEKNİKLERİNİN DOZİMETRİK OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI

Öğrenci: Mert Cananoğlu

Danışman: Doç. Dr. Pervin Hürmüz

Bu tez çalışması 08.02.2021 tarihinde jürimiz tarafından “Radyoterapi Fiziği Yüksek Lisans Programı”nda yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: *Prof. Dr. Mustafa Cengiz*

(Hacettepe Üniversitesi)

Tez Danışmanı: *Doç. Dr. Pervin Hürmüz*

(Hacettepe Üniversitesi)

Üye: *Doç. Dr. Gözde Yazıcı*

(Hacettepe Üniversitesi)

Üye: *Dr. Öğr. Üye Mete Yeğiner*

(Hacettepe Üniversitesi)

Üye: *Doç. Dr. Çağdaş Yavaş*

(Başkent Üniversitesi)

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun bulunmuştur.

Prof. Dr. Diclehan Orhan

Enstitü Müdürü

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kâğıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Yükseköğretim Kurulu tarafından yayınlanan “*Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge*” kapsamında tezim aşağıda belirtilen koşullar haricince YÖK Ulusal Tez Merkezi / H.Ü. Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

- Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 2 yıl ertelenmiştir. ⁽¹⁾
- Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren ... ay ertelenmiştir. ⁽²⁾
- Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir. ⁽³⁾

08/02/2021

Mert Cananoğlu

“*Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge*”

- (1) Madde 6. 1. Lisansüstü teze ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulu iki yıl süre ile tezin erişime açılmasının ertelenmesine karar verebilir.
- (2) Madde 6. 2. Yeni teknik, materyal ve metotların kullanıldığı, henüz makaleye dönüşmemiş veya patent gibi yöntemlerle korunmamış ve internetten paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç imkanı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile altı ayı aşmamak üzere tezin erişime açılması engellenebilir.
- (3) Madde 7. 1. Ulusal çıkarları veya güvenliği ilgilendiren, emniyet, istihbarat, savunma ve güvenlik, sağlık vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerle ilgili gizlilik kararı, tezin yapıldığı kurum tarafından verilir *. Kurum ve kuruluşlarla yapılan işbirliği protokolü çerçevesinde hazırlanan lisansüstü tezlere ilişkin gizlilik kararı ise, ilgili kurum ve kuruluşun önerisi ile enstitü veya fakültenin uygun görüşü üzerine üniversite yönetim kurulu tarafından verilir. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir.
Madde 7.2. Gizlilik kararı verilen tezler gizlilik süresince enstitü veya fakülte tarafından gizlilik kuralları çerçevesinde muhafaza edilir, gizlilik kararının kaldırılması halinde Tez Otomasyon Sistemine yüklenir

* Tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulu tarafından karar verilir.

ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında zgn olduğunu, Doç. Dr. Pervin Hürmüz danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığını beyan ederim.

Mert Cananoğlu

TEŞEKKÜR

Tezimin hazırlanması sürecinde her zaman yanımda olan ve desteklerini esirgemeyen danışman hocam Doç. Dr. Pervin Hürmüz'e,

Hacettepe Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Gökhan Özyiğit'e ve anabilim dalında görevli saygıdeğer hocalarım Prof. Dr. Fadıl Akyol'a, Prof. Dr. Murat Gürkaynak'a, Prof. Dr. Faruk Zorlu'ya, Prof. Dr. Ferah Yıldız'a, Prof. Dr. Mustafa Cengiz'e, Doç. Dr. Gözde Yazıcı'ya, Doç. Dr. Melis Gültekin'e ve Doç. Dr. Mete Yeğiner'e,

Yüksek lisans eğitimim boyunca klinik tecrübelerini benimle paylaşan Ali Doğan'a, Yağız Yedekçi'ye, Fatih Biltekin'e, Bülent Ünlü'ye, Hüseyin Kıvanç'a, Talip Yolcu'ya, Demet Yıldız'a, Okan Şar'a, Mehmet Çatak'a, Gözde İmran'a ve Nur Kodaloğlu'na,

Yüksek lisans eğitimim boyunca her zaman yanımda olan arkadaşım Ayşegül Aslan'a,

Bu çalışmayı destekleyen Hacettepe Üniversitesi BAP Koordinasyon Birimine,

Teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Cananoğlu, M. Tüm Beden Işınlamalarında Farklı Tedavi Planlama Tekniklerinin Dozimetrik Olarak Karşılaştırılması, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Radyoterapi Fiziği Programı Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2021.

Radyoterapide Tüm Beden Işınlaması (TBI)'nın amacı kemik iliği transplantasyonu öncesi hastanın bağışıklık sistemini baskılayarak kemik iliği nakline hazır hale getirmek ve antitümöral etki sağlamaktır. Bu süreçte hazırlık rejimi olarak kemoterapiye TBI eklenmesi tedavi başarısını artırmaktadır. Bu çalışmada standart bir lineer hızlandırıcı odasında uygulanabilecek üç farklı TBI tekniği Rando fantom üzerinde dozimetrik olarak karşılaştırılmıştır. Belirlenen teknikler Genişletilmiş Kaynak Yüzey Mesafesi (*Source to Surface Distance, SSD*) Alan-içi-Alan (I), Genişletilmiş SSD Hacimsel Ayarlı Ark Terapisi (*Volumetric Modulated Arc Therapy, VMAT*) (II) ve Standart SSD VMAT (III) teknikleridir. Bu üç tekniğin seçilmesindeki amaç, hasta bazlı doz modülasyon eklentilerinin kullanılmaması, böylelikle hata riskinin, iş yükünün ve setup zamanının azaltılmasıdır. Belirlenen teknikler için yüzde derin doz ve doz profili ölçümleri tedavi şartlarında alınmıştır. Tedavi planları oluşturulduktan sonra doz homojenitesi ve kritik organ dozları radyokromik filmler ve optik uyarmalı lüminesans dozimetri (OSLD) ile Rando fantom üzerinde doğrulanmıştır. Üç farklı teknikle hazırlanan planların tedavi dozu 12 Gy'dir. Teknik I ve II'de ortalama akciğer dozu 8.5 Gy; Teknik III'te ise 7 Gy'dir. Radyokromik filmler gama analizi (%5/5 mm) ile değerlendirilmiş ve Teknik I, II ve III için sırası ile %90, %87 ve %94 olarak bulunmuştur. OSLD'lerde ise ölçümler ile TPS hesaplamaları arasındaki fark değerlendirilmiştir. Teknik I ve II'de bu fark \pm %5; Teknik III'te ise \pm %3 olarak bulunmuştur. Sonuç olarak her üç tedavi planlama tekniği de klinikte uygulanabilecek seviyededir. Standart SSD VMAT tekniği akciğeri daha iyi koruyabilmektedir.

Anahtar Kelimeler: Tüm Beden Işınlaması, Radyoterapi, Dozimetri, Lenfoma

ABSTRACT

Cananoğlu, M. Dosimetric Comparison of Different Treatment Planning Techniques in Total Body Irradiation, Hacettepe University Graduate School of Health Sciences, Msc. Thesis in Radiotherapy Physics Program, Ankara, 2021. The purpose of Total Body Irradiation (TBI) in radiotherapy is to suppress the immune system of the patient by destroying bone marrow cells, prepare the host for bone marrow transplantation and enhance the antitumor effect. Addition of TBI to chemotherapy improves treatment outcomes by delivery of a homogeneous dose to the entire body. In this study, dosimetric comparison of three different TBI techniques which can be applied in a standard linear accelerator chamber is studied. Extended Source to Surface Distance (SSD) Field-in-Field (I), Extended SSD Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT) (II) and Standard SSD VMAT (III) techniques are chosen for this comparison. The purpose of selecting these three techniques is to avoid the use of patient specific dose modulation equipment thus avoiding the risk of error, further workload and increased setup time. Percent depth dose and dose profile measurements were taken under treatment conditions for each specified technique. After the treatment plans were generated, dose homogeneity and critical organ doses were confirmed on the Rando phantom with radiochromic films and optically stimulated luminescence dosimetry (OSLD). The treatment dose for the plans prepared with three different techniques was 12 Gy. Mean lung dose in the first two techniques were both 8.5 Gy; In technique III, it was 7 Gy. The gamma index (5%/5 mm) was used for the analysis of radiochromic films and the passing rates for the techniques I, II and III were found to be 90%, 87% and 94% respectively. OSLD results were within $\pm 5\%$ agreement between measurements and the calculations for the first two techniques. It was found to be within $\pm 3\%$ for technique III. In conclusion, all three techniques are feasible to be applied in clinic. The Standard SSD VMAT technique is better in sparing lung tissue.

Keywords: Total Body Irradiation, Radiotherapy, Dosimetry, Lymphoma

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xii
ŞEKİLLER	xiv
TABLolar	xvi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1 Radyoterapi	3
2.1.1. Modern Radyoterapi Uygulamaları	4
2.1.2. Hedef Tanımı	5
2.1.3. Tedavi Planlama	7
2.2. Doz Dağılımı ve Saçılım Analizi	9
2.2.1. Derin Doz Dağılımı	9
2.2.2. Yüzde Derin Doz	10
2.2.3. Doz Profili	11
2.2.4. Penumbra	11
2.3. Dozimetri	12
2.3.1. Gama Analizi	13
2.3.2. In-Vivo Dozimetri	13

2.4 Tüm Beden Işınlaması	14
2.4.1. Hedef Tanımı ve Risk Altındaki Organlar	15
2.4.2. Tedavi Dozu	15
2.4.3. Akut ve Geç Etkiler	17
2.4.4. Tüm Beden Işınlama Teknikleri	19
2.4.5. Yüzey Dozu	23
2.4.6. Tedavi Planlama	23
2.4.7. Tüm Beden Işınlama Dozimetrisi	24
2.4.8. In-Vivo Dozimetri	25
3. GEREÇ VE YÖNTEM	27
3.1. Araç ve Gereçler	27
3.1.1. Toshiba Aquilion Bilgisayarlı Tomografi Cihazı	27
3.1.2. Elekta Versa HD Lineer Hızlandırıcı	28
3.1.3. PTW 30010 0.6 cc Farmer Tipi Silindir İyon Odası	29
3.1.4. PTW 34001 0.35 cc Roos Tipi Paralel Plak İyon Odası	30
3.1.5. PTW Unidos Webline Elektrometre	32
3.1.6. Raystation Tedavi Planlama Sistemi	33
3.1.7. PTW RW3 Katı Su Fantomu	34
3.1.8. RSD Alderson Rando Fantom	35
3.1.9. Gafchromic EBT3 Film	36
3.1.10. Epson 10000XL Tarayıcı	37
3.1.11. PTW Mephysto mc ²	37
3.1.12. nanoDOT Optik Uyarmalı Lüminesans Dozimetri	38
3.1.13. MicroStar Okuyucu	39
3.2. Yöntem	40
3.2.1. Yüzde Derin Doz Ölçümleri	40

3.2.2. Doz Profili Ölçümleri	40
3.2.3. Gafchromic EBT3 Filmlerin Kalibrasyonu	41
3.2.4. OSLD Kalibrasyonu	41
3.2.5. TBI Planlarının Oluşturulması	42
3.2.6. Rando Fantomun Hazırlanması	43
3.2.7. Rando Fantomun Işınlanması	44
4. BULGULAR	45
4.1. Yüzde Derin Doz Değerleri	45
4.2. Doz Profilleri	49
4.3. Kullanılabilir Alan Genişliği	52
4.4. TBI Planları	53
4.4. Radyokromik Film Ölçüm Sonuçları	59
4.5. OSLD Ölçüm Sonuçları	62
5. TARTIŞMA	67
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	71
7. KAYNAKLAR	72
8. EKLER	
Ek 1: Tez Çalışması Orjinallik Raporu	
Ek 2: Gama Analizi Sonuçları	
Ek 3: OSLD Ölçüm Sonuçları	
9. ÖZGEÇMİŞ	

SİMGELER VE KISALTMALAR

3D CRT	3 Boyutlu Konformal Radyoterapi (3 Dimensional Radiation Therapy)
AAPM	American Association of Physicist in Medicine
AP/PA	Anteroposterior/ Posteroanterior
BT	Bilgisayarlı Tomografi
C	Coulomb
cc	Santimetreküp (Cubic Centimetres)
CTV	Klinik Hedef Hacim (Clinical Target Volume)
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DPI	Dots Per Inch
DVH	Doz Hacim Histogramı (Dose Volume Histogram)
f	Femto
FFF	Flattening Filter Free
fr	Fraksiyon
GTV	Görüntülenebilir Hedef Hacmi (Gross Tumor Volume)
Gy	Gray
hPa	Hectopascal
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements
IMRT	Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (Intensity Modulated Radiation Therapy)
KİT	Kemik İliği Transplantasyonu
kV	Kilovolt
kVp	Kilovoltage peak
mA	Miliamper
MeV	Mega elektronvolt

MLC	Çok Yapraklı Kolimatör (Multileaf Collimator)
MOSFET	Metal Oksit Yarı İletkenli Alan Etkili Transistör (Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor)
MRI	Manyetik Rezonans Görüntüleme (Magnetic Resonance Imaging)
MU	Monitor Unit
MV	Megavolt
OSLD	Optik Uyarmalı Lüminesans Dozimetri (Optically Stimulated Luminescence Dosimeter)
p	Piko
PDD	Yüzde Derin Doz (Percent Depth Dose)
PET	Pozitron Emisyon Tomografisi (Positron Emission Tomography)
PTV	Planlanan Hedef Hacmi (Planning Target Volume)
R	Röntgen
SCD	Kaynak İyon Odası Mesafesi (Source to Chamber Distance)
SSD	Kaynak Yüzey Mesafesi (Source to Surface Distance)
Sv	Sievert
TBI	Tüm Beden Işınlaması (Total Body Irradiation)
TLD	Termolüminesans Dozimetri
TPS	Tedavi Planlama Sistemi (Treatment Planning System)
VMAT	Hacimsel Ayarlı Ark Terapisi (Volumetric Modulated Arc Therapy)
XVI	X-ışını Hacim Görüntüleme (X-ray Volume Imaging)
μ	Mikro

ŞEKİLLER

Şekil		Sayfa
2.1.	Radyoterapi uygulamalarında hedef tanımları.	6
2.2.	Örnek DVH görüntüsü.	7
2.3.	Soğurulan doz ile sudaki derinlik arasındaki ilişki.	9
2.4.	Farklı enerjilerin sudaki derinliğe bağlı Yüzde Derin Doz değişimi.	10
2.5.	Farklı TBI teknikleri.	20
2.6.	Genişletilmiş SSD VMAT tekniği.	22
2.7.	Farklı TBI konumlarında TLD yerleştirilen bölgeler.	26
3.1.	Toshiba Aquilion bilgisayarlı tomografi cihazı.	27
3.2.	Elekta Versa HD lineer hızlandırıcı.	28
3.3.	PTW 30010 0.6 cc Farmer tipi silindir iyon odası.	31
3.4.	PTW 34001 0.35 cc Roos tipi paralel plak iyon odası.	31
3.5.	PTW Unidos Webline elektrometre.	32
3.6.	Raystation tedavi planlama sisteminden alınan planlama görüntüsü.	33
3.7.	PTW RW3 katı su fantomu.	34
3.8.	ART Alderson Rando fantom.	35
3.9.	Epson 10000XL tarayıcı.	37
3.10.	NanoDOT Optik Uyarmalı Lüminesans Dozimetri	38
3.11.	MicroStar okuyucu.	39
4.1.	100 cm SSD'de Yüzde Derin Doz.	45
4.2.	180 cm SSD'de Yüzde Derin Doz.	46
4.3.	350 cm SSD'de Yüzde Derin Doz.	46
4.4.	Farklı SSD'lerde ölçülen Yüzde Derin Doz değerlerinin karşılaştırılması.	47
4.5.	Konvansiyonel şartlardan elde edilen ve Mayneord F faktörü ile hesaplanan PDD değerleri ile Ölçülen PDD değerlerinin karşılaştırılması.	48
4.6.	100 cm SCD'de Doz Profili.	49
4.7.	180 cm SCD'de Doz Profili.	50
4.8.	350 cm SCD'de Doz Profili.	50

4.9.	Farklı SCD'lerde Ölçülen Doz Profillerinin Karşılaştırılması	51
4.10.	350 cm SSD'de açılan ışık ve tedavi alanlarının şematik gösterimi.	52
4.11.	Genişletilmiş SSD Alan-içi-Alan tekniği ile elde edilen TBI planının çizgi doz verisi.	54
4.12.	Genişletilmiş SSD VMAT tekniği ile elde edilen TBI planının çizgi doz verisi.	55
4.13.	Standart SSD VMAT tekniği ile elde edilen TBI planının çizgi doz verisi.	55
4.14.	TBI Planlarının Çizgi Doz Verilerinin Karşılaştırılması	56
4.15.	Tedavi planlarının akciğer kesitleri	57
4.16.	Standart SSD VMAT tekniğindeki alan kesişim bölgeleri.	58
4.17.	1. Kutu radyokromik filmlerin kalibrasyon eğrisi.	59
4.18.	2. Kutu radyokromik filmlerin kalibrasyon eğrisi.	59

TABLOLAR

Tablo	Sayfa
2.1. Yaygın kullanılan dozimetri sistemlerinin avantaj ve dezavantajları.	12
3.1. PTW 30010 0.6 cc Farmer tipi silindir iyon odasının teknik özellikleri.	29
3.2. PTW 34001 0.35 cc Roos tipi paralel plak iyon odasının teknik özellikleri.	30
3.3. Radyokromik film yerleştirilen Rando fantom kesitleri.	43
3.4. OSLD yerleştirilen Rando fantom kesitleri.	44
4.1. Tedavi planlarının PTV dozlarının Gy cinsinden karşılaştırılması.	53
4.2. Tedavi planlarının akciğer dozlarının Gy cinsinden karşılaştırılması.	54
4.3. Genişletilmiş SSD Alan-içi-Alan tekniği ile ışınlanan Rando fantoma yerleştirilen radyokromik filmlerin gama analizi sonuçları.	60
4.4. Genişletilmiş SSD VMAT tekniği ile ışınlanan Rando fantoma yerleştirilen radyokromik filmlerin gama analizi sonuçları.	61
4.5. Standart SSD VMAT tekniği ile ışınlanan Rando fantoma yerleştirilen radyokromik filmlerin gama analizi sonuçları.	61
4.6. Genişletilmiş SSD Alan-içi-Alan tekniği ile ışınlanan Rando fantoma yerleştirilen OSLD'lerin sonuçları ile TPS verilerinin karşılaştırılması.	63
4.7. Genişletilmiş SSD VMAT tekniği ile ışınlanan Rando fantoma yerleştirilen OSLD'lerin sonuçları ile TPS verilerinin karşılaştırılması.	64
4.8. Standart SSD VMAT tekniği ile ışınlanan Rando fantoma yerleştirilen OSLD'lerin sonuçları ile TPS verilerinin karşılaştırılması.	65
4.9. Rando fantomun önüne ve arkasına yerleştirilen OSLD'lerin ölçüm sonuçları arasındaki yüzde fark.	66

1. GİRİŞ

Tüm Beden Işınlaması (TBI) hastanın tüm vücuduna homojen bir doz verilen özel bir radyoterapi tekniğidir. Tümör ve lokal yayılım bölgesi tedavi edilirken çevre dokuların mümkün olan en iyi şekilde korunduğu hedefe yönelik radyoterapinin aksine TBI’da hedef hacim hastanın tüm vücududur. Ancak modern uygulamalarda radyasyona bağlı akciğer hasarını önlemek amacıyla akciğer dozu, koruma blokları kullanılarak azaltılmaya çalışılır. Günümüzde TBI çoğunlukla günde 2 – 3 fraksiyonda 3 – 5 günde 12 – 15 Gy olarak uygulanmaktadır. (1, 2).

TBI lösemi, lenfoma, multipl miyelom, aplastik anemi ve miyelodisplastik sendrom gibi bazı hastalıklarda Kemik İliği Transplantasyonu (KİT) öncesinde hazırlık rejimi olarak kullanılmaktadır (1).

TBI ile ilgili ilk klinik tecrübeler geniş alan ışınlamaları yapılabilecek alt yapı ve teknik donanıma sahip sınırlı sayıdaki radyoterapi merkezlerinden elde edilmiş ve konvansiyonel radyoterapi cihazları kullanılmıştır. Tedavi hedefi aynı olsa da TBI uygulamalarında en önemli farklılık kullanılan tekniklerdir. Bu amaçla geliştirilen tekniklerden ‘*Bilateral TBI*’ ve ‘*Anteroposterior/Posteroanterior (AP/PA) TBI*’ en yaygın uygulanan yöntemlerdir. Bu tekniklerde hasta ve kaynak sabit tutulurken SSD genişletilir, böylelikle konvansiyonel ışın alanı da genişletilmiş olur ve hastanın bu alan içerisine sığması sağlanır (2). Hastanın boyuna ve pozisyonuna göre SSD’nin belirlendiği ve planlamaların tedavi cihazında yapıldığı için bu yöntemler sadece bu konuda uzman ekiplerin yer aldığı merkezlerde yapılabilmektedir ve oldukça zahmetlidir.

Uzun yıllardır kullanılan bu standart tekniklere ek olarak, son zamanlarda yoğunluk ayarlı radyoterapi kullanımının giderek artmasıyla birlikte konvansiyonel SSD ile tedaviye olanak sağlayan VMAT tekniği ve spiral tomoterapi cihazları ile TBI uygulanması gündeme gelmiş ve farklı çalışmalarda incelenmiştir. Sonuçta yeni tekniklerin genişletilmiş SSD’ye olan bağımlılığı ortadan kaldırırken doz dağılımının da daha hassas yapılabilmesine olanak sağladığı görülmüştür (2).

Bu çalışmada üç farklı TBI tekniği incelenmiştir. Bunlardan ilki standart bilateral TBI tekniğinin bir varyasyonu olarak nitelendirilebilecek '*Genişletilmiş SSD Alan-içi-Alan*' tekniğidir. Bu teknikte ana alanlara ek olarak ağırlığı azaltılmış ikinci alanlar kullanılmaktadır (3). Diğer iki teknik ise VMAT tabanlı uygulamalardır. Bunlardan ilki olan '*Genişletilmiş SSD VMAT*' tekniğinde yatak açısı 90° iken genişletilmiş SSD'de 100 – 110°'lik arklar kullanılarak supin ve pron pozisyonda optimizasyon yapılmaktadır (4, 5). Bir diğer VMAT uygulaması olan '*Standart SSD VMAT*' tekniğinde ise hasta konvansiyonel radyoterapi şartlarında konumlandırılarak baş-boyun, toraks, abdomen ve pelvise konumlandırılan izomerkezler ile tedavi planı oluşturulmaktadır. Hastanın bu bölgelerin dışında kalan alt bölümü ise AP/PA alanlar ile tedavi edilmektedir (6).

Çalışmamıza Genişletilmiş SSD Alan-içi-Alan, Standart SSD VMAT ve Genişletilmiş SSD VMAT tekniklerinin seçilmesindeki amaç bu tekniklerde hasta bazlı doz modülasyon eklentileri (kompansatör ve koruma blokları) kullanılmamasıdır. Bu tekniklerde akciğer dozunun azaltılması için koruma blokları; baş-boyun bölgesinde vücut konturundaki değişimden kaynaklı yüksek dozu engelleme amaçlı kompansatör kullanımı gerekmemektedir (3, 4, 6).

TBI gibi görece komplike uygulamalarda, tedavi alanının geniş olması, vücut konturundaki düzensizlikler ve heterojenitenin yüksek olması gibi parametrelere bağlı olarak doz homojenitesinin kontrol edilmesi gerekmektedir. Bu amaçla çalışmamızda tedavi planları antropomorfik Rando fantom ile teyit edilmiştir. Kritik organlardaki dozu ölçebilmek için Rando fantomun belirlenen kesitlerine radyokromik filmler; giriş ve çıkış dozlarını ölçebilmek için de optik uyarmalı lüminesans dozimetritlerler kullanılmıştır. Tedavi tekniğinin uygulanabilir kabul edilmesi için hesaplanan ve ölçülen değerler arasındaki farkın \pm %5 ve genel homojenitenin \pm %10 içerisinde olması birçok protokole göre kabul kriterleri arasında yer almaktadır (1, 7).

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Radyoterapi

Wilhelm Röntgen'in 1895 yılında x-ışınlarını; Marie ve Pierre Curie'nin ise 1898 yılında radyumu keşfi ile iyonlaştırıcı radyasyonun biyolojik etkileri fark edilmiş ve Freund ve Schiff tarafından tedavi amaçlı kullanılması önerilmiştir. 1896 yılında Chicago'da Grubbe tarafından x-ışınları kullanılarak ilk kanser tedavisi yapılmış böylece radyoterapinin temelleri atılmıştır (8).

Yirminci Yüzyılın başlarında düşük voltajlı (<150 kV) x-ışınları kullanılırken 1920'lerde 200 – 500 kV aralığındaki orthovoltage x-ışınları kullanılmaya başlanmıştır. Bu dönemlerde yüksek voltajlı x-ışınlarının hastaya daha fazla nüfuz edebildiği ve derin yerleşimli tümörleri tedavide daha başarılı olacağı gözlemlenmiştir. İkinci Dünya Savaşı'na kadar 1 MV ve üzeri voltaj (Megavoltage) elde etmek oldukça pahalı olduğundan yalnızca birkaç merkezde kullanılabiliştir. Bu cihazlar yaklaşık 10 metrelik x-ışını tüplerine ve 10-ton ağırlığa sahipti (1).

Nükleer reaktörlerin icadı ile 1950'lerde yapay radyoizotoplar üretilmeye başlanmıştır. Bu radyoizotoplar kullanılarak geliştirilen cihazlar Megavoltage seviyesine ulaşmayı kolaylaştırmıştır. Nispeten ucuz ve kullanımı kolay Kobalt-60 cihazlarıyla birlikte radyoterapi çok daha yaygın bir hale gelmiştir (1).

İlk tasarımları 1940'lara dayansa da Lineer Hızlandırıcılar (Lineer Akseleratör, Linak) 1980'lerde Kobalt-60 cihazlarının yerini almaya başlamıştır. Kobalt-60 cihazlarına kıyasla daha yüksek enerjilere çıkabilen linaklar radyoizotop kullanmadıklarından radyoaktif atık gibi problemleri de ortadan kaldırmıştır (1).

Radyoterapinin amacı tümör ve lokal yayılım bölgesine gerekli dozu verirken, çevredeki sağlıklı dokuları mümkün olan en iyi şekilde koruyarak tümörü tedavi etmek, yaşam kalitesini yükseltmek ve yaşam süresini uzatmaktır (2).

2.1.1. Modern Radyoterapi Uygulamaları

Hounsfield ve Cormack'ın 1971'de Bilgisayarlı Tomografi (BT)'yi icadı tümör ve normal dokuların 3 boyutlu olarak belirlenebilmesi ve bu görüntüler üzerinden yapılan tedavi planlarının doz dağılımlarının daha sağlıklı incelenebilmesini mümkün kılmıştır (1).

3 Boyutlu Konformal Radyoterapi

3 Boyutlu Konformal Radyoterapi (*3-Dimensional Conformal Radiation Therapy, 3DCRT*) tekniğinde birbirinden bağımsız ve otomatik hareket edebilen Çok Yapraklı Kolimatör (*Multileaf Collimator, MLC*)'ler kullanılarak radyasyon alanı istenen şekilde modüle edilir ve tümör bölgesinin reçetelendirilen dozu alması sağlanırken; etrafındaki sağlıklı dokular da mümkün olduğunca az doza maruz kalır (1).

3DCRT uygulamalarında Alan-içi-Alan tekniği kullanılarak doz dağılımı daha homojen hale getirilebilmektedir. Bu teknikte ana alanlardan elde edilen doz dağılımı, ağırlığı azaltılmış ikinci alanlar ile düzenlenerek yüksek doza maruz kalan doku hacmi azaltılabilir ve daha homojen bir doz dağılımı elde edilebilir (3).

Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (*Intensity Modulated Radiation Therapy, IMRT*) ışınlanan sağlıklı doku miktarını azaltmak için geliştirilmiş bir radyoterapi yöntemidir. Bunu sağlamak için tedavi sırasında MLC'ler hareket ettirilerek tedavi bölgesindeki radyasyon yoğunluğu tümör boyutuna ve şekline göre modüle edilir. 3DCRT'ye kıyasla en büyük avantajı içbükey doz dağılımı sağlayabilmesidir. Genel olarak 2 – 4 alan kullanılan 3DCRT'ye kıyasla 7 – 9 alan kullanılarak sağlıklı dokuların daha az doz alması sağlanabilir, böylece gerekli durumlarda tümörde daha yüksek dozlara çıkılması mümkün olur (1).

3DCRT vücudun birçok yerinde halen yaygın olarak kullanılmaktadır; IMRT ise, Merkezi Sinir Sistemi, Baş-Boyun, Akciğer, Prostat gibi toleransı düşük kritik yapıların etrafındaki tümörlerde avantajlıdır (1, 2).

Hacimsel Ayarlı Ark Terapisi

Hacimsel Ayarlı Ark Terapisi (*Volumetric Modulated Arc Therapy, VMAT*) IMRT'deki MLC hareketine ek olarak Gantri rotasyonu ile aynı zamanda hastanın ışınlandığı bir tekniktir. Bu teknikle belirli açılardan ışın girişi sağlamak yerine Gantri'nin çizdiği yay boyunca tedavi bölgesi ışınlanabilir. Gantri ve MLC hızı değiştirilerek tedavi bölgesinde oldukça konformal bir doz dağılımı elde edilmiş olur (1).

IMRT'ye kıyasla tedavi süresi daha kısadır. Risk altındaki organ dozları ise tümör bölgesine göre değişirken genellikle yakın sonuçlar elde edilir.

2.1.2. Hedef Tanımı

Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri Komitesi (*International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU*) 1978 yılında genel bir doz tanımlama sistemine ihtiyaç duyulduğunu belirtti ve aşağıdaki tanımlamaları yaparak tedavi hacmi konusunda uluslararası ortak bir dil oluşmasını sağladı (1) (Şekil 2.1).

Görüntülenebilir Tümör Hacmi

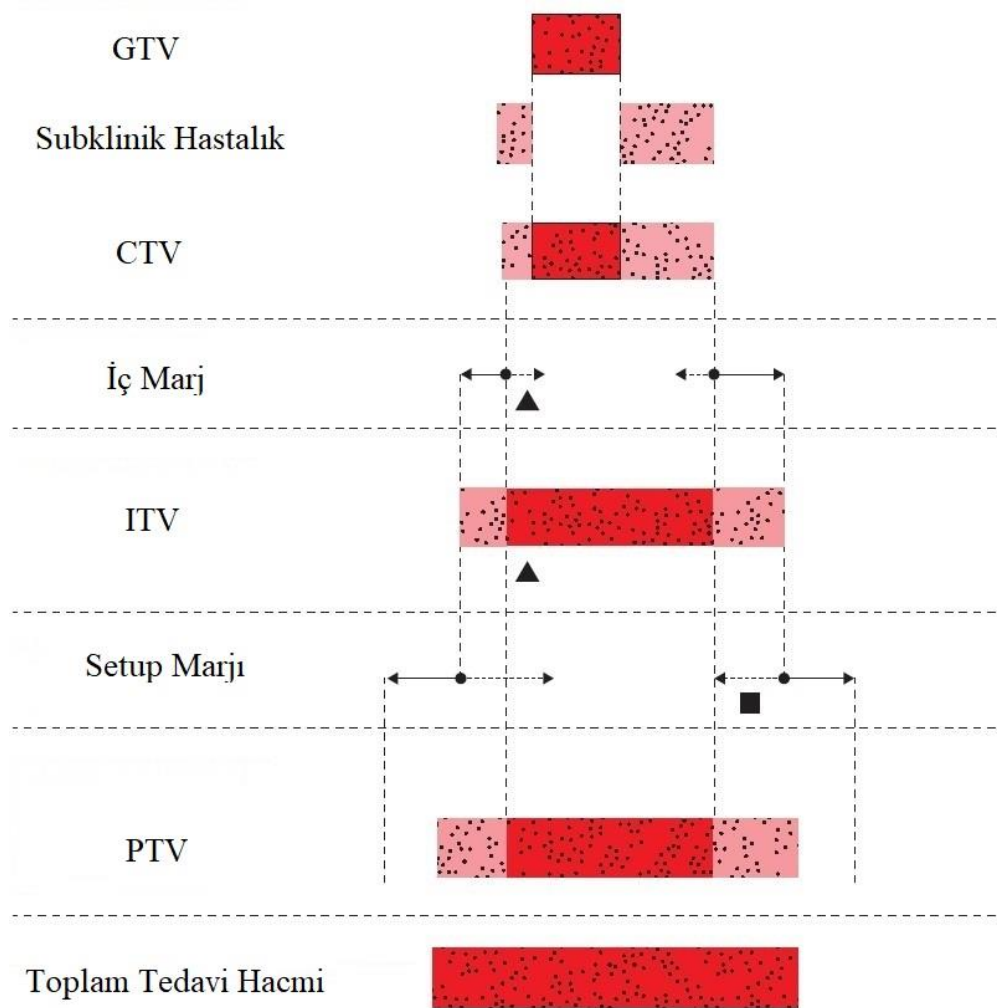
Görüntülenebilir Tümör Hacmi (*Gross Tumor Volume, GTV*) klinik muayene ile veya BT, MRI gibi görüntüleme yöntemleriyle gözlemlenebilen tümör hacmidir (1).

Klinik Hedef Hacmi

Klinik Hedef Hacmi (*Clinical Target Volume, CTV*) GTV'nin etrafında yer alan mikroskopik tümör hücrelerinin bulunma olasılığının yüksek olduğu hacimdir. CTV, tümörün gerçek yayılımını ve konumunu belirtir ve bu hacmin dışında tümör hücrelerinin olmadığı kabul edilir (1).

Planlanan Tedavi Hacmi

CTV hacmine fizyolojik hareketler, büyüklük, şekil ve konum değişikliklerini kompanse edecek bir “İç Marj” verilir. Buna ek olarak hasta hareketleri ve hasta konumlandırılmadaki belirsizlikleri de göz önünde bulundurarak bir “Setup Marjı” verilir. Bu iki marj tedavi bölgesi ve hacmine göre subjektif bir şekilde toplanır ve CTV hacmine eklenerek Planlanan Tedavi Hacmi (*Planning Target Volume, PTV*) oluşturulur (1).



Şekil 2.1. Radyoterapi uygulamalarında hedef tanımları (1).

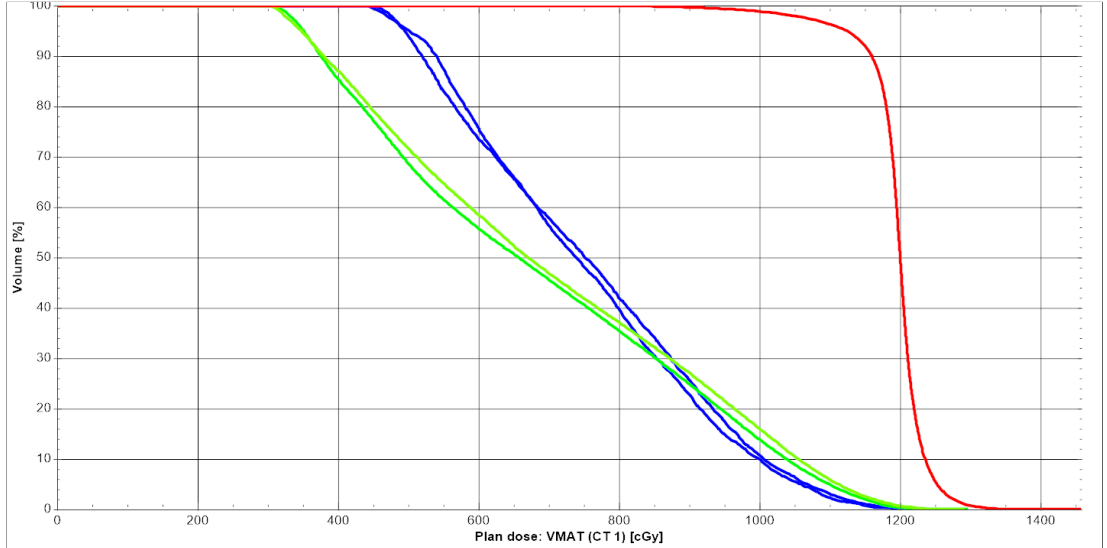
2.1.3. Tedavi Planlama

Radyoterapinin ilk zamanlarında tedavi planları 2 boyutlu görüntüler üzerine el ile yapılan hesaplamalar ile hazırlanırken, 1990'larda BT görüntülerinin yaygınlaşması, hesaplama algoritmalarının gelişmesi ve MLC kullanımı ile birlikte 3 boyutlu tedavi planlamaya geçilmiştir. Bu amaçla geliştirilen yazılımlara Tedavi Planlama Sistemi (TPS) adı verilmektedir.

Tedavi planlama için en yaygın kullanılan görüntüleme yöntemi BT'dir ancak MRI ve PET de bu amaçla kullanılabilir. Gerekli durumlarda bu görüntüleme tekniklerinin füzyonu gerçekleştirilerek hedef bölge ve kritik dokular daha hassas görülebilir (1).

Doz-Hacim Histogramı

Doz-Hacim Histogramı (*Dose-Volume Histogram, DVH*) tedavi planlarındaki hedef bölge ve kritik dokuların maruz kaldıkları radyasyon dozu ile hacimleri arasındaki ilişkiyi gösterir (1) (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. Örnek DVH görüntüsü.

*Kırmızı, yeşil ve mavi eğriler sırası ile PTV, akciğerler ve böbrekleri tanımlamaktadır.

İleri Yönlü Planlama

İleri yönlü planlamada kaç ışın demeti kullanılacağı, bu demetlerin giriş açıları, MLC konumları gibi parametreler kullanıcı tarafından belirlenir ve hesaplamalar bunun üzerinden yapılır. Doz dağılımı ve DVH bu işlemlerin sonrasında elde edilir. 3DCRT, ileri planlama tekniğinin yoğunlukla uygulandığı bir yöntemdir (1).

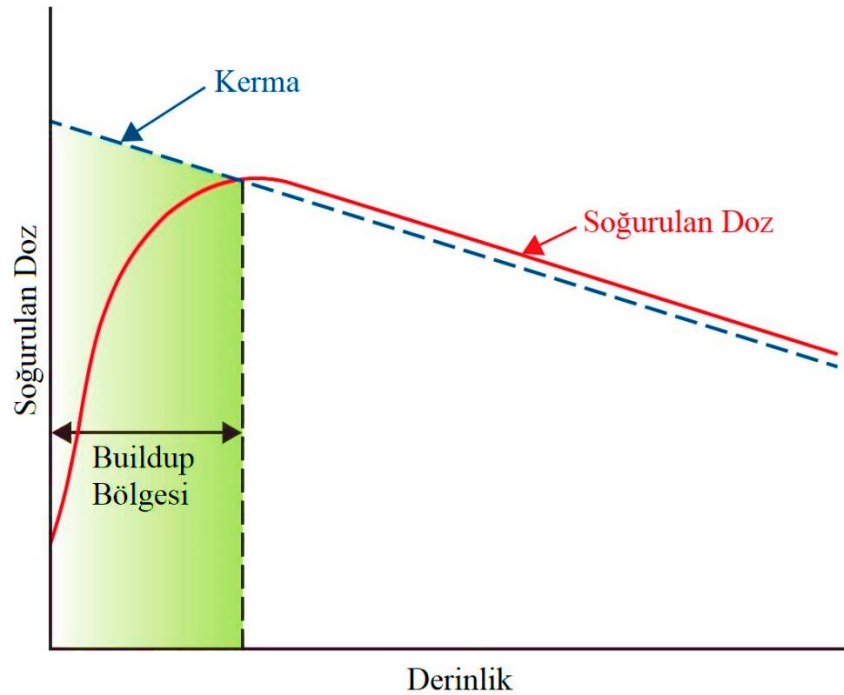
Ters Yönlü Planlama

Ters yönlü planlamada hedef hacmin alacağı en düşük ve en yüksek doz, kritik organların alacağı en yüksek doz veya belirli hacimlerinin alacağı en yüksek doz gibi kriterler tedavi planlama sistemine eklenir. Diğer bir deyişle hesaplamanın sonunda elde edilmek istenen DVH TPS'e tanıtılır ve TPS bu kriterleri olabilecek en iyi şekilde gerçekleştirmeye çalışır. IMRT ve VMAT ters planlama tekniğinin uygulandığı yöntemlerdir (1).

2.2. Doz Dağılımı ve Saçılım Analizi

2.2.1. Derin Doz Dağılımı

Bir ışın demeti hasta veya fantoma girdikten sonra soğurulan doz derinlikle değişir (Şekil 2.3). Bu değişim demet enerjisi, derinlik, alan genişliği, kaynağa olan uzaklık gibi etkenlere bağlıdır. Bu nedenle hasta tarafından soğurulan dozun ölçülebilmesi için bu parametrelerin doğru şekilde hesaplanması gerekmektedir. Doz hesaplamalarında en önemli aşama ışın demetinin merkez eksenini boyunca derin doz dağılımının ölçülmesidir. Bu amaçla önerilen farklı niceliklerden en önemlileri Yüzde Derin Doz, Doku Hava Oranı, Doku Fantom Oranı ve Doku Maksimum Oranı'dır. Bu nicelikler genellikle su fantomunda iyon odası kullanılarak elde edilir. Ölçümlerde suyun kullanılmasının en önemli sebepleri yumuşak doku ve kasların soğurma ve saçılım karakterine olan benzerliği ve tüm dünyada bulunabilen bir madde olmasıdır. İyon odasının kullanılmasının sebebi ise diğer dozimetri araçlarından daha keskin sonuç vermesi ve enerjiden bağımsız olmasıdır (1).



Şekil 2.3. Soğurulan doz ile sudaki derinlik arasındaki ilişki (1).

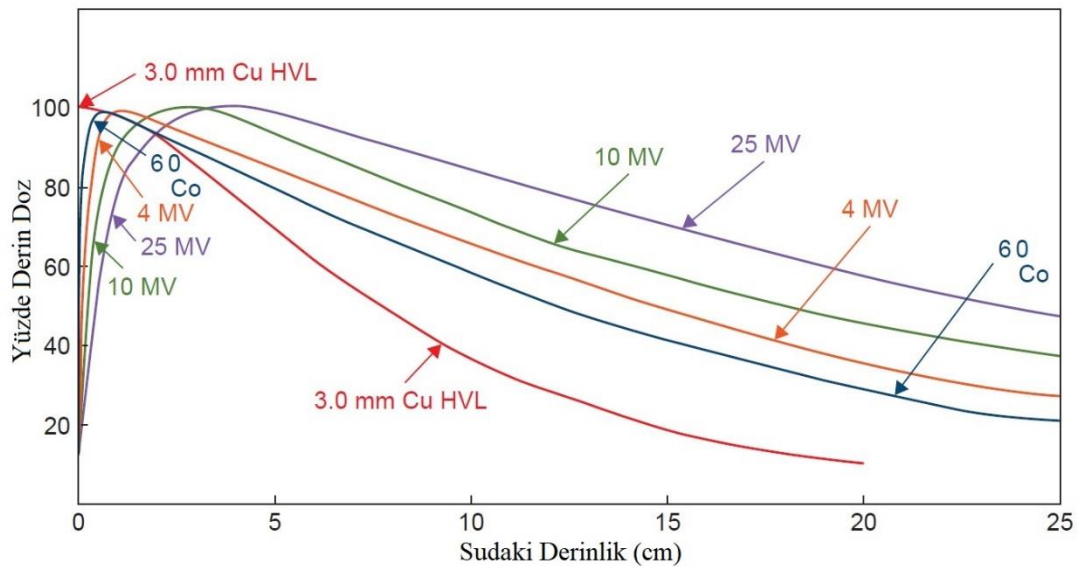
2.2.2. Yüzde Derin Doz

Yüzde Derin Doz (*Percent Depth Dose, PDD*) herhangi bir d derinliğindeki dozun d_0 referans derinliğindeki soğurulmuş doza oranı olarak tanımlanır. Günümüzde kullanılan yüksek enerjili x-ışınları için referans derinlik olarak maksimum dozun olduğu nokta alınır.

$$P = \frac{D_d}{D_{d_0}} \times 100 \quad (2.1)$$

PDD, derinlik arttıkça öncelikle maksimum doza ulaşır, ardından azalmaya başlar. Dozun yüzeyden maksimuma ulaştığı bölgeye '*buildup bölgesi*' denir (Şekil 2.3). Yüksek enerjili ışın demeti hastaya veya fantoma girerken yüzeyden yüksek enerjili elektronları koparır. Bu elektronlar durdurulana kadarki her etkileşimde enerjilerinin bir kısmını veya tamamını kaybederler. Durmaları için gereken mesafe de d_{maks} 'tir.

Buildup bölgesinin ilerisinde ışın demetinin enerjisi arttıkça giriciliği ve aynı derinlikte bıraktığı doz da artar. Buna bağlı olarak PDD de artar (1) (Şekil 2.4).



Şekil 2.4. Farklı enerjilerin sudaki derinliğe bağlı Yüzde Derin Doz değişimi (1).

Kaynak, klinikte kullanılan SSD (Ort. 100 cm)'ye kıyasla çok küçük olduğundan nokta kaynak olarak kabul edilir. Dolayısıyla böyle bir kaynağın boşluktaki doz hızı uzaklığın karesiyle ters orantılıdır. Ters Kare Kanunu'na göre doz şiddeti kaynaktan uzaklaştıkça azalırken; PDD, SSD'ye bağlı olarak artar. Bunun sebebi de PDD'nin rölatif bir değer olmasıdır (1).

2.2.3. Doz Profili

Doz profili kullanılabilir alan genişliğini belirlemek amacıyla ışının merkez eksenini dışında yapılan ölçümlerle belirlenir. Bu ölçümlerdeki amaç ışın alanındaki radyasyon dozunun sürekliliğinin kontrol edilmesi ve ışınlama şartlarında kullanılabilir alan genişliğinin belirlenmesidir. Ölçüm yapılacak derinlik maksimum dozdan daha derin olmalıdır, tavsiye edilen derinlik ise en az 10 cm'dir. Elde edilen veriler incelenerek doz homojenitesinin \pm %10 aralığında olduğu bölge kullanılabilir alan genişliği olarak tanımlanır (7, 9).

2.2.4. Penumbra

Doz profilinde, alan kenarlarındaki hızlı doz düşüşünün olduğu bölge penumbra olarak adlandırılır. En yaygın tanımı %80 izodoz eğrisi ile %20 izodoz eğrisi arasındaki mesafedir. Geometrik penumbra kaynak boyutu sebebiyle oluşur. ^{60}Co kaynaklarında önemlidir ancak MV seviyesindeki linaklarda çok düşük etkiye sahiptir. İletim (*Transmission*) penumbrası ise kolimatör ve MLC kenarlarındaki sızıntıdan kaynaklanan penumbradır. MLC kaynaklı iletim penumbrası kolimatöre kıyasla daha önemlidir. Saçılım penumbrası ise hedef içindeki x-ışını saçılımından kaynaklanan penumbradır. MV seviyesindeki linaklarda penumbranın en önemli sebebidir. Geometrik, iletim ve saçılım penumbralarının toplamı fiziksel (toplam) penumbrayı oluşturur. Fiziksel penumbra enerji, kaynak boyutu, SSD, Kaynak kolimatör mesafesi ve derinliğe bağlı olarak değişir (1, 10).

2.3. Dozimetri

Radyasyon dozimetrisi, iyonlaştırıcı radyasyon maruziyeti sonrası belirli bir ortamda biriken enerjinin doğrudan veya dolaylı olarak nicel bir biçimde ölçülmesidir. Dozimetri sistemleri kullanım alanlarına göre ikiye ayrılır. “Referans dozimetri”ler radyoterapide kullanılan ışınların kalibrasyonu için kullanılır ve en yaygın örneği iyon odalarıdır. “Rölatif dozimetri”ler ise daha çok doz dağılımlarının belirlenmesinde kullanılan filmler (radyografik, radyokromik), Termolüminesans Dozimetri (TLD) gibi sistemleridir (10).

En yaygın kullanılan dozimetri sistemleri olan iyon odası, film, TLD ve diyot avantaj ve dezavantaj başlıkları altında değerlendirilebilir (10) (Tablo 2.1).

Tablo 2.1. Yaygın kullanılan dozimetri sistemlerinin avantaj ve dezavantajları.

	Avantaj	Dezavantaj
İyon Odası	Doğru ve keskin sonuç verir. Işın kalibrasyonu için önerilir. Anlık okuma sağlar.	Bağlantı kablolarına ihtiyaç duyar. Düzeltilme faktörlerine ihtiyaç duyar.
Film	2 boyutlu uzaysal çözünürlüğe sahiptir. Oldukça incedir, ışını pertürbe etmez.	İyon Odası ile kalibre edilmesi gerekir. Enerji bağımlılığı vardır. Işın kalibrasyonu için kullanılmaz.
TLD	Küçük boyutludur, nokta doz ölçümlerinde kullanılabilir. Farklı şekillerde bulunabilir.	Okuma sırasında ölçüm silinir. Veri kaybı olasılığı yüksektir. Anlık okuma sağlamaz. Okuma ve kalibrasyon çok zaman alır. Işın kalibrasyonu için önerilemez.
Diyot	Küçük boyutludur. Yüksek hassasiyete sahiptir. Anlık okuma sağlar	Bağlantı kablolarına ihtiyaç duyar. Doz miktarı arttıkça hassasiyeti azalır. Işın kalibrasyonu için kullanılmaz.

2.3.1. Gama Analizi

Gama analizi veya gama indeksi (γ) IMRT ve VMAT gibi kompleks radyoterapi uygulamalarının doğrulanması için en yaygın kullanılan ölçümlerden biridir. Gama analizinde TPS tarafından hesaplanan doz dağılımı ile ışınlama esnasında ölçülen doz dağılımı karşılaştırılır. Bu amaçla referans nokta r_R ile hesaplanan nokta r_E arasındaki doz farkı ΔD ve uzaklık farkı Δr ölçülür. δr uzaklık farkı kriteri; δD doz farkı kriteri olmak üzere hesaplanan bölgedeki her nokta için Formül 2.2'deki ölçüm yapıldıktan sonra en düşük değer γ olarak belirlenir.

$$\Gamma(r_R, r_E) = \sqrt{\frac{\Delta r^2(r_R, r_E)}{\delta r^2} + \frac{\Delta D^2(r_R, r_E)}{\delta D^2}} \quad (2.2)$$

Elde edilen değer $\delta D\%/\delta r(mm)$ şeklinde gösterilir. En yaygın kabul edilen geçme kriteri ise $\%3/3 mm$ 'dir. Buna göre elde edilen değer 1'den küçükse hesaplamannın belirlenen kriterleri geçtiği; 1'den büyükse bu kriterleri sağlayamadığı kabul edilir (11, 12).

2.3.2. In-Vivo Dozimetri

Radyoterapi sırasında verilmek istenen tedavinin hastaya ulaşmasına kadar geçen süreçte belirsizlik yaratabilecek birçok adım vardır. Bu sebeple, belirli hasta gruplarında veya olağandışı tedavi koşullarının uygulandığı durumlarda in-vivo dozimetri uygulanarak tedavi doğruluğu kontrol edilebilir (10).

In-vivo dozimetri ölçümleri üç gruba ayrılmaktadır. Giriş dozu ölçümleri tedavi cihazının performansını ve hasta yerleşiminin doğruluğunun kontrol edilmesini sağlar. Çıkış dozu ölçümleri, doz hesaplama algoritmasını kontrol etmeye ve hastanın vücudunun şekil, boyut ve yoğunluk değişikliklerinin doz hesaplama algoritması üzerindeki etkisinin belirlenmesini sağlar. İntrakaviter doz ölçümleri ise özofagus, vajina, rektum ve mesane gibi kolay erişilebilir vücut boşluklarındaki dozun belirlenmesini sağlar (10).

2.4 Tüm Beden Işınlaması

Tüm Beden Işınlaması lösemi, multipl miyelom, lenfoma, aplastik anemi ve miyelodisplastik sendrom gibi bazı hastalıklarda KİT'e hazırlık rejimi olarak kullanılmaktadır. TBI'nın amacı hastaya ait kemik iliği ve tümör hücrelerini yok etmek ve KİT öncesinde hastanın bağışıklık sistemini baskılayarak kemik iliği nakline hazır hale getirmektir (1, 13, 14).

KİT'e hazırlık rejimi olarak kullanılan birincil yöntem yüksek doz kemoterapidir ancak kemoterapinin yanına TBI'nın da eklenmesi tedavinin başarı oranını artırmaktadır. Bunun en önemli sebepleri de TBI'da kemoterapideki gibi ilaç aktivasyonu, kan akışı, tümör yerleşimi gibi engellerin bulunmaması ve kemoterapötik ajanların doğal bariyerler nedeniyle ulaşamadığı santral sinir sistemi gibi bölgelerde etkin olabilmesidir (1, 2, 13).

Kemoterapi ile birlikte uygulanabilen TBI ile hastanın hematopoetik sistemi yeniden yapılandırılır. Bu işlem hastanın kendi kök hücresi (autologous); bir donörün kök hücresi (allogeneik) veya ikizinin (syngeneic) kök hücresi kullanılarak gerçekleştirilebilir. Kemoterapiye TBI'nın eklendiği işlem Miyeloablatif Allojeneik Kök Hücre Transplantasyonu'dur (2).

Son on yılda konvansiyonel yüksek doz miyeloablatif TBI rejimlerinin geçerliği sorgulanmaya başlanmıştır. TBI kaynaklı toksisiteyi azaltmak için daha düşük doz uygulanan non-miyeloablatif kök hücre transplantasyonundaki amaç hastanın bağışıklık sistemini yeterli seviyede baskılayıp donörün kök hücrelerini kabul etmesini sağlamaktır. Bu amaçla uygulanan kemoterapiye ek olarak 2 Gy TBI'da toksisitenin minimum olması beklenir. Bu düşük dozun sağladığı bir diğer avantaj ise akciğer blokları ve kompensatörler gibi araçlara ihtiyacı ortadan kaldırmasıdır (2, 15).

Kemoterapi ve TBI'nin birlikte uygulandığı hastalarda normal doku toksisitesini azaltmak adına bu iki tedavi aynı anda değil arka arkaya verilmektedir. Hangisinin önce uygulanacağına yönelik belirli bir tedavi protokolü bulunmamaktadır. İlk olarak TBI'nin uygulanması kemoterapi kaynaklı yan etkiler ve yorgunluk olmadan hastanın radyoterapiyi daha iyi tolere edebilmesini sağlar. Öte yandan ilk olarak kemoterapinin uygulanması, TBI'nin hemen ardından kök hücre transplantasyonunun yapılabilmesini sağlar çünkü kemoterapinin aksine radyoterapi sonrası ilaç atımı gibi bir bekleme süresine ihtiyaç yoktur (2).

2.4.1. Hedef Tanımı ve Risk Altındaki Organlar

Kemik iliği kök hücreleri ve lösemik kök hücreleri tüm vücutta yaygın olarak bulunduğu için hedef hacim hastanın tüm bedenidir. Bununla birlikte, hastalığın ileri evrelerinde ek bölgesel ışınlamaya da gerek duyulabilir.

TBI'da risk altındaki en önemli organ akciğerdir. Kemoterapiye kıyasla TBI'da akciğer pnömonisi ve diğer akciğer komplikasyonları görülme olasılığı daha yüksektir. Yapılan bir çalışmada toraks bölgesine önceden 20 Gy ve üzeri radyoterapi uygulanmış hastalarda TBI ile %32 oranında ölümcül pnömoni riski olduğu gösterilmiştir (2, 16).

2.4.2. Tedavi Dozu

Günümüzde tedavi etkinliği ve yan etki oranlarının TBI dozu ile ilişkili olduğunu gösteren çeşitli çalışmalar olmasına rağmen fraksiyon dozu ve toplam doz gibi parametrelerin belirlendiği standart bir tedavi protokolü bulunmamaktadır. Tedavi dozu, tanı ve uygulanan tedavi protokolüne göre değişiklik göstermektedir.

Tarihsel olarak tek fraksiyon 10 Gy uygulanırken, 1970'lerde fraksiyonasyonun normal dokuları daha iyi koruduğu ve terapötik oranı artırdığı gösterilmiştir (17). Tek fraksiyonun tiroit fonksiyonlarını azalttığı (18) ve karaciğerde Veno-Oklüzif Hastalık/Sinüzoidal Obstrüksiyon Sendromu (VOD/SOS) görülme

sıklığını artırdığı (19) gösterilmiştir. Fraksiyonasyonun ise akciğer toksisitesini (20) ve katarakt riskini azalttığı (21) gösterilmiştir.

Çok düşük doz hızına sahip tek fraksiyon TBI uygulamalarında ise fraksiyone şemalarla radyobiyojik olarak benzer sonuçlar elde edilmiştir fakat tedavi süresi 20 – 24 saati bulduğundan yaygınlaşmamıştır (2, 22).

Giebel ve ark. (23)'nin çalışmasına göre TBI uygulamalarında 23 ülkeden 56 merkezde 14 farklı doz ve fraksiyonasyon şemasının kullanıldığı raporlanmıştır. Bu fraksiyonasyon şemalarında toplam doz değerleri 8 Gy ile 14.4 Gy arasında değişirken, fraksiyon sayıları 1 ile 8 fraksiyon arasında farklılık göstermektedir. Çalışmada, en yaygın kullanılan fraksiyonasyon şemasının 6 fraksiyonda toplam 12 Gy'in (2Gy/fr, 2fr/gün) verildiği doz şeması olduğu belirtilmiştir (2, 13, 23, 24).

Konvansiyonel standart tedavi yöntemlerinde tedavi dozunu tanımlamak için gereken referans nokta olarak göbek deliği seçilir (13). Bunun sebebi ise hastanın bacaklarını kırarak uzandığı yöntemlerde bu noktanın hastanın boyunun yaklaşık olarak yarısına eşit olmasıdır. Işın merkezi de bu noktaya yerleştirildiği zaman hastanın tedavi alanı içerisindeki simetrisi sağlanmış olur (7). Bu noktanın seçilmesinin bir diğer avantajı da göbek bölgesinde büyük kontur değişikliklerinin olmaması ve düşük yoğunluklu dokuların bulunmamasıdır (13).

TBI gibi görece kompleks uygulamalarda, tedavi alanının geniş olması, vücut konturundaki düzensizlikler ve heterojenitenin yüksek olması gibi parametrelere bağlı olarak doz homojenitesinin sağlanması gerekmektedir. AAPM'in 17 numaralı raporuna göre doz homojenitesinin \pm %10 aralığında olması ve akciğer dozunun tedavi dozunun %80 – 85'ini geçmemesi TBI tedavi planlarının kabul kriterlerindedir. (7).

2.4.3. Akut ve Geç Etkiler

Tek fraksiyon 8 – 10 Gy TBI’da en sık görülen akut etkiler bulantı, kusma ve ishaldir. Hastaların yaklaşık olarak yarısında ise xerostomi, baş ağrısı, ateş ve hipertansiyon gibi etkiler gözlemlenmiştir. Fraksiyone TBI’ın ise tüm yan etkilerin görülme sıklığını ve şiddetini azalttığı gösterilmiştir (2).

TBI’da en önemli doz kısıtlayıcı organ akciğerdir ve en yaygın görülen yan etki de pnömonidir. Fraksiyonasyonun pnömoni riskine etkisi üzerine yapılan bir çalışmada Akut Miyeloid Lösemi (AML) hastalarında tek fraksiyon TBI (9.2 – 10 Gy) ile fraksiyone TBI (12 Gy, 2Gy/fr, 2fr/gün) karşılaştırılmıştır. Fraksiyonasyonun pnömoni riskini %26’dan %15’e düşürdüğü gösterilmiştir (2, 19). Konvansiyonel dozların (1.5 – 2 Gy) günde iki fraksiyon uygulandığı şemalarda 15 Gy’e kadarki tedavi dozlarında pnömoni riskinde önemli bir artış gösterilmemiştir (2, 25, 26, 27). Bununla birlikte akciğerlerin aldığı toplam doz pnömoni riskinde asıl belirleyici faktördür (2). Akciğerlerde %5’lik bir doz değişimi bile radyasyon pnömonisi riskini %20 artırmaktadır. Bu nedenle akciğer hacminin %50’sinden fazlasının tedavi dozunu aşmaması önerilmektedir (2, 7). Bununla birlikte, akciğerlerin çok düşük doz alması durumunda tedavi başarısının da azalacağı göz önünde bulundurulmalıdır (28).

Lens vücuttaki en radyoduyarlı organlardan biridir. Fraksiyonasyonun katarakt üzerine etkisinin araştırıldığı bir çalışmada tek fraksiyon TBI ile 6 fraksiyonda 12 Gy TBI uygulanmış kişiler karşılaştırılmıştır. Buna göre katarakt gelişme riski sırasıyla %85 ve %34 bulunmuştur (2, 29). Buna karşın lenslerin TBI’da korunması önerilmemektedir. Lösemi sebebiyle KİT yapılacak hastalarda retro-oküler nüks riski sebebiyle TBI sırasında tedavi dozunu alması önerilir; aplastik anemi ve diğer non-neoplastik hastalıklarda hekimin değerlendirmesine bağlıdır (2).

KİT öncesi TBI uygulanan çocukların büyük bir kısmında büyüme hızında yavaşlama görülmüştür ve bu yavaşlama tek fraksiyon uygulamalarda daha fazladır (2, 30, 31). Çocukluğunda TBI uygulanmış yetişkinlerin %34'ünde büyüme hormonu eksikliği saptanmıştır. Gonad hücrelerinde hasar, geç ergenlik ve tiroid fonksiyonlarında azalma da TBI'da görülen yan etkilerdendir. Tiroid fonksiyonlarında azalma hiperfraksiyone şemalarda daha azdır (2, 18).

Karaciğer TBI'dan etkilenen bir diğer organdır. TBI sonrası VOD/SOS görülme sıklığı artar. Ancak bu artış fraksiyonasyon ve toplam dozun 13.2 Gy'in altında tutulmasıyla minimuma indirilebilir (2, 19).

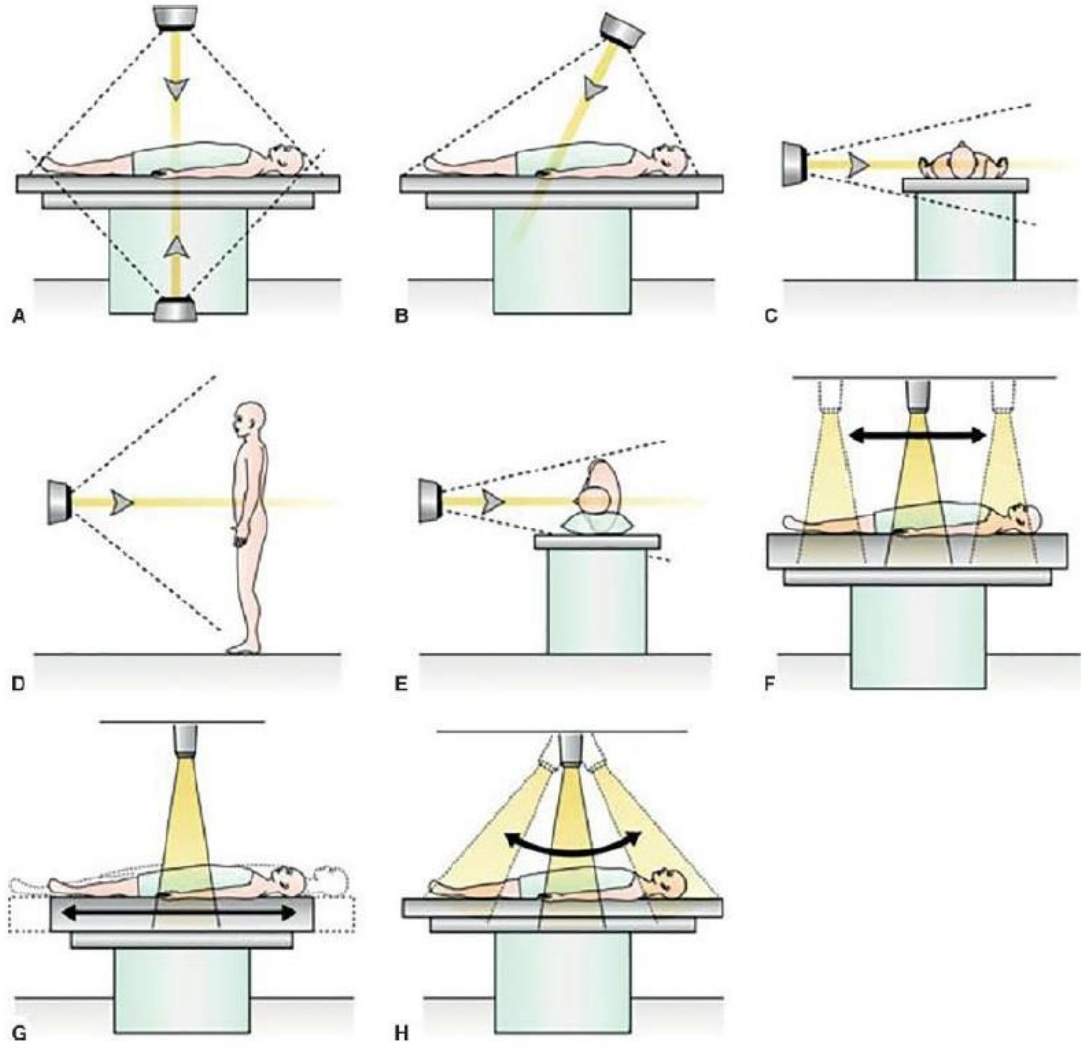
Böbrek toksisitesi KİT sonrası en sık görülen geç etkilerdendir. Ancak bu hastalar transplantasyon öncesinde, sonrasında ve transplantasyon sırasında birden fazla nefrotoksik ilaç aldıklarından TBI'nın böbrek toksisitesine etkisi net olarak bilinmemektedir (2, 32). Bazı merkezler böbreklerin aldığı toplam dozu azaltmak için zırhlanmasını önermektedir. 12 Gy üzeri böbrek dozunun nefropati riskini artırdığını öne sürerek tedavi dozunun 12 Gy'in altında tutulmasını; daha yüksek dozlarda ise böbreklerin zırhlanmasını önermektedir (2, 33).

2.4.4. Tüm Beden Işınlama Teknikleri

TBI ile ilgili ilk klinik tecrübeler geniş alan ışınlamaları için özel teknik donanım ve altyapıya sahip tecrübeli merkezlerden elde edilmiştir. (7). Günümüzde bu sistemlerin kullanılmakta olduğu az sayıda klinik bulunmasına rağmen genel yaklaşım konvansiyonel radyoterapi cihazları ile TBI uygulanmasıdır (2).

TBI’da hasta konumlandırılması ve tedavi tekniğinin seçilmesi klinik olanaklara göre belirlenir. TBI’da tedavi odasının genişliği belirleyici olduğundan SSD ve tedavi alanı ile ilgili standart bir yaklaşım yoktur. Ancak standart bir linakta 100 cm SSD’de 40 x 40 cm²lik bir alan açılabilirdiğinden genel olarak yetişkin bir insanı içine alabilecek büyüklükte bir alan oluşturabilmek için en az 300 cm SSD gerekmektedir. Ek olarak, kolimatör 45° döndürülerek mümkün olan en büyük alan genişliği elde edilir. Hasta oturur, ayakta veya yüz üstü, sırt üstü, yan yatar pozisyonda konumlandırılabilir. Hastanın tedavi alanına sığması hasta konumlandırılmasında en önemli faktördür ancak standart tekniklerde tedavi süresinin uzunluğundan dolayı hasta konforu da göz önünde tutulur. Hastayı ışın alanına sığdırabilmek için bacaklar kırılarak hastanın uzunluğu azaltılabilir (13).

Şekil 2.5’te farklı TBI teknikleri gösterilmiştir. Şekil A – E’de tedavi odasının boyutlarının olanak verdiği ölçüde yeterli SSD’nin sağlanabildiği tedavi teknikleri gösterilmiştir. Şekil F – H’de ise konvansiyonel SSD’de uygulanan tedavi teknikleri gösterilmiştir (2).



Şekil 2.5. Farklı TBI teknikleri (2).

*A – E: Işın ve hastanın sabit olduğu teknikler. A: İki dikey ışın. B: Bir dikey ışın. C: Hastanın supin pozisyonda olduğu iki yatay ışın. D: Hastanın ayakta durduğu veya oturduğu pozisyonda iki yatay ışın. E: Hastanın lateral dekübitus pozisyonda olduğu iki yatay ışın. F – H: Işın veya hastanın hareketli olduğu küçük alan teknikleri. F: Kaynak yatay hareketli. G: Hasta yatay hareketli. H: Hastayı sabit bir konumdan tarayan ışın.

Hasta ve kaynağın sabit olduğu genişletilmiş SSD teknikleri uygulaması en kolay ve en yaygın tekniklerdir. Bu tekniklerde birden fazla kaynak kullanılması ile kesişim noktalarında oluşabilecek belirsizlik yok edilmiş olur. Ek olarak, vücutta dolaşan hücrelerin düşük doz alma riski de en aza indirilmiş olur (2).

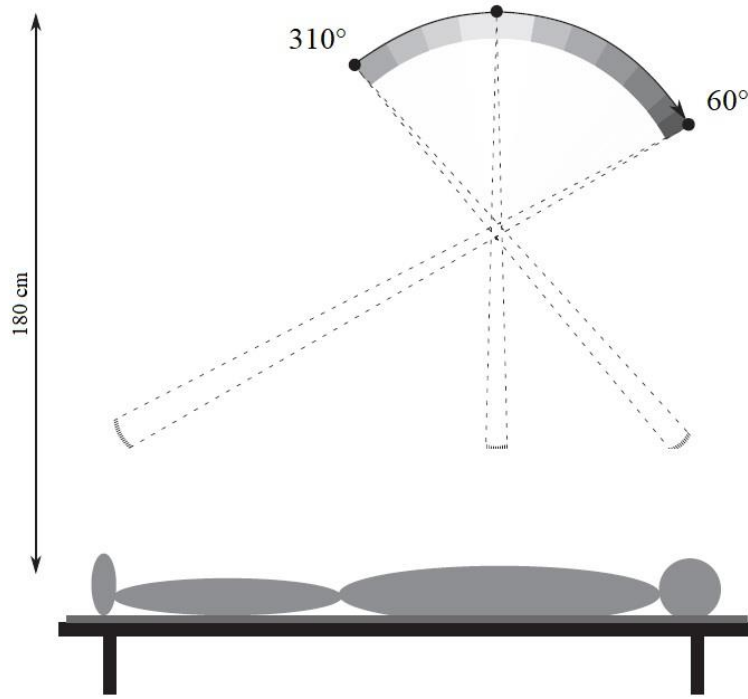
Bilateral demet ekseni boyunca vücut konturundaki değişimin fazla olması nedeniyle baş-boyun, bacaklar ve ihtiyaç halinde akciğer bölgesi için ek kompensatörlerin kullanılması gerekmektedir (7). Tekrarlanabilir olması ve hasta konforunu artırması açısından supin pozisyon avantajlıdır ancak bu konuda lateral genişlik daha fazla olduğundan doz homojenitesini sağlamak daha zordur (13). AP/PA teknikte ise lateral yöndeki vücut kalınlığı daha az olduğundan doz dağılımı daha homojendir (2).

Bilateral TBI tekniğinin bir varyasyonu olarak nitelendirilebilecek Genişletilmiş SSD Alan-İçerik Alan tekniği ise kompensatör ihtiyacını ortadan kaldırmıştır. Bu teknikte ana alanlara ek olarak ağırlığı azaltılmış ikinci alanlar kullanılmaktadır. Bu alanlarda akciğerler MLC'ler ile korunmakta, böylelikle maruz kaldıkları doz kabul edilebilir değerlere düşürülmektedir (3, 7).

Standart tekniklere ek olarak, IMRT'nin ortaya çıkmasıyla birlikte konvansiyonel SSD'de tedaviye olanak sağlayan VMAT tekniği ve spiral tomoterapi cihazları ile TBI uygulanması gündeme gelmiş ve farklı çalışmalarda incelenmiştir. Bu teknikler genişletilmiş SSD'ye olan bağımlılığı ortadan kaldırırken doz dağılımının da daha hassas yapılabilmesine olanak sağlamıştır. Gerekli durumlarda kemik iliği ve/veya lenfatik sistemde daha yüksek dozlara çıkılmasına olanak sağlarken risk altındaki organ dozlarının da düşmesini sağlar (2).

VMAT tekniklerinden ilki olan Standart SSD VMAT uygulamasında hasta konvansiyonel radyoterapi şartlarında konumlandırılarak baş-boyun, toraks, abdomen ve pelvise konumlandırılan izomerkezler ile optimizasyon yapılmaktadır. Hastanın bu bölgelerin dışında kalan alt bölümü ise AP/PA alanlar ile tedavi edilmektedir (6).

Bir diğer VMAT uygulaması ise Genişletilmiş SSD VMAT tekniğidir. Konvansiyonel AP/PA tekniğın bir varyasyonu olarak tanımlanabilecek bu teknikte ise yatak açısı 90° , SSD ise 180 – 200 cm olarak ayarlanmaktadır. $100 - 110^\circ$ 'lik arklar kullanarak supin ve pron pozisyonda tedavi planı oluşturulmaktadır (4, 5) (Şekil 2.6).



Şekil 2.6. Genişletilmiş SSD VMAT tekniği (6).

2.4.5. Yüzey Dozu

“Deri Koruyucu Etki” konvansiyonel radyoterapi uygulamalarında istenen bir etki olsa da TBI’da hastanın derisinin reçetelendirilene yakın bir doz alması istenir çünkü dolaşımında bulunun lösemi hücrelerinin deriye sızma riski vardır. Gerekli görüldüğü durumlarda yüzey dozu bolus veya ‘*beam spoiler*’ kullanılarak artırılabilir. Beam spoiler hastadan yaklaşık 10 cm uzaklığa yerleştirilen 2 cm kalınlıkta plastikten yapılmış cam benzeri bir maddedir ve içinden geçen fotonların saçılmasına sebep olarak elektron oluşmasını sağlar. Bu elektronlar da enerjilerini hasta yüzeyine oldukça yakın bölgede bırakırlar, böylelikle yüzey dozu artırılmış olur (2).

2.4.6. Tedavi Planlama

Reçetelendirilen dozun TBI koşullarında hastaya uygulanması için gerekli olan ışınlama süresi manuel olarak veya TPS ile hesaplanır. Manuel hesaplamının sebebi, TPS’lerin çoğunluğunun konvansiyonel uygulamalar için tasarlanmış olmaları ve bu koşullarda alınan ölçümlerin TBI koşullarına direkt olarak aktarılamamasıdır. Buna karşın TBI koşullarında ölçülen derin doz ve doz profili gibi değerleri kullanarak hesaplama yapabilen TPS’ler de bulunmaktadır. IMRT tabanlı tekniklerde ise standart SSD kullanıldığından konvansiyonel koşullarda alınmış ölçümler kullanılmaktadır (2).

Hastaya özgü bir tedavi planının oluşturulabilmesi için hasta geometrisinin de keskin bir şekilde belirlenmesi gerekmektedir. TBI koşullarında bulunan hasta vücudunun belirli anatomik bölgelerdeki kalınlığı ölçülerek ‘Body’ oluşturulabilir. Bununla birlikte hastanın BT’sinin çekilmesi anatomik doğruluk açısından en iyi seçenektir; IMRT tabanlı tekniklerde ise zorunludur (2).

Bilateral TBI tekniğinde tedavi planlama aşamasında doku kompensatörü tasarımı dikkatli bir biçimde yapılmalıdır çünkü bu kompensatörler genellikle cihazın kolimatörüne yerleştirildiklerinden küçük değişimler genişletilmiş SSD’de çok daha büyük hatalara sebep olabilmektedir. Ek olarak, kompensatör yerleşimi de büyük öneme sahiptir. Örneğin, baş-boyun bölgesi için tasarlanan bir kompensatör inferior yönünde kaydırıldığında omuzlarda düşük doz bölgelerine sebep olabilmektedir (2).

TBI'da doz kısıtlayıcı organ akciğer olduğundan demet yönünde yerleştirilen bloklarla akciğer dozu azaltılmaya çalışılır. Bu bloklar hastaya özgü üretilir ve genellikle pleksiglas üzerine yerleştirilir. Elektronik portal görüntüleme ile blokların doğru konumda olması sağlanır (2).

Tedavi tekniğinin uygulanabilir kabul edilmesi için hesaplanan ve ölçülen değerler arasındaki farkın \pm %5 ve genel homojenitenin \pm %10 içerisinde olması birçok protokole göre kabul kriterleri arasında yer almaktadır (1, 7).

2.4.7. Tüm Beden Işınlama Dozimetrisi

Klinikte uygulanacak TBI tekniği belirlendikten sonra bu tekniğin dozimetrik olarak incelenmesi gerekmektedir. AAPM'in TG51 raporuna göre dozimetri fantomları lineer hızlandırıcı tarafından açılabilen en geniş alandan her yönde 5 cm geniş olmalıdır. Ancak TBI şartlarında böyle bir fantom yaklaşık olarak 200 x 50 x 40 cm³ boyutlarında ve 400 kg ağırlığında olacaktır ve rutin kullanım için elverişli değildir. Bu sebeple AAPM 17 raporuna göre TBI uygulamalarında kalibrasyon amaçlı kullanılacak katı su fantomlarının 30 x 30 x 30 cm³ boyutlarında olması yeterli görülmektedir (7, 34).

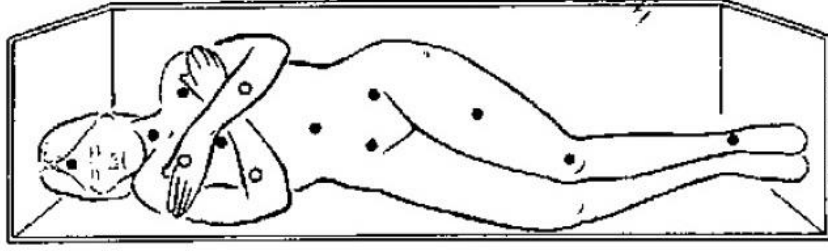
Konvansiyonel radyoterapi uygulamalarında kullanılan standart SSD ve küçük alanlarda elde edilen dozimetrik veriler TBI uygulamalarında kullanılan genişletilmiş SSD (yaklaşık 350 cm) ve geniş alanlarda (40 x 40 cm²) geçerli olmaz. Bu sebeple TBI şartlarında derin doz dağılımı ve doz profili ölçümleri yapılmalıdır (13). Elde edilen doz profilinin homojenitesi hedeflenen aralıkta (\pm %10) olmadığı durumlarda demeti düzğünleştirmek için kompensatörler dizayn edilir (9).

2.4.8. In-Vivo Dozimetri

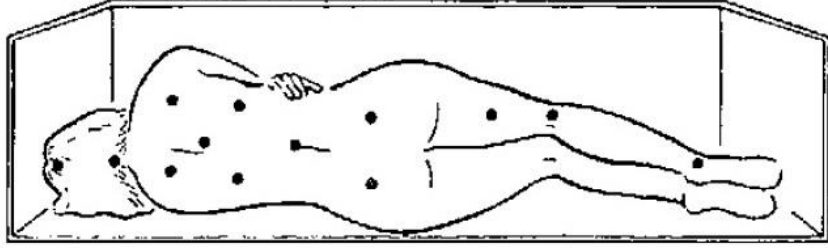
Dozimetrik doğruluğu ve tutarlılığı artırmak amacıyla TBI koşullarında periyodik olarak kalite kontrolü yapılmalıdır. Temel dozimetrik verilerin ölçümü ile doz hesabında kullanılacak parametreler elde edilmiş olur ancak hastanın tedavi simülasyonu ve ışınlanması arasında geçen sürede vücut yapısındaki (kilo kaybı vs.) ve konumlandırılmasındaki değişiklikler göz önünde bulundurularak her hastanın ilk fraksiyonunda in-vivo dozimetrik kontrolleri yapılmalıdır (2).

TBI gibi karmaşık uygulamalarda reçetelendirilen dozun akciğer ve böbrek gibi kritik organların tolerans dozundan yüksek olması, tedavi alanının geniş olması, vücut konturundaki düzensizlikler ve heterojenitenin yüksek olması gibi parametrelere bağlı olarak hesaplanan doz değerleri ile hastaya verilen doz değerleri arasında farklılıklar oluşabilmektedir (13). Bu nedenle TBI uygulamalarında dozimetrik kontrol büyük öneme sahiptir. Literatürde TBI uygulamalarında termoluminesans, optik uyarmalı lüminesans ve film dozimetri, yarı iletken dedektör ve metal oksit yarı iletkenli alan etkili transistör (*Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor, MOSFET*) gibi farklı dozimetrik sistemlerin kullanılabileceği gösterilmiştir (35, 36).

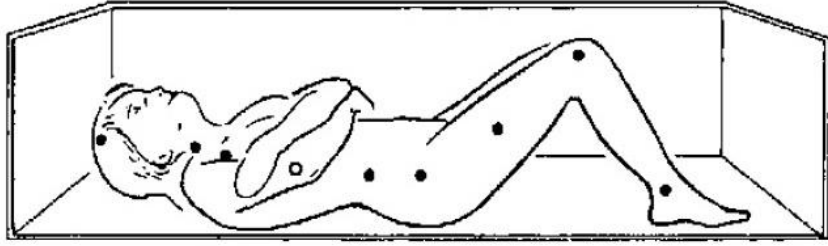
TBI uygulamalarında in-vivo dozimetri genel olarak hastanın farklı bölgelerindeki giriş ve çıkış dozları ölçülerek yapılır. Orta hat doz homojenitesini kontrol edebilmek için farklı noktalara TLD veya diyotlar yerleştirilerek ölçüm alınır. Bu ölçüm noktalarına örnek olarak kafatası, boyun, omuz, mediasten, göğüs duvarının altı, abdomen, pelvis, uyluk, diz ve bilektir verilebilir. TLD'lerin farklı hasta konumlarına göre yerleştirilebileceği bölgeler Şekil 2.7'de verilmiştir (13).



Lateral pozisyonda Anterior alan için TLD konumları



Lateral pozisyonda Posterior alan için TLD konumları



Supin pozisyonda Lateral alan için TLD konumları

Şekil 2.7. Farklı TBI konumlarında TLD yerleştirilen bölgeler (13).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Araç ve Gereçler

3.1.1. Toshiba Aquilion Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

Aquilion aynı anda 32 sıra tarama verisi sağlayabilen çok kesitli bir Bilgisayarlı Tomografi cihazıdır. 0.5, 0.6, 0.75, 1, 1.5 saniye aralıklarla 360° görüntüleme yapabilmektedir. Maksimum tarama genişliği 180 cm olup 0.5, 1, 2, 3, 5, 8, 10 mm kesit kalınlığında görüntü alabilmektedir. Cihaz jeneratörünün voltaj seçenekleri 80, 100, 120 ve 135 kVp'dir ve 10 ile 500 mA arasında değişen akıma sahiptir. Elde edilen görüntüler DICOM formatında TPS'e aktarılmaktadır (37) (Şekil 3.1).

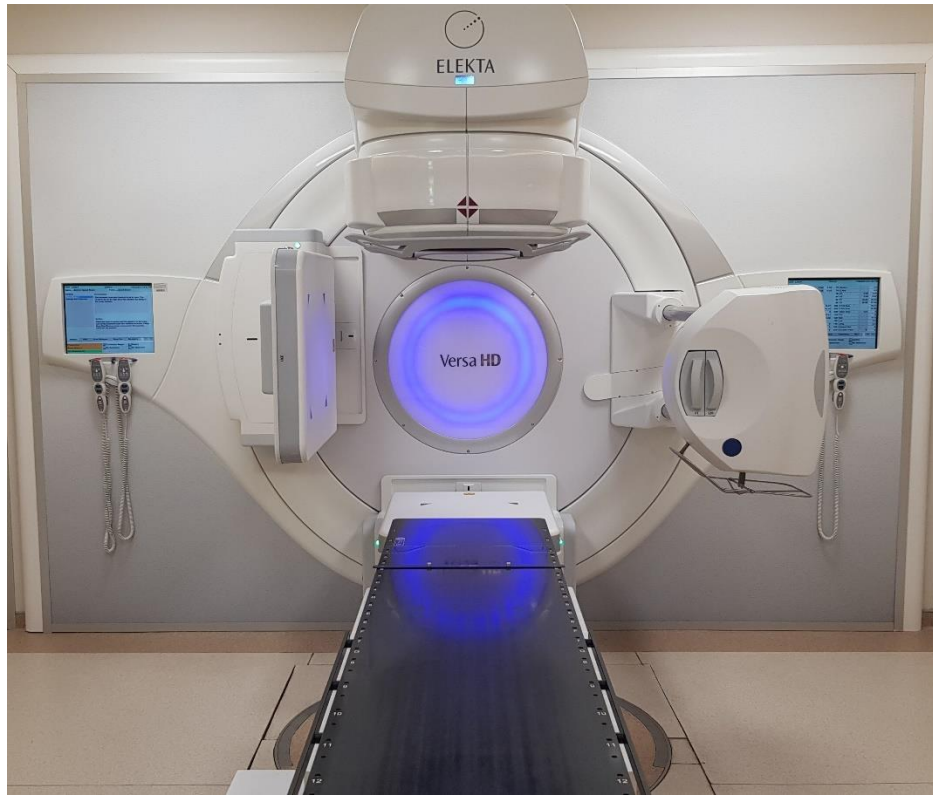


Şekil 3.1. Toshiba Aquilion bilgisayarlı tomografi cihazı.

3.1.2. Elekta Versa HD Lineer Hızlandırıcı

Çalışmada kullanılan Elekta Versa HD lineer hızlandırıcı 6 MV, 10 MV, 15 MV ve 6 MV FFF foton enerjilerine sahiptir. Cihaz 80 çift tungsten alaşımdan yapılmış 100 cm SSD'de izomerkezde izdüşümlerinin kalınlığı 0.5 cm olan MLC sistemine sahiptir. 100 cm SSD'de açılabilen en küçük ve en büyük alan boyutları ise 0.5 x 0.5 cm² ve 40 x 40 cm²'dir. Cihaz 360° gantri, 360° kolimatör ve 180° tedavi masası rotasyonu özelliklerine sahiptir.

Cihazda tümör ve etrafındaki kritik yapıları görüntülemek ve tedavi öncesi hasta konumlandırmasını sağlamak amacıyla X-ışını Hacim Görüntüleme (*X-ray Volume Imaging, XVI*) sistemi bulunmaktadır. Böylelikle 3 boyutlu görüntüler eşliğinde tümör veya organ hareketlerinden kaynaklanabilecek riskler azaltılmaya çalışılmaktadır. Cihazda bulunan iViewGT ile elde edilen dozimetrik veriler Mosaic programı kullanılarak IMRT ve VMAT planlarının kalite kontrollerinin yapılmasını sağlar (38) (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. Elekta Versa HD lineer hızlandırıcı.

3.1.3. PTW 30010 0.6 cc Farmer Tipi Silindir İyon Odası

PTW 0.6 cm³ Farmer tipi iyon odası yüksek enerjili foton, elektron ve proton demetlerinin doz ölçümlerinde kullanılan bir iyon odasıdır. Voltaj aralığı $\pm 100 - 400$ V olan iyon odası 30 kV – 50 MV aralığında foton; 10 – 45 MeV aralığında elektron ve 50 – 270 MeV aralığında proton enerjilerinin ölçümlerinde kullanılabilir. İyon odası, 5 x 5 cm² ile 40 x 40 cm² arasında değişen alan genişliğinde; 10 – 40 °C aralığında değişen sıcaklıkta ve 700 – 1060 hPa aralığında değişen basınçta kullanılabilir. Farklı sıcaklık ve basınç değerlerinde yapılan ölçümlerden mutlak doza ulaşmak için düzeltme faktörleri kullanılır (39) (Şekil 3.3).

PTW 30010 0.6 cc Farmer tipi silindir iyon odasının teknik özellikleri Tablo 3.1’de verilmiştir.

Tablo 3.1. PTW 30010 0.6 cc Farmer tipi silindir iyon odasının teknik özellikleri.

Duyarlı Hacim	0.6 cm ³
Voltaj	Nominal: 400 V Maksimum: ± 500 V
Referans Noktası	İyon odası merkezinde, uç noktasından 13 mm uzaklıkta
Gelen Işın Yönü	Dairesel
Uzun Dönem Kararlılığı	Yılda $\leq \%0.5$
Duvar Malzemesi	0.0335 mm PMMA, 1.19 g/cm ³ 0.09 mm Grafit 1.85 g/cm ³
Duvar Alanının Yoğunluğu	56.5 mg/cm ²
Duyarlı Hacim Boyutları	Yarıçap: 3.05 mm Uzunluk: 23.0 mm
Orta Elektrot	1.15 mm yarıçaplı Alüminyum
Buildup başlığı	4.55 mm kalınlığında PMMA
İyon Toplama Süresi	140 μ s

3.1.4. PTW 34001 0.35 cc Roos Tipi Paralel Plak İyon Odası

PTW 0.35 cm³ Roos tipi iyon odası yüksek enerjili elektron demetlerinin doz ölçümlerinde kullanılan bir iyon odasıdır. Standart kullanım alanı elektron demetleri olmasına rağmen yüksek enerjili foton ve proton demetlerinin derin doz ölçümlerinde de yaygın olarak kullanılır. Voltaj aralığı $\pm 50 - 300$ V olan iyon odası $2 - 45$ MeV aralığında elektron; ⁶⁰Co – 25 MV aralığında foton ve $50 - 270$ MeV aralığında proton enerjilerinin ölçümlerinde kullanılabilir. İyon odası, 4×4 cm² ile 40×40 cm² arasında değişen alan genişliğinde; $10 - 40$ °C aralığında değişen sıcaklıkta ve $700 - 1060$ hPa aralığında değişen basınçta kullanılabilir. Farklı sıcaklık ve basınç değerlerinde yapılan ölçümlerden mutlak doza ulaşmak için düzeltme faktörleri kullanılır (39) (Şekil 3.4).

PTW 34001 0.35 cc Roos Tipi paralel plak iyon odasının teknik özellikleri Tablo 3.2’de verilmiştir.

Tablo 3.2. PTW 34001 0.35 cc Roos tipi paralel plak iyon odasının teknik özellikleri.

Duyarlı Hacim	0.35 cm ³
Voltaj	Nominal: 200 V Maksimum: ± 400 V
Referans Noktası	İyon Odası merkezinde, yüzeyden 1.12 mm derinde
Gelen Işın Yönü	İyon odasına dik
Uzun Dönem Kararlılığı	Yılda $\leq \%0.5$
Duvar Malzemesi	1.01 mm PMMA, 1.19 g/cm ³ 0.02 mm Grafit, 0.82 g/cm ³ 0.1 mm Vernik, 1.19 g/cm ³
Duvar Alanının Yoğunluğu	132 mg/cm ²
Duyarlı Hacim Boyutları	Yarıçap: 7.8 mm Derinlik: 2 mm
Koruyucu Çember Genişliği	4 mm
İyon Toplama Süresi	125 μ s



Şekil 3.3. PTW 30010 0.6 cc Farmer tipi silindir iyon odası.



Şekil 3.4. PTW 34001 0.35 cc Roos tipi paralel plak iyon odası.

3.1.5. PTW Unidos Webline Elektrometre

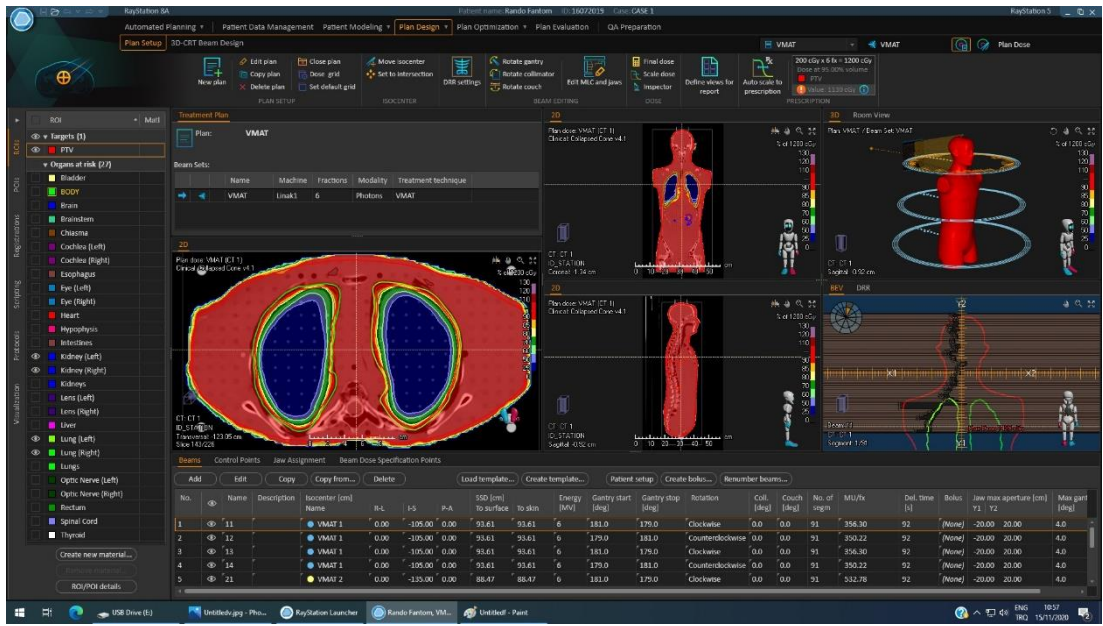
Radyasyon etkileşimi sonucu oluşan akımın Gy, Sv, R, Gy/dk, Sv/sa, R/dk gibi nicelikler olarak okunmasını sağlayan sistemlere elektrometre denir. Kliniğimizde rutin olarak kullanılan PTW Unidos Webline elektrometre hafızasında 30 farklı dedektörün kalibrasyon faktörlerini tutabilmektedir. Ölçüm yapılacak ortamın basınç ve sıcaklık düzeltmeleri elektrometreye girilebilmektedir. Polarizasyon voltajı 0 – 400 V olan cihazın ölçüm aralığı yük cinsinden 2 pC – 9 C; akım cinsinden ise 200 fA – 2.5 μ A'dir (40) (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. PTW Unidos Webline elektrometre.

3.1.6. Raystation Tedavi Planlama Sistemi

Raystation TPS, kliniğimizde bulunan Elekta Versa HD cihazlarının tedavi planlama sistemidir. BT, MR veya PET görüntülerini cihazlardan DICOM formatında kendi veritabanına alabilmektedir. Bu görüntüler kullanılarak tedavi planı oluşturulmasını ve planın değerlendirilmesini sağlar. Collapsed Cone algoritmasını kullanan tedavi planlama sistemi konvansiyonel ileri yönlü planlamanın yanı sıra IMRT ve VMAT tekniklerine uygun olarak ters yönlü planlama da yapabilmektedir (41) (Şekil 3.6).



Şekil 3.6. Raystation tedavi planlama sisteminden alınan planlama görüntüsü.

3.1.7. PTW RW3 Katı Su Fantomu

Radyoterapide kullanılan lineer hızlandırıcılarda kalibrasyon ve ölçümler için referans madde olarak su kullanılır. Ancak mekanik ve elektronik sistemlerin karmaşıklığı ve kurulumun pratik olmaması gibi sebeplerden dolayı rutin ölçümlerde tercih edilmez. Bunun yerine su eşdeğeri katı fantomlar kullanılır. Bu fantomların yoğunluğu, atom numarası ve gram başına elektron sayısı normal doku ile aynıdır (1).

Ölçümler sırasında kliniğimizde de rutin olarak kullanılan PTW RW3 katı su fantomları kullanılmıştır. Bu fantomlar foton ışınları için ^{60}Co – 20 MV aralığındaki x-ışını enerjilerinde; elektron ışınları için ise 4 MeV – 25 MeV aralığındaki enerjilerde kullanılabilir. 30 x 30 cm² veya 40 x 40 cm² boyutlarında olabilen fantomlar 1, 2, 5, 10 mm kalınlıklarında plakalardan oluşmaktadır. Yoğunluğu 1.045 gr/cm³ ve elektron yoğunluğu 3.43×10^{23} elektron/cm³tür. Bu fantomların bir kısmında farklı iyon odalarını yerleştirmek için boşluklar bulunmaktadır. Bu özel fantomların üzerinde ışın demetinin iyon odasına direkt olarak geldiğinden emin olmamızı sağlayan çapraz kıl da bulunmaktadır (42) (Şekil 3.7).



Şekil 3.7. PTW RW3 katı su fantomu.

3.1.8. RSD Alderson Rando Fantom

Fiziksel olarak insan gövdesi ile aynı şekle sahip antropomorfik fantomlar yumuşak doku ve soğurma karakteristikleri bakımından insan dokusu ile birebir uyumludur. Rando fantomdaki yumuşak doku, kemik ve akciğerler insandaki yoğunluklarıyla aynıdır. Yumuşak dokular ısı ile sertleşmiş sentetik bir maddedir ve etkin atom numarası $7.30 \pm \%1.25$ ve yoğunluğu $0.985 \pm \%1.25 \text{ g/cm}^3$ tür. Akciğerler ise sentetik köpükten oluşmaktadır ve yumuşak doku ile aynı atom numarasına sahiptir, yoğunluğu ise 0.33 g/cm^3 tür. Kemikler ise doğal insan kemikleridir. Fantom, kalınlıkları 2.5 cm olan 35 yatay kesite sahiptir. Tüm kesitlerde TLD yerleştirmeye uygun delikler bulunmaktadır (43) (Şekil 3.8).



Şekil 3.8. ART Alderson Rando fantom.

3.1.9. Gafchromic EBT3 Film

Radyokromik filmler iyonlaştırıcı radyasyonun absorbe edilen dozunu ölçmeye yarayan sistemlerdir. Bu filmlerin radyografik filmlere kıyasla en büyük avantajları ise vücut eşdeğeri olmaları, yüksek uzaysal çözünürlüğe sahip olmaları, görünür ışıktan etkilenmemeleri ve kimyasal okuma süreçlerine ihtiyaç duymamalarıdır. Kullanım öncesi fiziksel, kimyasal veya termal işlemlere ihtiyaç duymayan filmler ışınlanacakları ortama yakın sıcaklık ve nem koşullarında muhafaza edilmelidir (1).

Çalışmamızda kullanılan Gafchromic EBT3 filmler 28 μm 'lik aktif yüzeyin 125 μm 'lik iki mat polyeester tabaka arasına yerleştirilmesiyle elde edilir ve 0.2 ile 10 Gy arası dozların ölçümü için idealdir. 8'' x 10'' boyutlarında üretilen filmlerin enerji, doz hızı ve fraksiyonasyon bağımlılığı %5'in altındadır. Kalibrasyon sonrası %2'nin altında bir doz belirsizliğiyle ölçüm alınabilir. Radyasyon maruziyeti sonrası 24 saatte kararlı hale gelir ve bu süre geçtikten sonra taranır (44).

3.1.10. Epson 10000XL Tarayıcı

Çalışmamızda kullanılan Epson 10000XL tarayıcı A3 tarama alanına, 2400 DPI x 4800 DPI çözünürlüğe ve 48-bit renk derinliğine sahip profesyonel bir grafik tarayıcıdır. Işık kaynağı olarak xenon floresan lamba kullanan cihaz $3.8 d_{maks}$ optik yoğunluğa sahiptir. Cihaz dozimetrik kontroller için kullanılan radyokromik filmlerin taranması için uygundur (45) (Şekil 3.9).



Şekil 3.9. Epson 10000XL tarayıcı.

3.1.11. PTW Mephysto mc²

Mephysto mc² su fantomunda elde edilen verilerin işlenmesinden film analizine kadar radyoterapi fiziğinin birçok alanında kullanılan bir yazılımdır. Bizim çalışmamızda radyokromik filmlerin kalibrasyon eğrilerinin oluşturulmasında ve TPS verileri ile filmlerin karşılaştırılmasında kullanılmıştır.

3.1.12. nanoDOT Optik Uyarmalı Lüminesans Dozimetri

nanoDOT Optik Uyarmalı Lüminesans Dozimetri (*Optically Stimulated Luminescence Dosimeter, OSLD*)'ler noktasal radyasyon dozunun ölçümünde kullanılan cihazlardır (Şekil 3.10). 10 μGy – 100 Gy doz aralığında ve 5 keV – 20 MeV enerji aralığında ölçüm alabilen nanoDOT dozimetri \pm %5 doğruluğa sahiptir.

Kullanım öncesi herhangi bir ısıtma prosedürüne sahip olmayan nanoDOT dozimetri ışınlama sonrasında herhangi bir düzeltme faktörüne ihtiyaç duymaz. Okuma için kablolarla ihtiyaç duyulmaz ve okuma sırasında elde edilen veri silinmez, böylelikle sonuçların tekrar analiz edilebilmesi mümkündür. nanoDOT dozimetri tekrar tekrar kullanılabilir.

Enerji, sıcaklık ve açılma bağımlılıkları oldukça düşük olan nanoDOT dozimetri yüzey dozu ölçümlerinde, göz ve meme gibi kıvrımlı yüzeylerde kullanıma uygundur (46).



Şekil 3.10. NanoDOT Optik Uyarmalı Lüminesans Dozimetri

3.1.13. MicroStar Okuyucu

MicroStar okuyucu, OSLD'ler ile ölçülen doz miktarının belirlenmesini sağlar. MicroStar okuyucu ile elde edilen veriler USB aracılığıyla bilgisayara aktarılabilir, böylelikle veri analizi ve depolaması kolaylıkla sağlanmış olur.

Dakikada 100 OSLD okumasına olanak sağlayan MicroStar okuyucu X, Gamma ve Beta türlerinde radyasyonu okuyabilmekte ve Gy, Sv, rem ve rad birimlerinde ölçüm alabilmektedir.

MicroStar okuyucu okuma sırasında OSLD'lerdeki veriye herhangi bir zarar vermediğinden elde edilen veriler tekrar tekrar okunabilmektedir. Bu da aralıklı doz analizi ve doz doğrulamasına olanak sağlamaktadır (47) (Şekil 3.11).



Şekil 3.11. MicroStar okuyucu.

3.2. Yöntem

3.2.1. Yüzde Derin Doz Ölçümleri

Yüzde derin doz ölçümleri paralel plak iyon odası ve RW3 katı su fantomları kullanılarak tedavi şartlarında ölçüldü. Geri saçılımı da ölçüme katabilmek adına iyon odasının arkasına 10 cm katı su fantomu yerleştirildi.

Genişletilmiş SSD Alan-içi-Alan Tekniği için ise SSD 350 cm gantri açısı 90° ve kolimatör açıklığı $40 \times 40 \text{ cm}^2$ olarak ayarlandı ve 1000 MU ile ışınlanarak PDD ölçüldü. Genişletilmiş SSD VMAT tekniği için ise SSD 180 cm ve kolimatör açıklığı $40 \times 40 \text{ cm}^2$ olarak ayarlandı ve 500 MU ile ışınlanarak PDD ölçüldü. Son olarak Standart SSD VMAT tekniği için SSD 100 cm ve kolimatör açıklığı $10 \times 10 \text{ cm}^2$ olarak ayarlandı ve 200 MU ile ışınlanarak PDD ölçüldü.

Maksimum dozun oluştuğu derinliği (d_{maks}) tam olarak belirleyebilmek için buildup bölgesinde 1 mm aralıklarla ölçüm alındı. 2 cm derinliğe ulaşıktan sonra 1 cm aralıklarla 15 cm derinliğe kadar ölçüm alındı. d_{maks} belirlendikten sonra ölçümler bu doz değerine normalize edilerek Yüzde Derin Doz dağılımları bulundu.

3.2.2. Doz Profili Ölçümleri

Doz profili ölçümleri silindir iyon odası ve RW3 katı su fantomları kullanılarak tedavi şartlarında ölçüldü. İyon odası 10 cm derinliğe yerleştirildi ve Kaynak İyon Odası Mesafesi (*Source to Chamber Distance, SCD*) sabit tutularak iyon odasının arkasına da 10 cm katı su fantomu yerleştirilerek ölçüm yapıldı.

Genişletilmiş SSD Alan-içi-Alan tekniği için ise SCD 350 cm, kolimatör açısı 45° ve kolimatör açıklığı $40 \times 40 \text{ cm}^2$; Genişletilmiş SSD VMAT tekniği için SCD 180 cm ve kolimatör açıklığı $40 \times 40 \text{ cm}^2$; Standart SSD VMAT tekniği için SCD 100 cm ve kolimatör açıklığı $40 \times 40 \text{ cm}^2$ olarak ayarlandı ve doz profili ölçümleri yapıldı. Doz profili, alan boyunca demet merkezinden belirli uzaklıklarda ölçülen dozların merkezdeki doza oranlanması ile bulunmuştur.

3.2.3. Gafchromic EBT3 Filmlerin Kalibrasyonu

Ölçümlerde kullanılacak linak 6 MV foton enerjisi, SSD = 100 cm ve 10 x 10 cm²lik standart alan boyutunda ve d_{maks} derinliğinde 1 MU, 1 cGy verecek şekilde kalibre edildi.

Her film kutusunun doz cevabı farklı olduğundan film analizi öncesinde kalibrasyon ölçümü yapıldı. Radyokromik filmlerin dozimetrik cevabı düzlemsel yönelimle değişmektedir, bu sebeple kutudan çıkan filmlerin yönleri belirlendi. Kalibrasyonda kullanılacak filmler 6 x 6 cm² boyutlarında kesildi ve yönleri üzerlerine yazıldı.

Ölçümler PTW RW3 katı su fantomları içinde alındı. Kalibrasyon parametreleri 6 MV foton enerjisi, 100 cm SSD, 20 x 20 cm² alan genişliği ve 10 cm derinlik olarak belirlendi.

Filmler 0, 25, 50, 75, 100, 125, 150, 180, 190, 200, 210, 220 MU ile ışınıldı. Filmlerin satürasyona ulaşması için 24 saat beklendi ve tarama işlemine geçildi. Epson 10000XL tarayıcısı kullanılarak taranan filmlerin kalibrasyon eğrisi Mephysto mc² yazılımı kullanılarak elde edildi.

3.2.4. OSLD Kalibrasyonu

Ölçümlerde kullanılacak linak 6 MV foton enerjisi, SSD = 100 cm ve 10 x 10 cm²lik standart alan boyutunda ve d_{maks} derinliğinde 1 MU, 1 cGy verecek şekilde kalibre edildi.

Her OSLD'nin doz cevabı farklı olduğundan analiz öncesinde kalibrasyon ölçümü yapıldı. Seçilen 16 OSLD PTW RW3 katı su fantomları içinde alındı. Kalibrasyon parametreleri 6 MV foton enerjisi, 100 cm SSD, 20 x 20 cm² alan genişliği ve 10 cm derinlik olarak belirlendi. 100 MU ile ışınlanan OSLD'ler 1 saat beklendikten sonra microStar okuyucu ile analiz edildi. Her OSLD için birer katsayı hesaplanarak belirlenen şartlarda 100 cGy okuma alınacak şekilde kalibre edildi.

3.2.5. TBI Planlarının Oluşturulması

Karşılaştırma için seçilen üç teknik Raystation TPS’de hazırlandı. Tedavi planları için oluşturulan PTV, Body’nin 0.5 cm içinden akciğerlerin 0.3 cm içine kadarki hacim olarak belirlendi.

Planlama dozu 2 Gy’den 6 fraksiyon olmak üzere toplam 12 Gy olarak belirlenmiştir. Tedavi planları için 6 MV foton enerjisi kullanılmıştır.

Genişletilmiş SSD Alan-içi-Alan tekniğinde Gantri açısı 90° ve kolimatör açısı 45° iken bilateral iki alan uygulandı. Doz homojenitesinin sağlamak amacıyla kolimatör açısı 0° ’ye getirilerek her iki yönden ikişer adet alan-içi-alan uygulandı ve bu alanlarda akciğerlere denk gelen MLC’ler ile akciğer dozunun düşmesi; Baş-boyun bölgesindeki MLC’ler ile de yüksek doz oluşması engellendi

Genişletilmiş SSD VMAT tekniğinde ise masa açısı 90° iken supin ve pron pozisyonda toplam 8 adet 100° ’lik ark kullanılarak optimizasyon yapıldı.

Son olarak Standart SSD VMAT tekniğinde ise baş-boyun, toraks ve abdomene yerleştirilen 3 izomerkez ile toplam 12 tam ark kullanılarak optimizasyon yapıldı.

3.2.6. Rando Fantomun Hazırlanması

Konvansiyonel TBI uygulamalarında tedavi doğruluğunu kontrol etmek amacıyla TLD'ler ve MOSFET dedektörler kullanılmaktadır. Bizim çalışmamız gerçek bir tedavinin simülasyonu olduğundan Rando fantomun Tablo 3.3'te belirlenen aralıklarına radyokromik filmler yerleştirilerek tedavi planlama sisteminden elde edilen doz dağılımı ile karşılaştırıldı. Bu amaçla film yerleştirilen bölgeler Tablo 3.3'te sıralanmıştır.

Tablo 3.3. Radyokromik film yerleştirilen Rando fantom kesitleri.

Fantom Kesit Aralığı	Vücutta Bulunduğu Bölge	Dozun Belirlenme Nedeni
3 – 4	Baş	Lens dozu
9 – 10	Boyun	Yüksek doz oluşma olasılığı
11 – 12	Omuz	Düşük doz oluşma olasılığı
16 – 17	Toraks	Risk altındaki organ (akciğer)
25 – 18	Abdomen	Böbrek dozu
31 – 32	Pelvis	Gonad dozu

Radyokromik filmler ışınlandıktan sonra TPS verileri ile gama analizi kullanılarak karşılaştırıldı. Gama indeksi parametreleri %5/5 mm olarak belirlenmiştir.

Radyokromik filmlere ek olarak orta hat doz homojenitesini kontrol edebilmek için Rando fantomun farklı noktalarına OSLD'ler yerleştirilerek giriş ve çıkış dozları ölçüldü. Şekil 2.7'de gösterilen TLD konumları esas alınarak Tablo 3.4 – 6'da OSLD yerleştirilen bölgeler görülmektedir.

Tablo 3.4. OSLD yerleştirilen Rando fantom kesitleri.

Fantom Kesit Numarası	Vücutta Bulunduğu Bölge	OSLD Sayısı
2	Baş	2
9	Boyun	2
11*	Omuz	2
13**	Alan Kesişimi	2
16	Toraks	4
24**	Alan Kesişimi	2
27	Abdomen	2
31	Pelvis	2

*Genişletilmiş SSD Alan-içi-Alan Tekniğinde omuzlarda düşük doz riski olduğundan belirlenen kesite de OSLD yerleştirilmiştir. **Standart SSD VMAT tekniğinde üç farklı izomerkez kullanıldığından iki farklı kesim bölgesi bulunmaktadır. Bu bölgelerdeki doz homojenitesini kontrol etmek amacıyla belirlenen iki kesite de OSLD yerleştirilmiştir.

3.2.7. Rando Fantomun Işınlanması

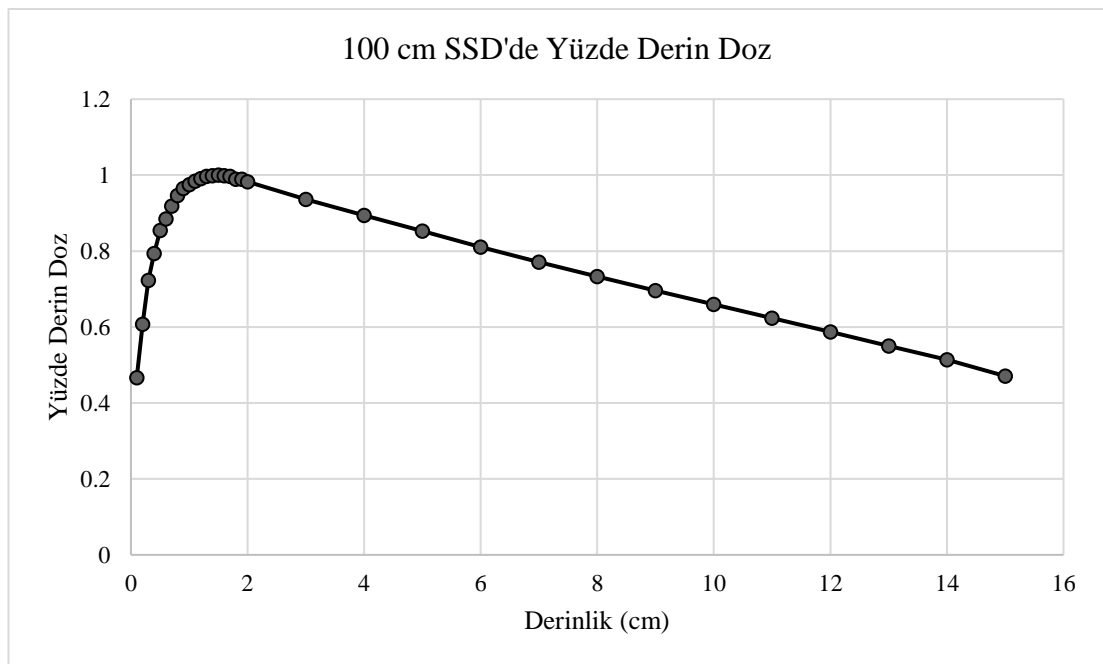
Belirlenen bölgelere film ve OSLD yerleştirilen Rando fantom, Genişletilmiş SSD Alan-içi-Alan tekniğinde kliniğimizde bulunan TBI yatağına lazerler yardımıyla yerleştirilmiştir. İkinci teknik olan Genişletilmiş SSD VMAT tekniğinde Rando fantom, geri saçılımı önlemek amacıyla özel yapılan yerden 30 cm yükseklikte tahta bir masanın üzerine lazerler yardımıyla yerleştirilmiştir. Son olarak Standart SSD VMAT tekniğinde ise Rando fantom tedavi masasının üzerine kV CBCT yardımıyla yerleştirilmiştir.

Farklı tekniklerle hazırlanan üç plana göre Rando fantom, radyokromik filmler ile ikişer kez ışınlanmış ve elde edilen değerler gama analizi kullanılarak TPS verileri ile karşılaştırılmıştır. Takiben, bu üç tedavi planına göre Rando fantom, bu kez OSLD'ler kullanılarak üçer kez ışınlanmış ve elde edilen verilerin ortalaması ile TPS verileri Spearman Korelasyon Katsayısı kullanılarak karşılaştırılmıştır.

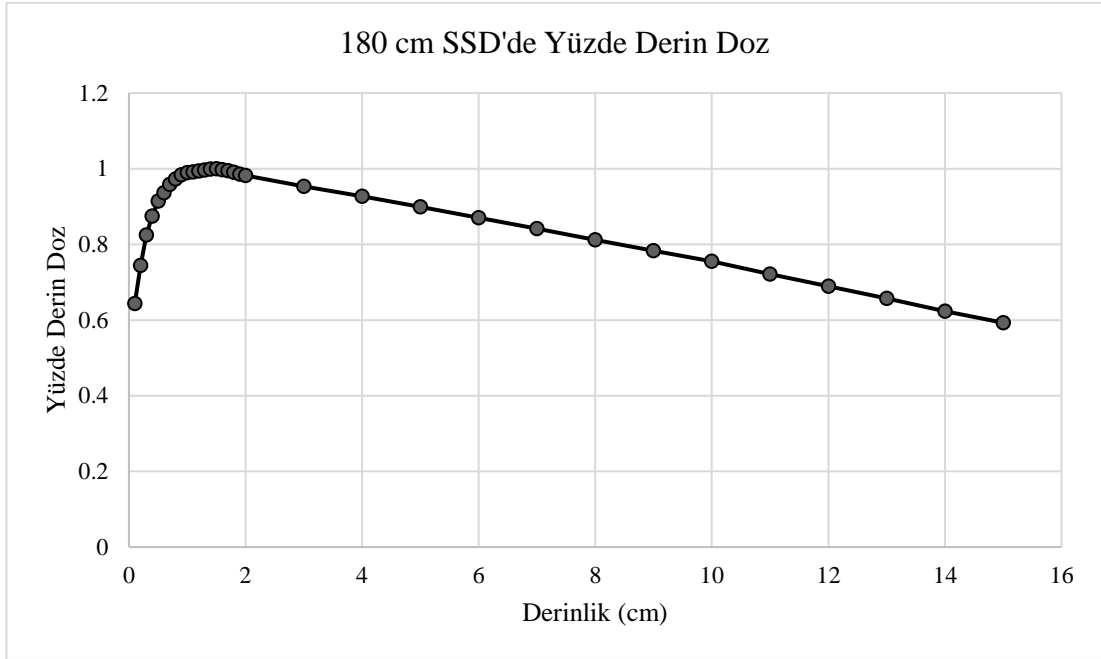
4. BULGULAR

4.1. Yüzde Derin Doz Değerleri

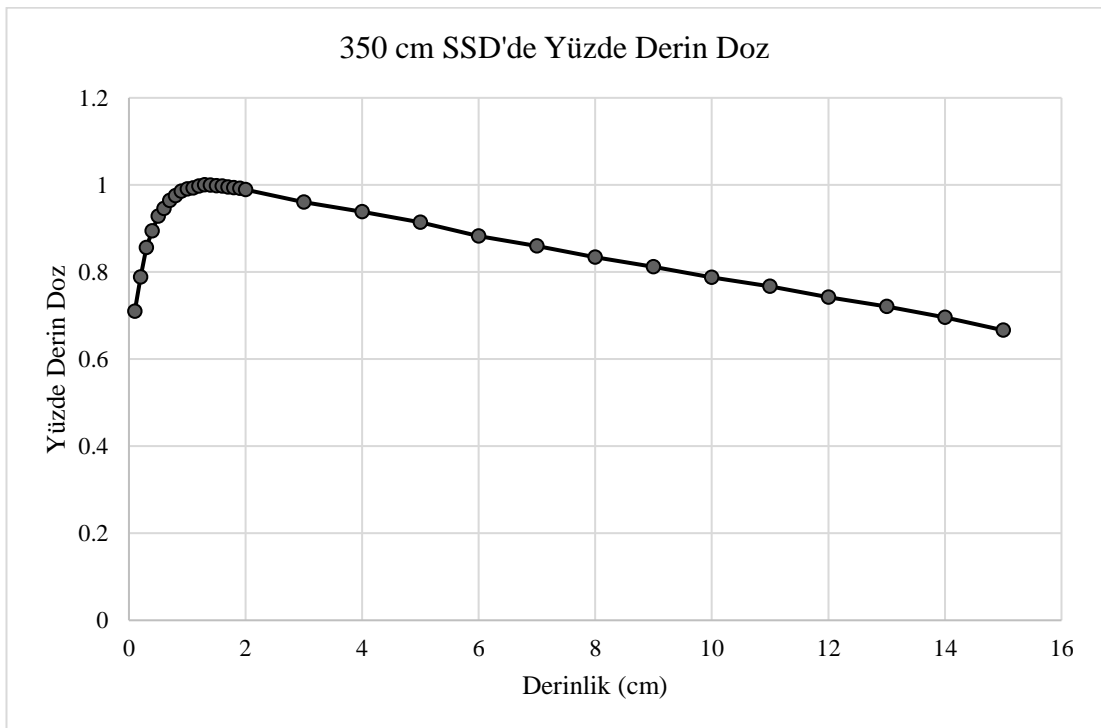
Yüzde Derin Doz standart şartlarda (SSD = 100 cm, kolimatör açıklığı 10 x 10 cm²); genişletilmiş SSD'de (SSD = 180 cm, kolimatör açıklığı 40 x 40 cm²) ve konvansiyonel TBI şartlarında (SSD = 350 cm, kolimatör açıklığı 40 x 40 cm²) ölçüldü (Şekil 4.1 – 3).



Şekil 4.1. 100 cm SSD'de Yüzde Derin Doz.

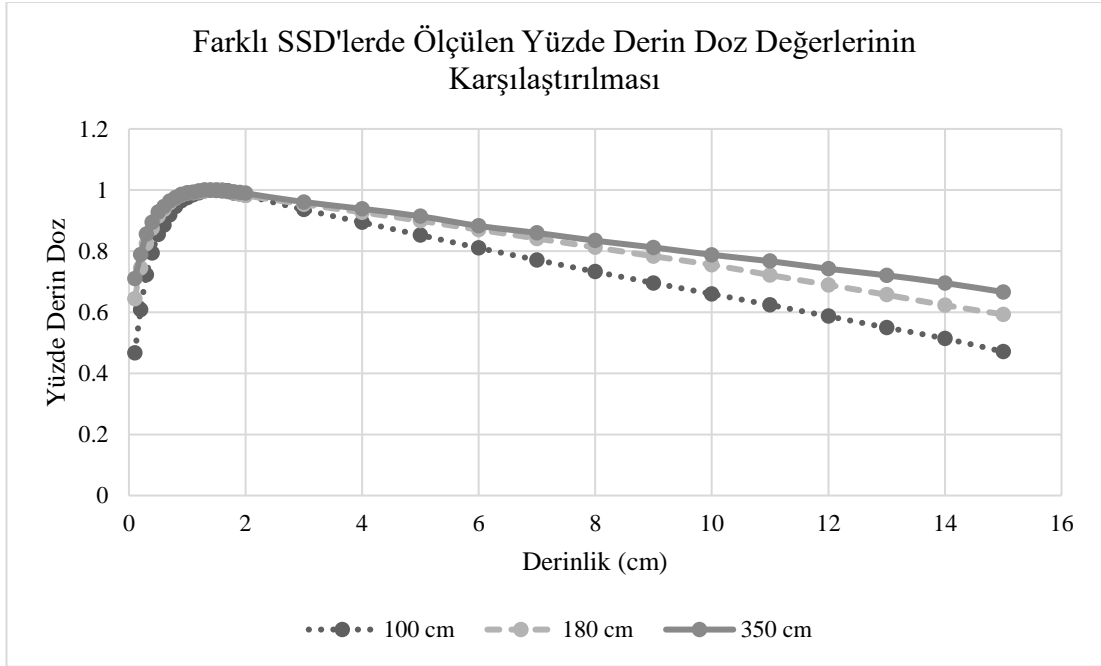


Şekil 4.2. 180 cm SSD'de Yüzde Derin Doz.



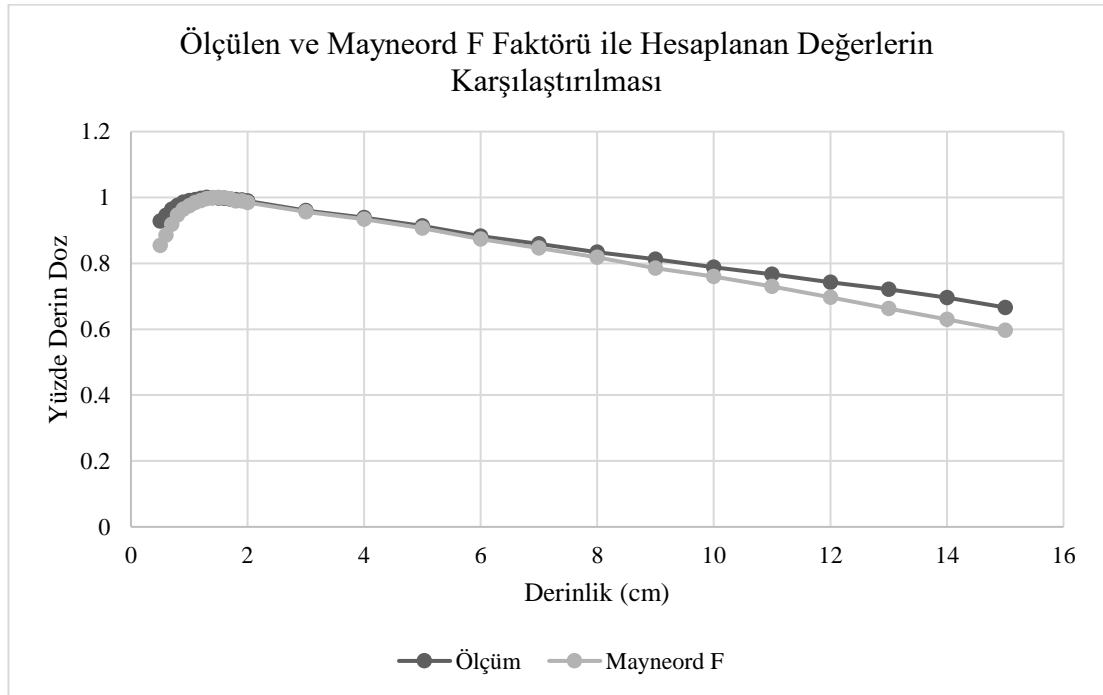
Şekil 4.3. 350 cm SSD'de Yüzde Derin Doz.

Şekil 4.4'te 100 cm, 180 cm ve 350 cm'de ölçülen Yüzde Derin Doz değerleri karşılaştırılmıştır. Grafik incelendiğinde SSD arttıkça giriş dozu ve aynı derinlikte bırakılan dozun arttığı görülmektedir.



Şekil 4.4. Farklı SSD'lerde ölçülen Yüzde Derin Doz değerlerinin karşılaştırılması.

Şekil 4.1 – 3'te farklı SSD'lerde elde edilen Yüzde Derin Doz grafikleri görülmektedir. Konvansiyonel şartlarda elde edilen ve Mayneord F faktörü kullanılarak TBI geometrisine uyarlanan değerler ile genişletilmiş SSD'de elde edilen değerler karşılaştırılmıştır. Şekil 4.5 incelendiğinde Mayneord F faktörü kullanılarak elde edilen değerlerin hesaplanan değerlerden daha düşük olduğu ve bu farkın derinlik ile arttığı görülmektedir.

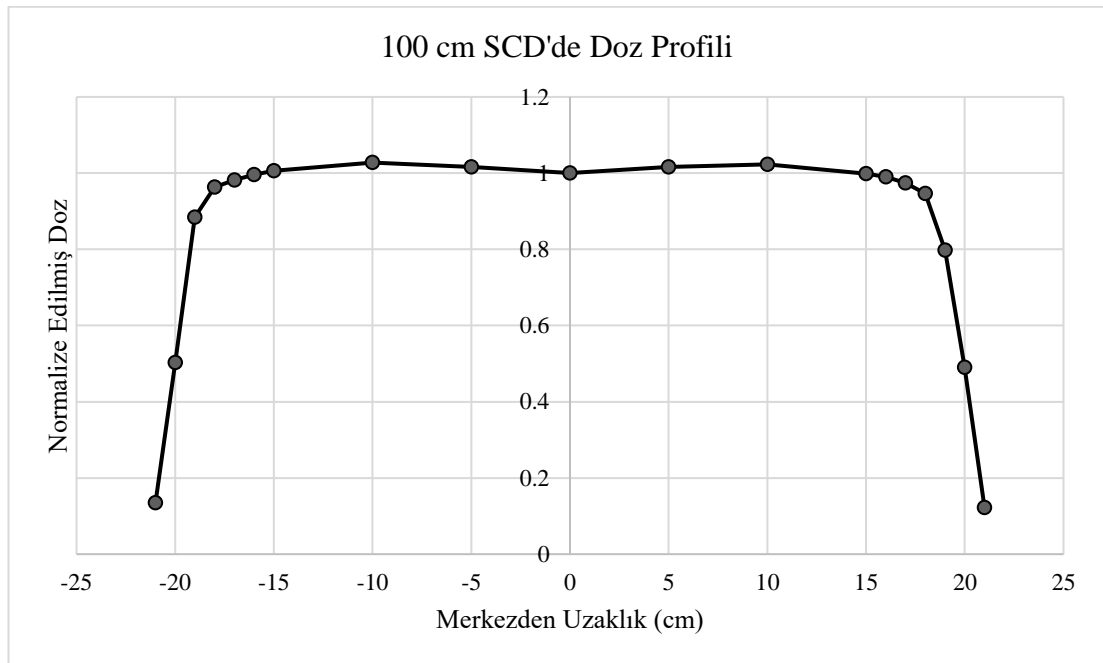


Şekil 4.5. Konvansiyonel şartlardan elde edilen ve Mayneord F faktörü ile hesaplanan PDD değerleri ile Ölçülen PDD değerlerinin karşılaştırılması.

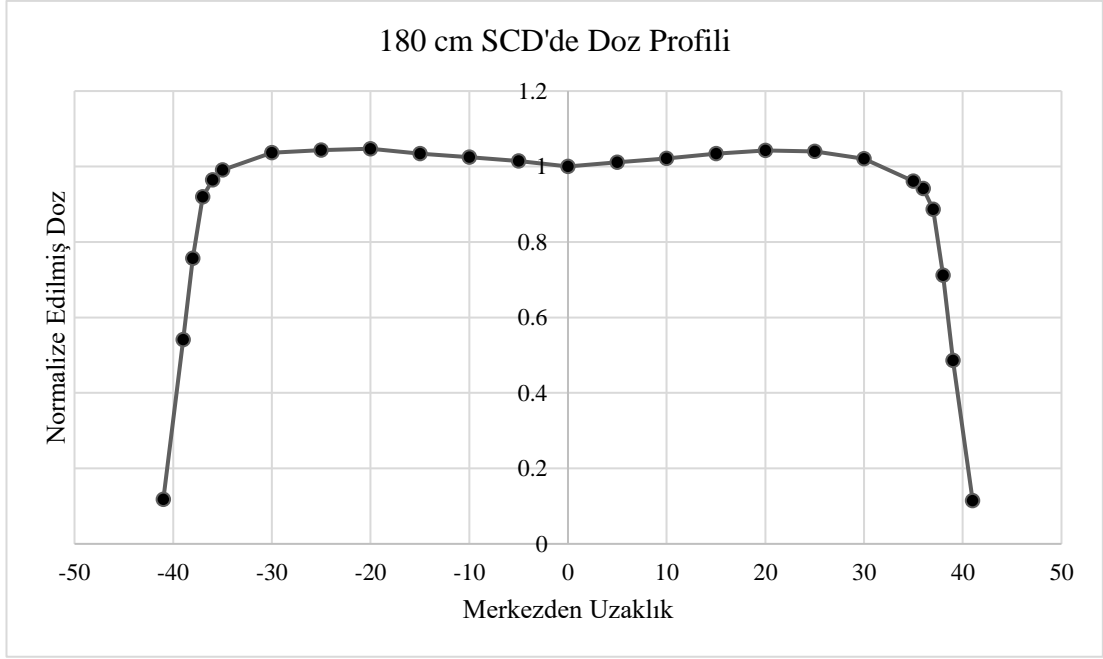
4.2. Doz Profilleri

Doz profilleri standart şartlarda (SCD = 100 cm, kolimatör açıklığı 40 x 40 cm²); genişletilmiş SSD'de (SCD = 180 cm, kolimatör açıklığı 40 x 40 cm²) ve konvansiyonel TBI şartlarında (SCD = 350 cm, kolimatör açıklığı 40 x 40 cm²) ölçüldü (Şekil 4.6 – 8).

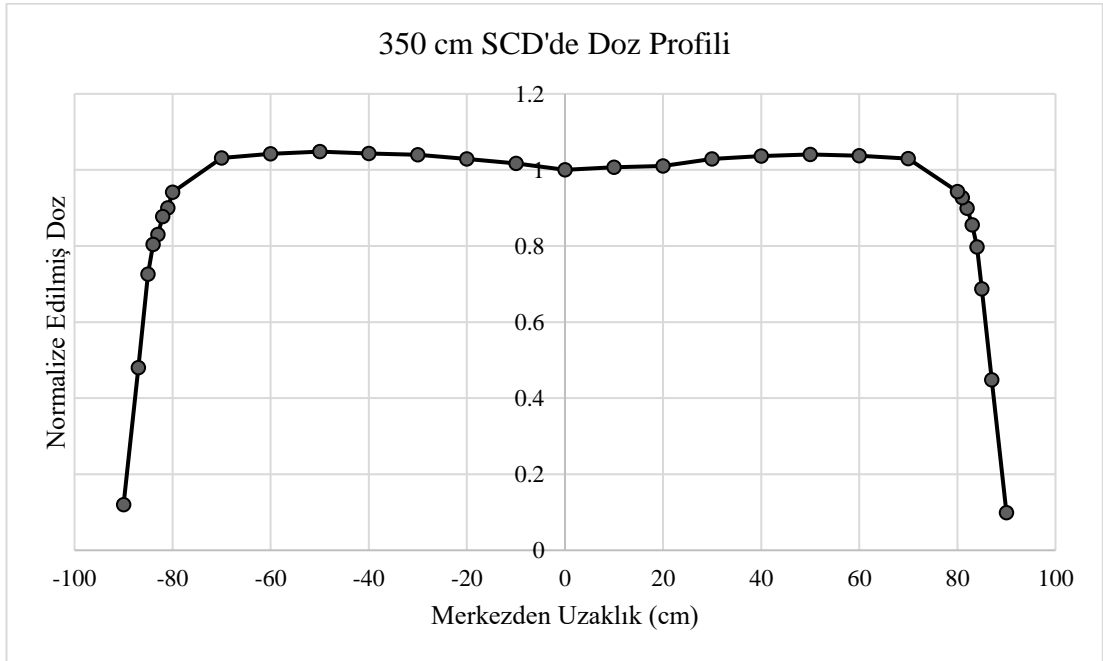
Doz profilleri incelendiğinde SCD arttıkça doz profillerinin düzlüğünün de azaldığı görülmektedir. Merkezdeki doza göre normalize edilen profillerde 100 cm SCD'de en fazla %2 fark görülürken; 180 cm SCD'de bu fark %4, 350 cm SCD'de ise %4.79 bulunmuştur.



Şekil 4.6. 100 cm SCD'de Doz Profili.

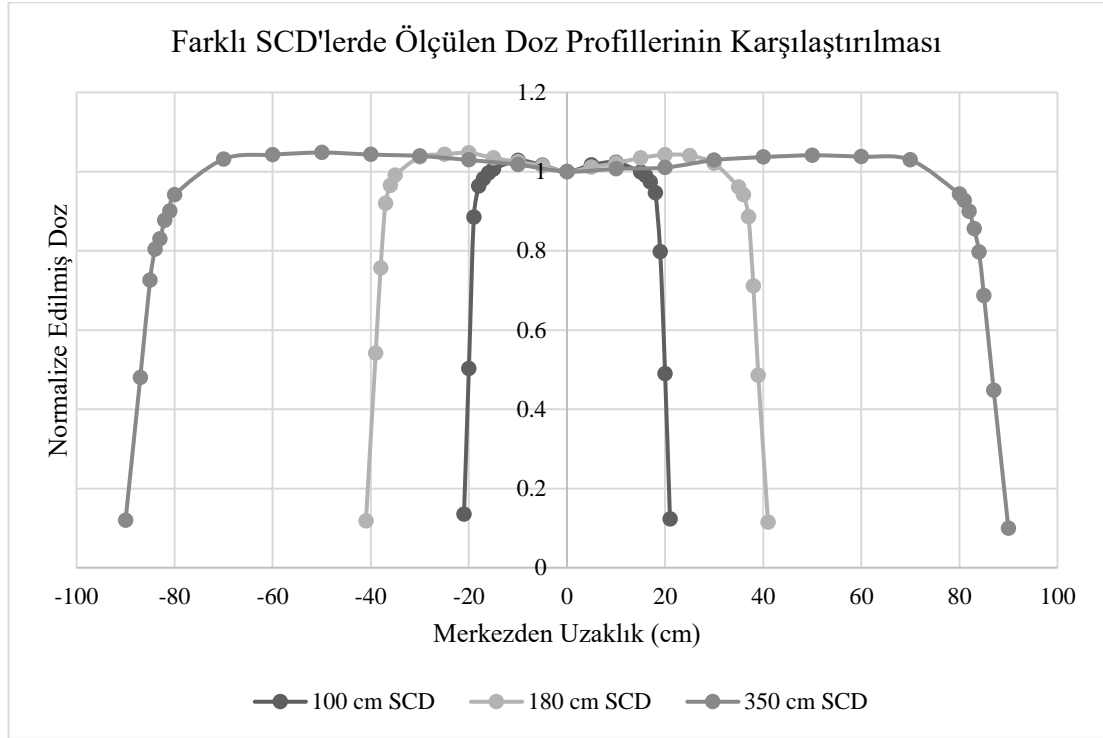


Şekil 4.7. 180 cm SCD'de Doz Profili.



Şekil 4.8. 350 cm SCD'de Doz Profili.

Şekil 4.9'da farklı SCD'lerde ölçülen doz profillerinin karşılaştırılması verilmiştir. SCD'nin artması ile birlikte alan penumbra bölgesinin genişlediği görülmektedir.

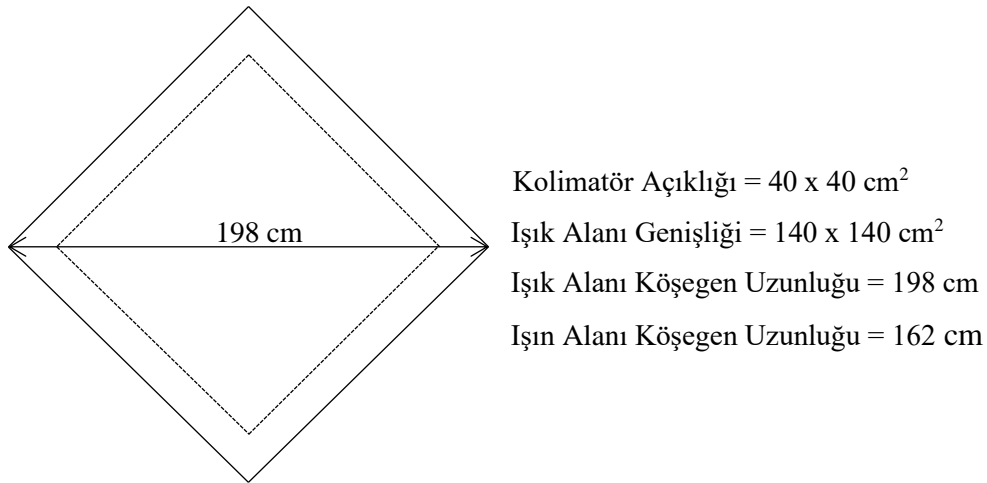


Şekil 4.9. Farklı SCD'lerde Ölçülen Doz Profillerinin Karşılaştırılması

4.3. Kullanılabilir Alan Genişliği

Konvansiyonel TBI uygulamalarında hastanın konumlandırılması gereken alan genişliğinin tespit edilmesi gerekmektedir. Çalışmamızda VMAT tekniklerinin yanı sıra bilateral TBI tekniğinin bir varyasyonu olan Genişletilmiş SSD Alan-içi-Alan tekniği de olduğundan kullanılabilir alan genişliğinin belirlenmesi büyük öneme sahiptir. Kullanılabilir alan genişliği direkt olarak ışıklı alanın oransal olarak büyütülmesiyle elde edilemez çünkü alan kenarlarında meydana gelen doz düşüşü kullanılabilir alan genişliğinin ışık alanı genişliğinden daima daha küçük olmasına sebep olur.

350 cm SSD'de ölçülen doz profili Şekil 4.10'da görölmektedir. ışık alanı (%50'lik izodoz eğrisi) ile ışın alanı (%90'lık izodoz eğrisi) köşegen uzunlukları sırasıyla 198 cm ve 162 cm olarak tespit edilmiştir (Şekil 4.10).



Şekil 4.10. 350 cm SSD'de açılan ışık ve tedavi alanlarının Şematik gösterimi.

*Düz çizgi ışık alanını, kesikli çizgi ise ışın alanını göstermektedir.

4.4. TBI Planları

Genişletilmiş SSD Alan-içi-Alan, Genişletilmiş SSD VMAT ve Standart SSD VMAT tekniklerinin ortalama dozları sırasıyla 11.9, 11.8 ve 12.0 olarak bulunmuştur. Genişletilmiş SSD Alan-içi-Alan tekniğinde PTV ortalaması 11.5 Gy ve ortalama akciğer dozu 8.5 Gy; Genişletilmiş SSD VMAT tekniğinde PTV ortalaması 11.6 Gy ve ortalama akciğer dozu 8.6 Gy'dir. Standart SSD VMAT tekniği ile elde edilen tedavi planında ise PTV ortalaması 12 Gy iken ortalama akciğer dozu 6.9 Gy olarak bulunmuştur (Tablo 4.1 – 2).

Toplam PTV hacminin %90'ının aldığı doz ile %10'unun aldığı dozun oranlanması ile elde edilen homojenite indeksleri incelendiğinde Standart SSD VMAT tekniğinin %96 homojenite ile diğer iki tekniğe üstünlük sağladığı görülmektedir (Tablo 4.1).

Tablo 4.1. Tedavi planlarının PTV dozlarının Gy cinsinden karşılaştırılması.

PTV	D ₉₅	D ₉₀	Ortalama	D ₅₀	D ₁₀	D ₁	D _{5cc}	HI
1	9.7	11.0	11.5	11.9	12.4	13.2	14.9	0,86
2	9.7	10.8	11.6	11.8	12.8	13.6	14.8	0,84
3	11.4	11.8	12.0	12.1	12.3	12.9	13.8	0,96

*1: Genişletilmiş SSD Alan-içi-Alan Tekniği, 2: Genişletilmiş SSD VMAT Tekniği, 3: Standart SSD VMAT Tekniği, HI: Homojenite İndeksi (D₉₀/D₁₀).

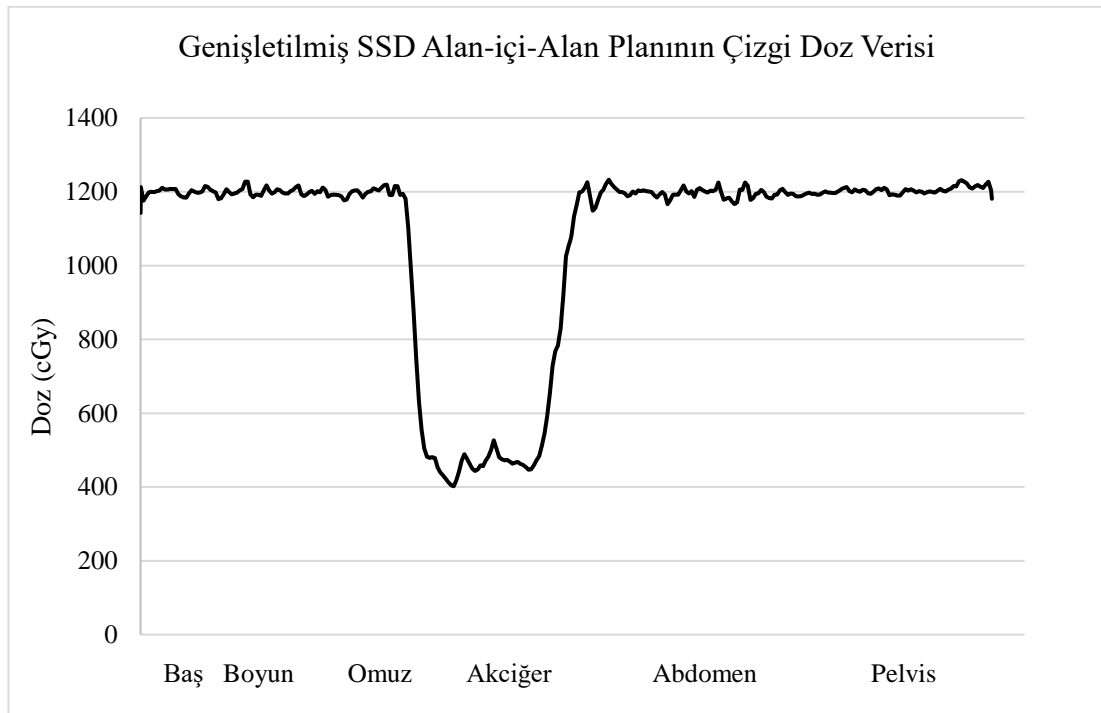
Tablo 4.2'de verilen ortalama akciğer dozu verisi incelendiğinde Standart SSD VMAT tekniği ile elde edilen akciğer dozunun diğer iki teknik ile elde edilen akciğer dozundan %20 daha düşük olduğu görülmektedir.

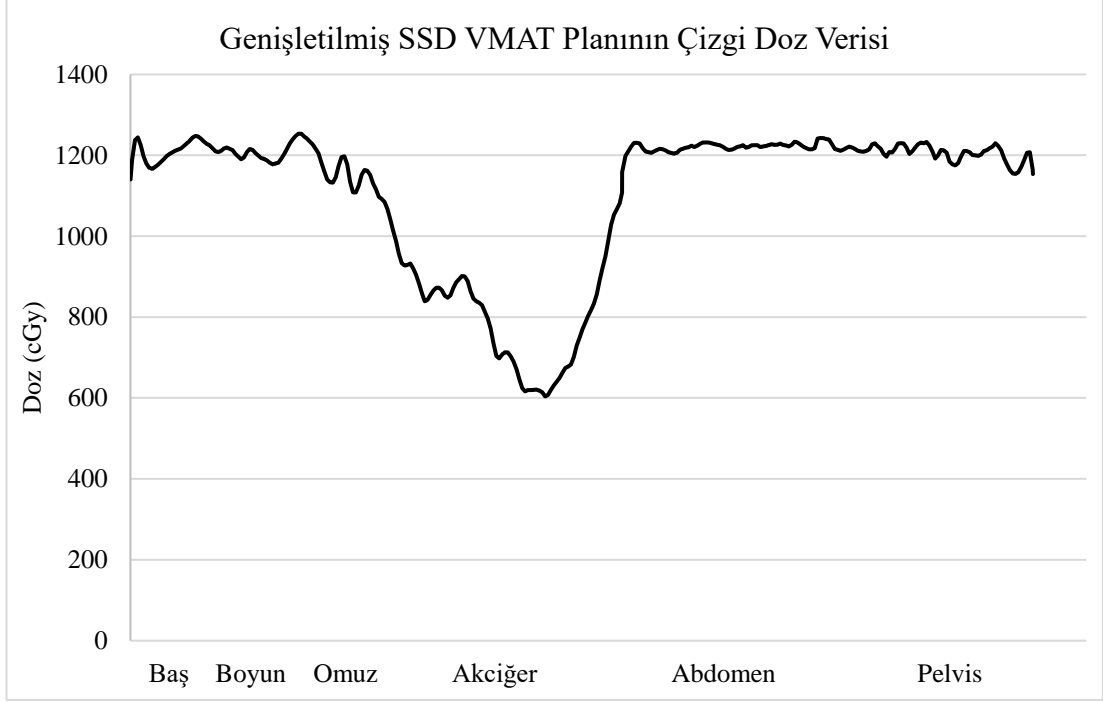
Tablo 4.2. Tedavi planlarının akciğer dozlarının Gy cinsinden karşılaştırılması.

Akciğer Dozu	D ₉₉	D ₉₅	Ortalama	D ₅₀	D ₂	D ₁
1	6.0	6.4	8.5	8.5	10.9	11.3
2	6.1	6.7	8.6	8.4	11.7	12.0
3	3.2	3.5	6.9	6.6	11.5	11.8

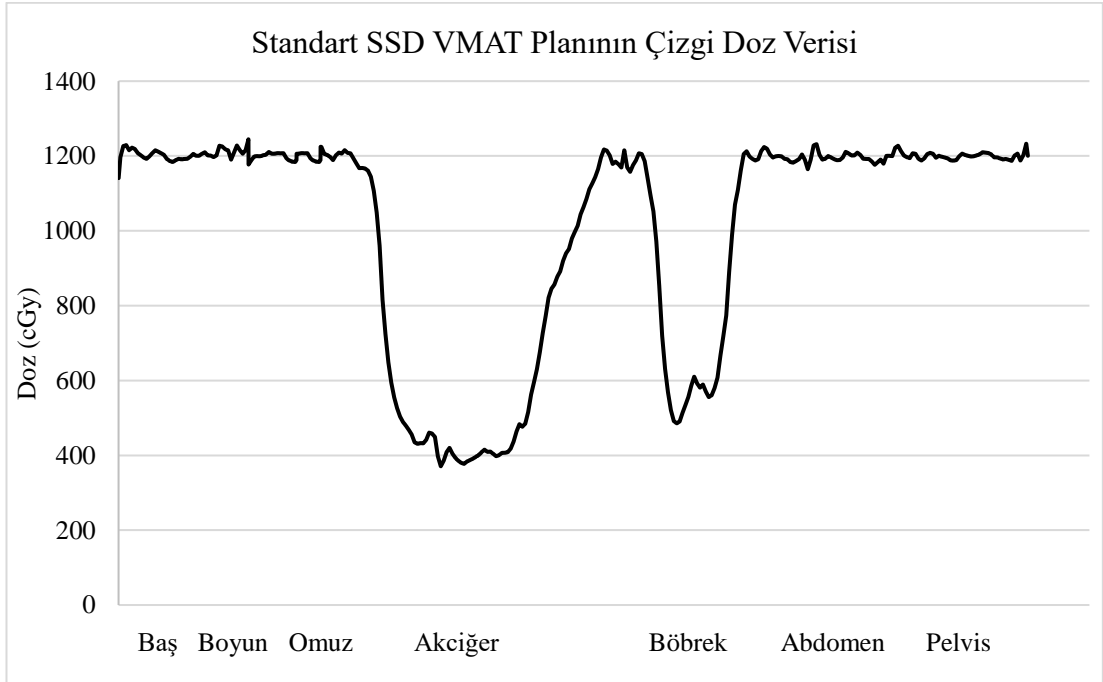
*1: Genişletilmiş SSD Alan-içi-Alan Tekniği, 2: Genişletilmiş SSD VMAT Tekniği, 3: Standart SSD VMAT Tekniği.

Genişletilmiş SSD Alan-içi-Alan, Genişletilmiş SSD VMAT ve Standart SSD VMAT teknikleri ile hazırlanan TBI planlarından superior – inferior yönünde elde edilen çizgi doz verileri sırası ile Şekil 4.11 – 13’de verilmiştir.

**Şekil 4.11.** Genişletilmiş SSD Alan-içi-Alan tekniği ile elde edilen TBI planının çizgi doz verisi.

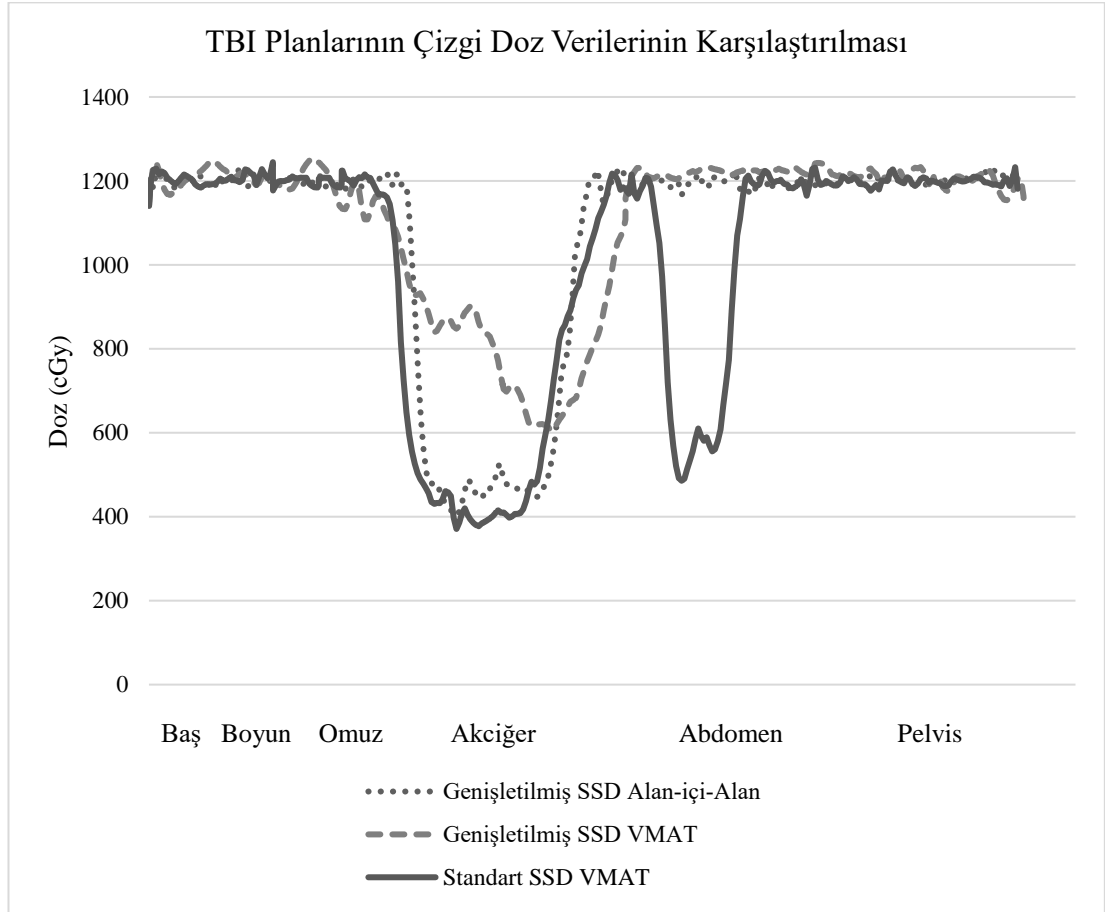


Şekil 4.12. Genişletilmiş SSD VMAT tekniği ile elde edilen TBI planının çizgi doz verisi.



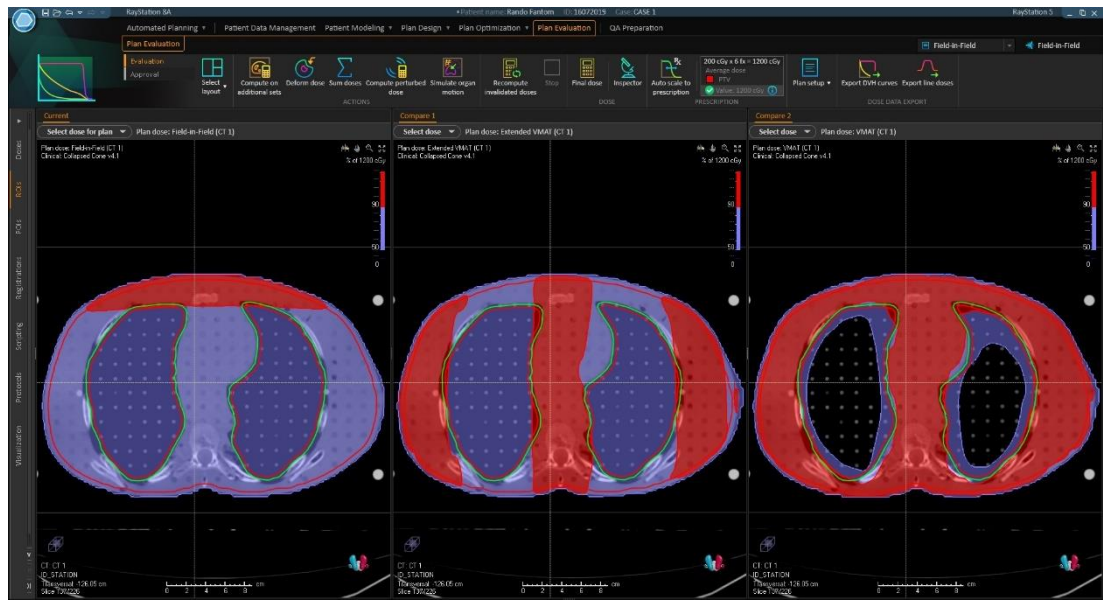
Şekil 4.13. Standart SSD VMAT tekniği ile elde edilen TBI planının çizgi doz verisi.

Şekil 4.14'te TBI planlarının çizgi doz verilerinin karşılaştırılması verilmiştir. Tedavi planlarının PTV doz homojenitesi birbirine yakın olsa da kritik organ dozlarında farklılıklar bulunmaktadır. Genişletilmiş SSD Alan-İçi-Alan ve Genişletilmiş SSD VMAT tekniklerinin ortalama akciğer dozları yakın olsa da düşük doz alan akciğer hacminin ilk teknikte daha yüksek olduğu görülmektedir.



Şekil 4.14. TBI Planlarının Çizgi Doz Verilerinin Karşılaştırılması

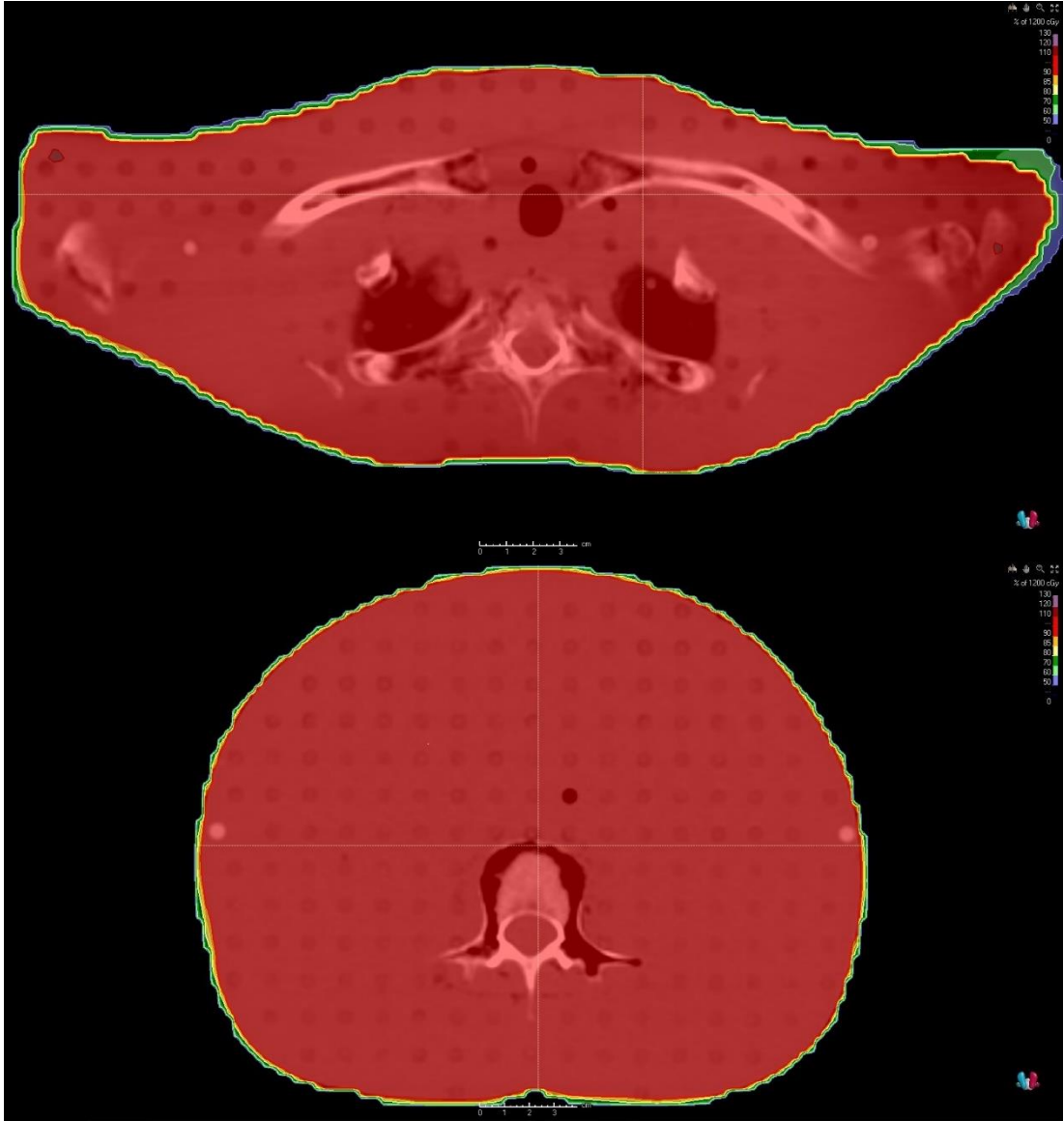
Şekil 4.15'te ise üç farklı tedavi planının midtoraks yerleşimli akciğer aksiyel kesitlerinin TPS görüntüsü verilmiştir. Siyah, mor ve kırmızı ile gösterilen izodoz bölgeleri sırası ile dozun % 0, % 50 ve % 90'ını alan bölgeleri göstermektedir. TPS görüntüleri sırasıyla Genişletilmiş SSD Alan-içi-Alan, Genişletilmiş SSD VMAT ve Standart SSD VMAT teknikleriyle oluşturulan planlara aittir. Genişletilmiş SSD Alan-içi-Alan planından alınan ilk görüntü incelendiğinde akciğerin etrafındaki tüm dokuların tedavi dozunun %90'ından az doz aldığı görülmektedir. Genişletilmiş SSD VMAT tekniğinde ise düşük doz bölgesi akciğerlerin yalnızca anterior ve posterior yönlerinde oluşmuştur. Standart SSD VMAT tekniğinde ise akciğer dışında düşük doz bölgesi bulunmamaktadır ve akciğer hacminin büyük kısmı %50'lik izodoz eğrisinin altında kalmıştır.



Şekil 4.15. Tedavi planlarının akciğer kesitleri

*TPS görüntüleri sırasıyla Genişletilmiş SSD Alan-içi-Alan, Genişletilmiş SSD VMAT ve Standart SSD VMAT teknikleriyle oluşturulan planlara aittir.

Standart SSD VMAT tekniğinde 3 izomerkez kullanıldığından 2 farklı kesişim bölgesi oluşmuştur. Bu kesişim bölgeleri rando fantomun 13. ve 24. kesitlerine denk gelmektedir. Bu bölgeler sırasıyla akciğerlerin üst ve böbreklerin alt kısmındadır. Şekil 4.16'da görüldüğü üzere alan kesişimi kaynaklı düşük/yüksek doz bölgeleri gözlemlenmemiştir. Doz dağılımında kırmızı ile boyanan bölge reçetelenmiş dozun ± 10 aralığını ifade etmektedir.

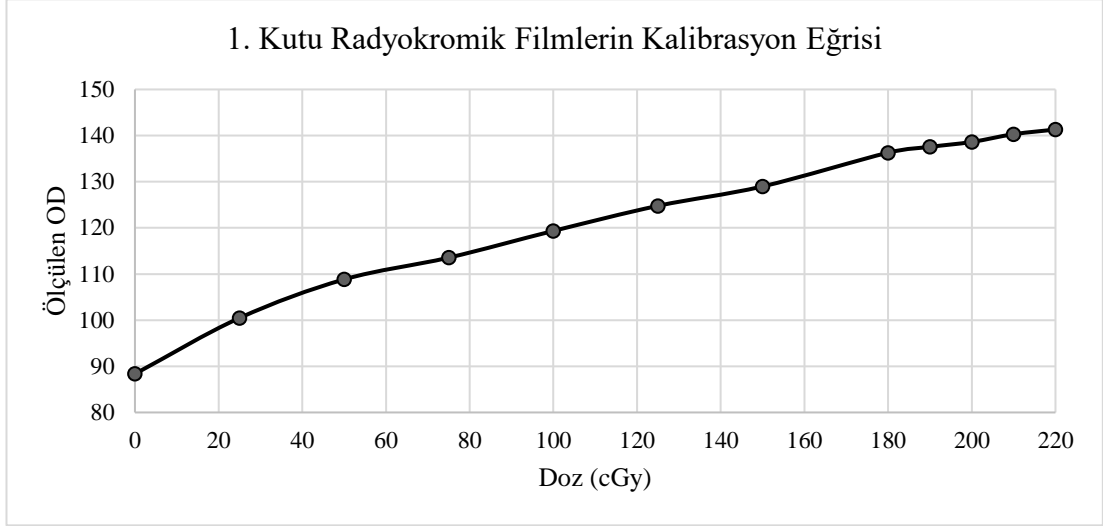


Şekil 4.16. Standart SSD VMAT tekniğindeki alan kesişim bölgeleri.

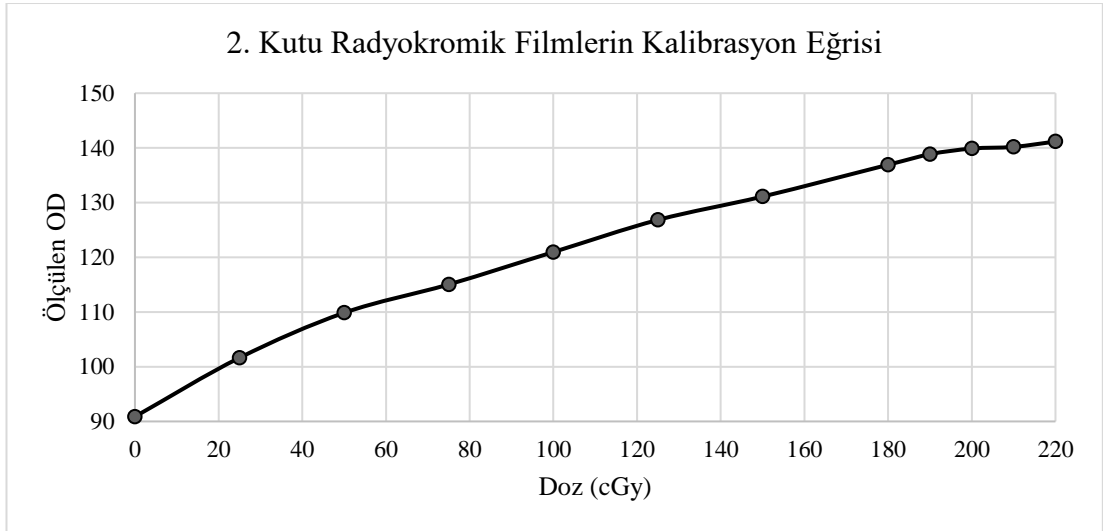
*TPS görüntüleri sırasıyla akciğerlerin üstü ve böbreklerin altındaki kesişim bölgesindeki doz dağılımlarını göstermektedir.

4.4. Radyokromik Film Ölçüm Sonuçları

Radyokromik filmlerin kalibrasyon eğrileri Şekil 4.17 ve Şekil 4.18’da verilmiştir.



Şekil 4.17. 1. Kutu radyokromik filmlerin kalibrasyon eğrisi.



Şekil 4.18. 2. Kutu radyokromik filmlerin kalibrasyon eğrisi.

Genişletilmiş SSD Alan-içi-Alan, Genişletilmiş SSD VMAT ve Standart SSD VMAT teknikleri ile ışınlanan radyokromik filmlerin %5/5 mm gama analizi sonuçları sırasıyla Tablo 4.3 – 5’te verilmiştir. %3/3 mm, %3/5 mm, %5/3 mm kriterleri ile elde edilen gama analizi sonuçları Ek 2’de verilmiştir.

Gama analizi sonuçları incelendiğinde Genişletilmiş SSD Alan-içi-Alan tekniği ile hazırlanan tedavi planının geçme oranı ortalama %90 bulunmuştur. Genişletilmiş SSD VMAT tekniğinde ise bu oran ortalama %87’dir. Son olarak Standart SSD VMAT tekniğinde ise geçme oranı ortalama %94’tür.

Tablo 4.3. Genişletilmiş SSD Alan-içi-Alan tekniği ile ışınlanan Rando fantoma yerleştirilen radyokromik filmlerin gama analizi sonuçları.

Fantom Kesit Aralığı	1. Ölçüm (%)	2. Ölçüm (%)
3 – 4	90.1	89.3
9 – 10	89.3	89.0
11 – 12	90.1	89.4
16 – 17	85.8	86.2
25 – 18	90.5	90.0
31 – 32	88.5	89.7

Tablo 4.4. Genişletilmiş SSD VMAT tekniği ile ışınlanan Rando fantoma yerleştirilen radyokromik filmlerin gama analizi sonuçları.

Fantom Kesit Aralığı	1. Ölçüm (%)	2. Ölçüm (%)
3 – 4	87.5	88.7
9 – 10	88.6	86.6
11 – 12	86.2	85.1
16 – 17	82.8	82.1
25 – 18	86.1	87.8
31 – 32	88.7	89.8

Tablo 4.5. Standart SSD VMAT tekniği ile ışınlanan Rando fantoma yerleştirilen radyokromik filmlerin gama analizi sonuçları.

Fantom Kesit Aralığı	1. Ölçüm (%)	2. Ölçüm (%)
3 – 4	92.9	93.8
9 – 10	93.7	92.9
11 – 12	95.5	95.2
16 – 17	88.2	87.6
25 – 18	90.8	91.2
31 – 32	95.1	94.8

4.5. OSLD Ölçüm Sonuçları

Genişletilmiş SSD Alan-içi-Alan, Genişletilmiş SSD VMAT ve Standart SSD VMAT teknikleri kullanılarak hazırlanan tedavi planları ile ışınlanan Rando fantomun OSLD ölçüm sonuçları Ek 3'de verilmiştir. Bu teknikler ile elde edilen verilerin ortalaması alınmış ve TPS değerleri ile sırası ile Tablo 4.6 – 8'de karşılaştırılmıştır.

OSLD'lerin ışınlanması sonrasında TPS'ten aynı noktaya denk gelen nokta doz değerleri alınmıştır. Genişletilmiş SSD Alan-içi-Alan ve Genişletilmiş SSD VMAT tekniklerinde ölçüm ve hesaplama arasındaki fark \pm %5 aralığında bulunmuştur. Standart SSD VMAT tekniğinde ise bu fark \pm %3'e kadar düşmüştür. Spearman Korelasyon analizine göre elde edilen sonuçlar istatistiksel olarak anlamlıdır. Genişletilmiş SSD Alan-içi-Alan tekniğinde korelasyon katsayısı 0.688; p değeri ise 0.05 olarak bulunmuştur. Genişletilmiş SSD VMAT tekniğinde ise korelasyon katsayısı 0.965; p değeri ise 0.01 olarak bulunmuştur. Standart SSD VMAT tekniğinde ise korelasyon katsayısı 0.956; p değeri ise 0.01 olarak bulunmuştur (Tablo 4.6 – 8).

Tablo 4.6. Genişletilmiş SSD Alan-içi-Alan tekniği ile ışınlanan Rando fantoma yerleştirilen OSLD'lerin sonuçları ile TPS verilerinin karşılaştırılması.

Fantom Kesit Numarası	Ölçüm Ortalaması \pm Standart Sapma (cGy)	TPS Değeri (cGy)	Fark (%)
2 (Sağ)	1239 \pm 28	1253	-1.08
2 (Sol)	1245 \pm 37	1226	1.52
9 (Sağ)	1208 \pm 4	1235	-2.16
9 (Sol)	1229 \pm 7	1206	1.95
11 (Sağ)	1249 \pm 9	1265	-1.28
11 (Sol)	1232 \pm 13	1297	-4.99
16 (Sağ)	737 \pm 8	715	3.14
16 (Sol)	734 \pm 4	702	4.58
27 (Sağ)	1217 \pm 24	1236	-1.51
27 (Sol)	1216 \pm 19	1235	-1.54
31 (Sağ)	1247 \pm 27	1265	-1.44
31 (Sol)	1259 \pm 34	1246	1.02

Tablo 4.7. Genişletilmiş SSD VMAT tekniği ile ışınlanan Rando fantoma yerleştirilen OSLD'lerin sonuçları ile TPS verilerinin karşılaştırılması.

Fantom Kesit Numarası	Ölçüm Ortalaması \pm Standart Sapma (cGy)	TPS Değeri (cGy)	Fark (%)
2 (Ön)	1163 \pm 20	1109	4.87
2 (Arka)	1115 \pm 21	1080	3.28
9 (Ön)	1138 \pm 21	1108	2.73
9 (Arka)	1137 \pm 22	1092	4.14
16 (Ön Sağ)	783 \pm 8	771	1.55
16 (Ön Sol)	794 \pm 7	813	-2.36
16 (Arka Sağ)	773 \pm 39	749	3.27
16 (Arka Sol)	755 \pm 14	719	4.99
27 (Ön)	1152 \pm 6	1096	5.07
27 (Arka)	1112 \pm 16	1083	2.66
31 (Ön)	1119 \pm 4	1068	4.81
31 (Arka)	1096 \pm 1	1045	4.93

Tablo 4.8. Standart SSD VMAT tekniği ile ışınlanan Rando fantoma yerleştirilen OSLD'lerin sonuçları ile TPS verilerinin karşılaştırılması.

Fantom Kesit Numarası	Ölçüm Ortalaması \pm Standart Sapma (cGy)	TPS Değeri (cGy)	Fark (%)
2 (Ön)	1070 \pm 41	1045	2.44
2 (Arka)	1095 \pm 25	1064	2.87
9 (Ön)	1111 \pm 88	1090	1.91
9 (Arka)	1141 \pm 77	1120	1.88
13 (Ön)	1141 \pm 57	1152	-0.94
13 (Arka)	1171 \pm 20	1206	-2.89
16 (Ön Sağ)	1206 \pm 11	1175	2.66
16 (Ön Sol)	1209 \pm 67	1228	-1.53
16 (Arka Sağ)	1237 \pm 60	1266	-2.30
16 (Arka Sol)	1225 \pm 48	1230	-0.38
24 (Ön)	1146 \pm 34	1136	0.90
24 (Arka)	1165 \pm 16	1139	2.33
27 (Ön)	1161 \pm 50	1197	-2.97
27 (Arka)	1189 \pm 19	1205	-1.29
31 (Ön)	1169 \pm 34	1138	2.76
31 (Arka)	1197 \pm 32	1167	2.60

Standart SSD VMAT tekniği ile hazırlanan tedavi planı ile ışınlanan Rando fantomun OSLD ölçüm sonuçları incelendiğinde Rando fantomun aynı numaralı kesitlerinden ön ve arka bölgelerinden alınan doz değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Tablo 4.9’da incelenebilen veriler Student t testi ile analiz edilmiş ve aradaki fark anlamlı bulunmuştur ($p = 0.01$). Bu doz farkının sebebi Elekta Versa HD cihazının tedavi yatağının 6 MV foton enerjisinde 2.4 olarak verilen atenüasyon değeridir (48). Tedavi yatağından kaynaklı elektron saçılımı yüzey dozunda artışa sebep olmuştur. Zhang ve ark. (49)’nın çalışmasında tedavi masasının doza etkisi maksimum %2.51 bulunmuştur. Bizim çalışmamızda ise maksimum %2.65; ortalama %2.2 olarak bulunmuştur.

Tablo 4.9. Rando fantomun önüne ve arkasına yerleştiren OSLD’lerin ölçüm sonuçları arasındaki yüzde fark.

Fantom Kesit Numarası	Ölçüm Ortalaması (cGy)	Fark (%)
2 (Ön)	1070.49	-2.20
2 (Arka)	1094.58	
9 (Ön)	1110.81	-2.65
9 (Arka)	1141.01	
13 (Ön)	1141.21	-2.55
13 (Arka)	1171.09	
16 (Ön Sağ)	1206.26	-2.47
16 (Arka Sağ)	1236.85	
16 (Ön Sol)	1209.18	-1.32
16 (Arka Sol)	1225.34	
24 (Ön)	1146.23	-1.65
24 (Arka)	1165.50	
27 (Ön)	1161.46	-2.36
27 (Arka)	1189.50	
31 (Ön)	1169.45	-2.33
31 (Arka)	1197.29	

5. TARTIŞMA

Çalışmamızda literatürde bulunan üç farklı TBI tekniği radyokromik film ve OSLD'ler kullanılarak incelenmiştir.

Çalışmada kullanılan tekniklerden ilki Önal ve ark. (3)'nın geliştirdiği Genişletilmiş SSD Alan-içi-Alan tekniğidir. Konvansiyonel bilateral TBI tekniğinin bir varyasyonu olarak nitelendirilebilecek bu teknikte ana alanlara ek olarak ağırlığı azaltılmış ikinci alanlar kullanılmaktadır. Bu alanlarda MLC'ler kullanılarak akciğer dozu kabul edilebilir değerlere düşürülürken; yüksek doz oluşması da engellenmiştir. Böylelikle kompensatör ihtiyacı ortadan kaldırılmıştır. Karşılaştırma amacıyla seçilen ikinci teknik ise Pierce ve ark. (4)'nin Genişletilmiş SSD VMAT tekniğidir. Bu teknikte yatak açısı 90° ayarlanmış ve genişletilmiş SSD'de 110°'lik arklar kullanılarak supin ve pron pozisyonda optimizasyon yapılmıştır. Seçilen son teknik ise Symons ve ark. (6)'nin Standart SSD VMAT tekniğidir. Bu teknikte hasta konvansiyonel radyoterapi şartlarında konumlandırılarak dört farklı izomerkez kullanılarak tedavi planı oluşturulmuştur. Bu çalışmada belirlenen izomerkezler baş-boyun, toraks, abdomen ve pelvise konumlandırılmıştır.

Genişletilmiş SSD kullanılan TBI tekniklerinde tedavi şartlarında PDD ve doz profilleri belirlenmiştir (7). Doz profilleri 180 cm ve 350 cm SCD'de ölçüldü ve profil düzlüğü sırası ile %4 ve %4.79 olarak bulundu. Literatürde Hoseinnezhad ve ark. (50)'nin çalışmasında 312 cm SSD'de profil düzlüğü %4.59 bulunmuştur. Çalışmamızda elde edilen veriler bu değerle uyumludur. Her iki SCD'de ölçülen doz profilleri \pm %10 doz homojenitesi sağladığından herhangi bir düzleştirici kompensatöre gerek duyulmamıştır.

Çalışmamızda Genişletilmiş SSD Alan-içi-Alan tekniği için 350 cm SSD'de PDD ölçülmüş ve d_{maks} derinliği 1.3 cm bulunmuştur. Standart SSD ile kıyaslandığında giriş dozu 0.46'dan 0.70'e çıkmış; 15 cm derinlikte ise PDD, 0.47'den 0.67'ye çıkmıştır. Yüzey dozu düşük olduğundan bu teknikte beam spoiler kullanılmıştır. Pleksiglas ile yapılan ölçümlerde ise yüzey dozu 0.98'e kadar çıkarken, 15 cm derinlikteki doz ise 0.65 olarak bulunmuştur. 350 cm SCD'de doz profili ise kolimatör

açısı 45° iken alınmıştır. Veriler incelendiğinde %90'lık izodoz eğrisinin köşegen uzunluğu 162 cm olarak bulunmuştur. Onal ve ark. (3)'ün çalışmasında pleksiglas ile yüzey dozu 0.975'e kadar çıkmıştır; PDD ve doz profili ile ilgili bir veri bulunmamaktadır. Genişletilmiş SSD VMAT tekniği için ise 180 cm SSD'de PDD ölçülmüş d_{maks} derinliğinde herhangi bir fark gözlemlenmemiştir. Bu sonuç Pierce ve ark. (4)'ün sonuçları ile uyumludur. Standart SSD ile kıyaslandığında giriş dozu ise 0.46'dan 0.64'e çıkmış; 15 cm derinlikte ise PDD, 0.47'den 0.59'a çıkmıştır. 180 cm SSD'de doz profili incelendiğinde %90'lık izodoz eğrisinin içinde kalan alan $74 \times 74 \text{ cm}^2$ olarak bulunmuştur. Pierce ve ark. (4)'ün çalışmasında ise 175 cm SSD kullanılmış ve doz profili yalnızca grafik olarak verilmiştir. Bu grafikte alan genişliği $80 \times 80 \text{ cm}^2$ 'den küçüktür.

Çalışmamızda karşılaştırılacak tedavi planları için tedavi dozu literatürde bulunan en yaygın tedavi şeması olan 6 fraksiyonda toplam 12 Gy olarak belirlenmiştir (2). Tedavi planları 6 MV foton enerjisi kullanılarak Raystation TPS ile hazırlanmıştır. TBI'da tedavi alanı oldukça geniş olduğundan en büyük problem doz homojenitesini sağlamaktır. Bununla birlikte kritik organ dozları da büyük öneme sahiptir. AAPM'in 17 numaralı raporuna göre doz homojenitesinin $\pm \%10$ aralığında olması ve akciğer dozunun tedavi dozunun $\%80 - 85$ 'ini geçmemesi TBI tedavi planlarının kabul kriterlerindedir (7). Çalışmamızda kullanılan tekniklerden ilki olan Genişletilmiş SSD Alan-içi-Alan tekniği ile hazırlanan tedavi planında ana alanlara ek olarak ağırlığı azaltılmış alan-içi-alanlar ile akciğer dozu tedavi dozunun $\%70$ 'ine düşürülmüş ve yüksek doz bölgelerinin oluşması engellenmiştir. Onal ve ark. (3)'ün çalışmasında bu değer $\%79.2$ 'dir. Genişletilmiş SSD VMAT tekniğinde ise masa açısı 90° iken supin ve pron pozisyonda toplam 8 adet 100° 'lik ark kullanılarak tedavi planı oluşturulmuş ve akciğer dozu tedavi dozunun $\%70$ 'ine düşürülmüştür. Pierce ve ark. (4)'ün çalışması düşük doz TBI üzerine olduğundan herhangi bir organı koruma ihtiyacı duyulmamıştır. Standart SSD VMAT tekniğinde ise baş-boyun, toraks ve abdomene yerleştirilen 3 izomerkez ile toplam 12 tam ark kullanılarak tedavi planı oluşturulmuş ve akciğer dozu tedavi dozunun $\%60$ 'ına kadar düşürülmüştür. Symons ve ark. (6)'nın çalışmasında bu değer $\%63$ 'tür. Tedavi planlarının doz homojeniteleri incelenecek olursa Genişletilmiş SSD Alan-içi-Alan tekniğinin doz homojenitesi $\%86$;

Genişletilmiş SSD VMAT tekniğinin doz homojenitesi %84 ve Standart SSD VMAT tekniğinin doz homojenitesi ise %96'dır. Aradaki bu farkın en büyük sebebi ilk iki teknikte akciğerlerin etrafında gözlenen düşük doz bölgeleridir (Bkz. Şekil 4.15). Onal ve ark. (3)'nın ve Pierce ve ark. (4)'nın çalışmalarında doz homojenitesi hakkında bir bilgi verilmemiştir. Symons ve ark. (6)'nın çalışmasında ise ortalama doz homojenitesi %92'dir. PTV homojenitesi ve kritik organ dozları incelendiğinde tedavi planlarımızın üstünlüğü ortaya çıkmaktadır.

Standart SSD VMAT tekniğinin diğer iki tekniğe karşı sağladığı en büyük avantaj akciğer dozundaki %20'lik doz değişimidir. Van Dyk ve ark. (51)'nın çalışmasına göre Akciğerlerde %5'lik bir doz değişiminin radyasyon pnömonisi riskini %20 artırdığı gösterilmiştir (7). Clift ve ark. (52)'nın 15.75 Gy ile 12 Gy TBI dozlarını karşılaştırdığı çalışmada dozu artırmanın relaps oranını düşürürken pnömoni oranını ise artırdığı gösterilmiştir. Dolayısıyla alışmamızda Standart SSD VMAT tekniği ile elde edilen düşük akciğer dozu (6.9 Gy) istenildiği takdirde tedavi dozunun artırılabilmesine olanak sağlamaktadır.

Standart SSD VMAT tekniği ile ilgili en önemli belirsizliklerden ilki tedavinin aşama aşama verilmesinden kaynaklı dolaşımda bulunan hücrelerin maruz kalabileceği düşük/yüksek doz riskidir. Molloy (53)'un yaptığı çalışmada IMRT tabanlı fraksiyone tedavilerde 20 – 30 dakikalık ortalama bir işınlama sresinde dozimetrik homojenitenin sağlanabildiği gösterilmiştir. Bizim alışmamızda söz konusu tekniğin uygulanması 30 dakika sürmüştür. İkinci belirsizlik ise birden fazla izomerkez kullanımından kaynaklı alan keşişimlerinde oluşabilecek düşük/yüksek doz riskidir. Çalışmamızda 3 izomerkez kullanıldığından 2 farklı keşişim bölgesi oluşmuştur. Bu keşişim bölgeleri rando fantomun 13. ve 24. kesitlerine denk gelmektedir. Bu kesitlerin n ve arka bölgelerine OSLD'ler yerleştirilerek doz dağılımını kontrol edildi ve Tablo 4.8'de görüldüğü üzere herhangi bir doz heterojenitesi gzlelenmedi.

AAPM'in 17 numaralı raporuna göre herhangi bir TBI tekniğinin klinik uygulamaya geçmeden önce antropomorfik fantom kullanılarak dozimetrik

kontrollerinin yapılması gerekmektedir (1, 7). Tedavi planlarının Elekta Versa HD lineer hızlandırıcı ile ışınlanması sırasında belirlenen kesitlere radyokromik film ve OSLD'ler yerleştirildi. Cihaz, fantom yerleşimi ve kişisel hatalarımızın etkisini en aza indirmek amacıyla her plan üç kere OSLD'ler ile iki kere de radyokromik filmler ile ışınlandı ve elde edilen değerlerin ortalaması alınarak TPS verileri ile karşılaştırıldı.

Radyokromik filmlerin ışınlanması sonrasında elde edilen veriler ile TPS'ten alınan alan dozları karşılaştırılmıştır. Genişletilmiş SSD Alan-içi-Alan tekniği ile ışınlanan filmler ile yapılan gamma analizi sonuçlarına göre geçme oranı ortalama %90 olarak bulunmuştur. Genişletilmiş SSD VMAT tekniğinde ise bu oran %87'ye kadar düşmüş; son olarak Standart SSD VMAT tekniğinde ise %94'e çıkmıştır. Radyokromik film sonuçları incelendiğinde her tekniğin 16. kesitinde geçme oranında bir düşüş meydana geldiği görülmektedir. Genişletilmiş SSD Alan-içi-Alan, Genişletilmiş SSD VMAT ve Standart SSD VMAT tekniklerinde söz konusu kesitteki geçme oranları sırasıyla %86, %82.4 ve %87.9 bulunmuştur. Bu düşüşün sebebi söz konusu kesitin Rando fantomun akciğerlerinin bulunduğu kesite denk gelmesi ve doz heterojenitesinin en yüksek olduğu bölge olmasıdır.

OSLD'lerin ışınlanması sonrasında TPS'ten aynı noktaya denk gelen nokta doz değerleri alınmıştır. Genişletilmiş SSD Alan-içi-Alan ve Genişletilmiş SSD VMAT tekniklerinde ölçüm ve hesaplama arasındaki fark \pm %5 aralığında bulunmuştur. Onal ve ark. (3)'ün Genişletilmiş SSD Alan-içi-Alan çalışmasında in vivo nokta doz ölçümlerinde MOSFET'ler kullanılmış ve sonuçlarımıza benzer şekilde %-2.5 – %6.5 aralığında farklarla ölçüm alınmıştır. Standart SSD VMAT tekniğinde ise bu fark \pm %3'e kadar düşmüştür.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Raystation TPS ile Rando fantom üzerinde hazırlanan TBI planları Elekta Versa HD lineer hızlandırıcı kullanılarak dozimetrik olarak karşılaştırılmıştır. Bu çalışma aynı tedavi cihazı ve TPS kullanılarak birden fazla TBI tekniğinin karşılaştırıldığı ilk çalışma olarak öne çıkmaktadır.

Çalışmamızın sonuçları aşağıdaki gibidir:

1. Standart SSD VMAT tekniği, genişletilmiş SSD ve hasta bazlı doz modülasyon eklentilerine olan ihtiyacı ortadan kaldırarak standart bir lineer hızlandırıcı odasında uygulanabilmesi ile diğer tekniklere büyük avantaj sağlamaktadır. Birden fazla izomerkez kullanımı ile diğer iki tekniğe göre planlama ve uygulama aşamasında daha zahmetli olmakla birlikte doz homojenitesi oldukça yüksek bir tekniktir. Ek olarak, bu teknikle hazırlanan tedavi planında kritik organ dozları da diğer iki tekniğe kıyasla daha düşüktür.
2. Standart SSD VMAT tekniğinde ışınlama standart tedavi masasında gerçekleştiğinden, Rando fantom kV CBCT yardımı ile yerleştirilmekte ve bunun sonucunda da insan kaynaklı hata riski azalmaktadır. Böylelikle her fraksiyonda tedavi pozisyonu net bir şekilde tekrarlanmakta ve doz dağılımı keskin bir şekilde incelenebilmektedir.

7. KAYNAKLAR

1. Gibbons JP, Khan FM. Khan's the physics of radiation therapy. Philadelphia: Wolters Kluwer; 2014.
2. Halperin EC, Perez CA, Brady LW. Perez and Brady's principles and practice of radiation oncology. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins; 2019.
3. Onal C, Sonmez A, Arslan G, Sonmez S, Efe E, Oymak E. Evaluation of Field-in-Field Technique for Total Body Irradiation. *International Journal of Radiation Oncology*Biography*Physics*. 2012 Aug;83(5):1641–8.
4. Pierce G, Balogh A, Frederick R, Gordon D, Yarschenko A, Hudson A. Extended SSD VMAT treatment for total body irradiation. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2018 Dec 27;20(1):200–11.
5. Jahnke A, Jahnke L, Molina-Duran F, Ehmann M, Kantz S, Steil V, et al. Arc therapy for total body irradiation – A robust novel treatment technique for standard treatment rooms. *Radiotherapy and Oncology*. 2014 Mar;110(3):553–7.
6. Symons K, Morrison C, Parry J, Woodings S, Zissiadis Y. Volumetric modulated arc therapy for total body irradiation: A feasibility study using Pinnacle3 treatment planning system and Elekta Agility™ linac. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2018 Jan 24;19(2):103–10.
7. Van Dyk J, Glavin JM, Glasgow GP. AAPM's TG-29 protocol for the physical aspects of total and half body photon irradiation. *American Association of Physicists in Medicine*, 1986.
8. Hall E. *Radiobiology for Radiobiologist*. Wolters Kluwer; 2019.
9. Briot E, Dutreix A, Bridier A. Dosimetry for total body irradiation. *Radiotherapy and Oncology*. 1990 Jan; 18:16–29.
10. Podgorsak EB. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. IAEA; 2005.
11. Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Medical Physics*. 1998 May;25(5):656–61.
12. Hussein M, Clark CH, Nisbet A. Challenges in calculation of the gamma index in radiotherapy – Towards good practice. *Physica Medica*. 2017 Apr; 36:1–11.

13. Mayles P, Nahum AE, Rosenwald J-C. Handbook of radiotherapy physics: theory and practice. New York: Taylor & Francis; 2007.
14. Wong JYC, Filippi AR, Dabaja BS, Yahalom J, Specht L. Total Body Irradiation: Guidelines from the International Lymphoma Radiation Oncology Group (ILROG). *International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics*. 2018 Jul;101(3):521–9.
15. Nakamae H, Storer BE, Storb R, Storek J, Chauncey TR, Pulsipher MA, et al. Low-Dose Total Body Irradiation and Fludarabine Conditioning for HLA Class I-Mismatched Donor Stem Cell Transplantation and Immunologic Recovery in Patients with Hematologic Malignancies: A Multicenter Trial. *Biology of Blood and Marrow Transplantation*. 2010 Mar;16(3):384–94.
16. Van der Jagt R. Busulfan and cyclophosphamide as a preparative regimen for bone marrow transplantation in patients with prior chest radiotherapy. *Bone Marrow Transplant*. 1991;8(3).
17. Peters M, Taylor B, Turner E. An Evidence-Based Review of Total Body Irradiation. *Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences*. 2015 Dec;46(4):442–9.
18. Boulad F. Thyroid dysfunction following bone marrow transplantation using hyperfractionated radiation. *Bone Marrow Transplant*. 1995;15(1).
19. Deeg H. Marrow transplantation for acute nonlymphoblastic leukemia in first remission: toxicity and long-term follow-up of patients conditioned with single dose or fractionated total body irradiation. *Bone Marrow Transplant*. 1986;1(2).
20. Penney DP, Sieman DW, Rubin P, Maltby K. Morphological correlates of fractionated radiation of the mouse lung: Early and late effects. *International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics*. 1994 Jul;29(4):789–804.
21. Ozsahin M, Belkacemi Y, Pens F, Dominique C, Schwartz LH, Uzal C, et al. Total-body irradiation and cataract incidence: A randomized comparison of two instantaneous dose rates. *International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics*. 1994 Jan;28(2):343–7.
22. O'Donoghue JA. Fractionated versus low dose-rate total body irradiation. Radiobiological considerations in the selection of regimes. *Radiotherapy and Oncology*. 1986 Nov;7(3):241–7.

23. Giebel S, Miszczyk L, Slosarek K, Moukhtari L, Ciceri F, Esteve J, et al. Extreme heterogeneity of myeloablative total body irradiation techniques in clinical practice: A survey of the Acute Leukemia Working Party of the European Group for Blood and Marrow Transplantation. *Cancer*. 2014 May 7;120(17):2760–5.
24. Buchali A, Feyer P, Groll J, Massenkeil G, Arnold R, Budach V. Immediate toxicity during fractionated total body irradiation as conditioning for bone marrow transplantation. *Radiotherapy and Oncology*. 2000 Feb;54(2):157–62.
25. Clift R, Buckner C, Appelbaum F, Bearman S, Petersen F, Fisher L, et al. Allogeneic marrow transplantation in patients with acute myeloid leukemia in first remission: a randomized trial of two irradiation regimens [see comments]. *Blood*. 1990 Nov 1;76(9):1867–71.
26. Clift R, Buckner C, Appelbaum F, Bryant E, Bearman S, Petersen F, et al. Allogeneic marrow transplantation in patients with chronic myeloid leukemia in the chronic phase: a randomized trial of two irradiation regimens. *Blood*. 1991 Apr 15;77(8):1660–5.
27. Phillips GL, Herzig RH, Lazarus HM, Fay JW, Wolff SN, Mill WB, et al. Treatment of Resistant Malignant Lymphoma with Cyclophosphamide, Total Body Irradiation, and Transplantation of Cryopreserved Autologous Marrow. *New England Journal of Medicine*. 1984 Jun 14;310(24):1557–61.
28. Girinsky T, Socie G, Ammarguella H, Cosset J-M, Briot E, Bridier A, et al. Consequences of two different doses to the lungs during a single dose of total body irradiation: Results of a randomized study on 85 patients. *International Journal of Radiation Oncology*Biography*Physics*. 1994 Nov;30(4):821–4.
29. Benyunes MC, Sullivan KM, Joachim Deeg H, Mori M, Meyer W, Fisher L, et al. Cataracts after bone marrow transplantation: Long-term follow-up of adults treated with fractionated total body irradiation. *International Journal of Radiation Oncology*Biography*Physics*. 1995 Jun;32(3):661–70.
30. Keilholz U, Körbling M, Fehrentz D, Bauer H, Hunstein W. Long-term endocrine toxicity of myeloablative treatment followed by autologous bone marrow/blood derived stem cell transplantation in patients with malignant lymphohematopoietic disorders. *Cancer*. 1989 Aug 1;64(3):641–5.

31. Sanders Je, Buckner Cd, Leonard Jm, Sullivan Km, Witherspoon Rp, Deeg Hj, Et Al. Late Effects On Gonadal Function Of Cyclophosphamide, Total-Body Irradiation, And Marrow Transplantation. *Transplantation*. 1983 Sep;36(3):252–4.
32. Guinan E, Tarbell N, Niemeyer C, Sallan S, Weinstein H. Intravascular hemolysis and renal insufficiency after bone marrow transplantation. *Blood*. 1988 Aug 1;72(2):451–5.
33. Lawton C, Cohen E, Murray K, Derus S, Casper J, Drobyski W, et al. Long-term results of selective renal shielding in patients undergoing total body irradiation in preparation for bone marrow transplantation. *Bone Marrow Transplantation*. 1997 Dec;20(12):1069–74.
34. Almond PR, Biggs PJ, Coursey BM, Hanson WF, Huq MS, Nath R, et al. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Medical Physics*. 1999 Sep;26(9):1847–70.
35. Best S, Ralston A, Suchowerska N. Clinical application of the OneDose™ Patient Dosimetry System for total body irradiation. *Physics in Medicine and Biology*. 2005 Dec 6;50(24):5909–19.
36. Bloemen-van Gurp EJ, Mijnheer BJ, Verschueren TAM, Lambin P. Total Body Irradiation, Toward Optimal Individual Delivery: Dose Evaluation with Metal Oxide Field Effect Transistors, Thermoluminescence Detectors, and a Treatment Planning System. *International Journal of Radiation Oncology*Biophysics*Physics*. 2007 Nov;69(4):1297–304.
37. Toshiba Corporation. User Manual of Aquilion LB [Brochure]. Japan: Toshiba Medical; 2012.
38. Elekta AB. Versa HD [Brochure]. Sweden: Elekta Group; 2017.
39. PTW Freiburg GmbH. Ionizing Radiation Detectors [Brochure]. Germany: PTW-Freiburg; 2019.
40. PTW Freiburg GmbH. Unidos Webline [Brochure]. Germany: PTW-Freiburg; 2006.
41. RaySearch Laboratories. Raystation Treatment Planning System [Brochure]. Sweden: Raysearch Laboratories; 2019.
42. PTW Freiburg GmbH. RW3 Solid Water Phantom [Brochure]. Germany: PTW-Freiburg; 2006.

43. Radiology Support Devices, Inc. Alderson Rando phantom [Brochure]. USA: Radiology Support Devices; 2006.
44. PTW Freiburg GmbH. Radiation Medicine QA Solutions [Brochure]. Germany: PTW-Freiburg; 2012.
45. Seiko Epson Corporation. Expression 10000XL [Brochure]. USA: Epson; 2004.
46. Landauer Inc. nanoDot Dosimeter [Brochure]. France: Landauer; 2017.
47. Landauer Inc. Microstar Pack [Brochure]. France: Landauer; 2019.
48. “IBeam® Evo Couchtop | Elekta.” Ecatalog.Elekta.com, 2017, [ecatalog.elekta.com/oncology/ibeam\(r\)-evo-couchtop/products/0/20368/22373/20231/ibeam\(R\)-evo-couchtop.aspx](https://ecatalog.elekta.com/oncology/ibeam(r)-evo-couchtop/products/0/20368/22373/20231/ibeam(R)-evo-couchtop.aspx). Accessed 26 Nov. 2020.
49. Zhang R, Gao Y, Bai W. Quantification and comparison the dosimetric impact of two treatment couch model in VMAT. *Journal of Applied Clinical Medical Physics* [Internet]. 2017 Nov 2;19(1):10–16.
50. Hoseinnezhad E, Geraily G, Esfahani M, Farzin M, Gholami S. Comparison of calculated and measured basic dosimetric parameters for total body irradiation with 6- and 18-MV photon beams. *Journal of Radiotherapy in Practice*. 2020 Jan 24;1–5.
51. Van Dyk J, Keane TJ, Rider WD. Lung density as measured by computerized tomography: implications for radiotherapy. *International Journal of Radiation Oncology*Biography*Physics*. 1982 Aug;8(8):1363–72.
52. Clift, RA, et al. “Allogeneic Marrow Transplantation in Patients with Acute Myeloid Leukemia in First Remission: A Randomized Trial of Two Irradiation Regimens [See Comments].” *Blood*, vol. 76, no. 9, 1 Nov. 1990, pp. 1867–1871, [10.1182/blood.v76.9.1867.bloodjournal7691867](https://doi.org/10.1182/blood.v76.9.1867.bloodjournal7691867). Accessed 27 Feb. 2020.
53. Molloy JA. Statistical analysis of dose heterogeneity in circulating blood: Implications for sequential methods of total body irradiation. *Medical Physics*. 2010 Oct 6;37(11):5568–78.

8. EKLER

Ek 1: Tez Çalışması Orjinallik Raporu



Dijital Makbuz

Bu makbuz ödevinizin Turnitin'e ulaştığını bildirmektedir. Gönderiminize dair bilgiler şöyledir:

Gönderinizin ilk sayfası aşağıda gönderilmektedir.

Gönderen: Mert Cananoğlu
Ödev başlığı: Stereotaktik Radyocerrahi Ve Stereo...
Gönderi Başlığı: Tüm Beden Işınlamalarında Farklı Te..
Dosya adı: Planlama_Tekniklerinin_Dozimetrik_...
Dosya boyutu: 5.31M
Sayfa sayısı: 100
Kelime sayısı: 15,011
Karakter sayısı: 95,186
Gönderim Tarihi: 10-Şub-2021 02:30PM (UTC+0300)
Gönderim Numarası: 1487339467

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

TÜM BEDEN İŞİNLAMALARINDA FARKLI TEDAVİ
PLANLAMA TEKNİKLERİNİN DOZİMETRİK OLARAK
KARŞILAŞTIRILMASI

Mert Cananoğlu

Radyoterapi Fiziyi
YÜKSEK LİSANS TEZİ

ANKARA
2021

Tüm Beden Işınlamalarında Farklı Tedavi Planlama Tekniklerinin Dozimetrik Olarak Karşılaştırılması

ORIJINALLIK RAPORU

%9	%8	%1	%5
BENZERLIK ENDEKSI	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	%5
2	Submitted to Hacettepe University Öğrenci Ödevi	%2
3	openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<%1
4	jacmp.org İnternet Kaynağı	<%1
5	Submitted to Istanbul Aydın University Öğrenci Ödevi	<%1
6	Submitted to Anadolu University Öğrenci Ödevi	<%1
7	Submitted to Gaziantep Aniversitesi Öğrenci Ödevi	<%1
8	www.fmo.org.tr İnternet Kaynağı	<%1

Ek 2: Gama Analizi Sonuçları

Genişletilmiş SSD Alan-içi-Alan, Genişletilmiş SSD VMAT ve Standart SSD VMAT teknikleri kullanılarak hazırlanan tedavi planları ile ışınlanan Rando fantomun %3/3 mm, %3/5 mm, %5/3 mm kriterleri ile elde edilen gama analizi sonuçları Tablo 8.1 – 3'te verilmiştir.

Tablo 8.1. Genişletilmiş SSD Alan-içi-Alan tekniği ile ışınlanan Rando fantoma yerleştirilen radyokromik filmlerin gama analizi sonuçları.

Fantom Kesit Numarası	%3/3 mm (%)		%3/5 mm (%)		%5/3 mm (%)	
	1. Ölçüm	2. Ölçüm	1. Ölçüm	2. Ölçüm	1. Ölçüm	2. Ölçüm
3	81.6	79.8	86.6	84.8	86.2	85.1
9	80.6	80.4	85.1	84.5	85.8	85.6
11	81.3	78.6	86.7	85.1	86.1	84.9
16	75.2	76.1	80.2	80.9	81.0	80.8
25	81.3	81.2	86.0	86.5	85.4	85.1
31	78.2	79.7	84.7	84.8	84.9	84.6

Tablo 8.2. Genişletilmiş SSD VMAT tekniği ile ışınlanan Rando fantoma yerleştirilen radyokromik filmlerin gama analizi sonuçları.

Fantom Kesit Numarası	%3/3 mm (%)		%3/5 mm (%)		%5/3 mm (%)	
	1. Ölçüm	2. Ölçüm	1. Ölçüm	2. Ölçüm	1. Ölçüm	2. Ölçüm
3	77.6	79.5	84.7	85.5	85.2	84.8
9	78.6	76.3	84.5	83.4	85.0	83.7
11	76.9	75.2	83.8	83.1	84.8	84.0
16	73.7	74.6	80.7	80.9	78.8	78.5
25	75.9	77.7	83.0	84.7	84.2	84.5
31	79.8	80.0	85.3	85.6	85.1	84.0

Tablo 8.3. Standart SSD VMAT tekniği ile ışınlanan Rando fantoma yerleştirilen radyokromik filmlerin gama analizi sonuçları.

Fantom Kesit Numarası	%3/3 mm (%)		%3/5 mm (%)		%5/3 mm (%)	
	1. Ölçüm	2. Ölçüm	1. Ölçüm	2. Ölçüm	1. Ölçüm	2. Ölçüm
3	81.5	82.6	88.5	90.8	89.4	90.3
9	80.1	83.2	90.2	90.4	89.5	89.9
11	83.7	83.0	90.8	91.5	91.3	91.8
16	77.6	76.5	85.4	84.9	86.1	85.8
25	81.1	81.4	86.6	87.1	87.2	88.3
31	82.9	82.9	90.3	90.0	90.6	89.8

Ek 3: OSLD Ölçüm Sonuçları

Genişletilmiş SSD Alan-içi-Alan, Genişletilmiş SSD VMAT ve Standart SSD VMAT teknikleri kullanılarak hazırlanan tedavi planları ile ışınlanan Rando fantomun OSLD ölçüm sonuçları sırası ile Tablo 8.4 – 6’da verilmiştir.

Tablo 8.4. Genişletilmiş SSD Alan-içi-Alan tekniği ile ışınlanan Rando fantoma yerleştirilen OSLD’lerin ölçüm sonuçları.

Fantom Kesit Numarası	1. Ölçüm (cGy)	2. Ölçüm (cGy)	3. Ölçüm (cGy)
2 (Sağ)	1218.65	1279.52	1220.08
2 (Sol)	1229.12	1209.36	1295.27
9 (Sağ)	1212.60	1208.98	1203.32
9 (Sol)	1238.76	1226.60	1223.33
11 (Sağ)	1246.59	1261.32	1238.62
11 (Sol)	1251.21	1221.23	1224.37
16 (Sağ)	730.53	733.25	748.53
16 (Sol)	736.27	737.33	728.75
27 (Sağ)	1214.67	1248.24	1189.03
27 (Sol)	1242.97	1200.68	1204.25
31 (Sağ)	1213.29	1248.67	1278.53
31 (Sol)	1222.60	1305.21	1248.16

Tablo 8.5. Genişletilmiş SSD VMAT tekniği ile ışınlanan Rando fantoma yerleştirilen OSLD'lerin ölçüm sonuçları.

Fantom Kesit Numarası	1. Ölçüm (cGy)	2. Ölçüm (cGy)	3. Ölçüm (cGy)
2 (Ön)	1179.36	1134.78	1174.86
2 (Arka)	1122.08	1137.35	1086.78
9 (Ön)	1133.13	1165.80	1115.97
9 (Arka)	1167.96	1122.30	1121.35
16 (Ön Sağ)	773.15	792.58	783.17
16 (Ön Sol)	802.87	791.24	787.42
16 (Arka Sağ)	827.23	736.23	757.05
16 (Arka Sol)	740.69	750.18	773.80
27 (Ön)	1154.19	1143.70	1156.74
27 (Arka)	1120.34	1125.56	1089.54
31 (Ön)	1122.07	1113.93	1121.97
31 (Arka)	1098.11	1095.59	1095.73

Tablo 8.6. Standart SSD VMAT tekniği ile ışınlanan Rando fantoma yerleştirilen OSLD'lerin ölçüm sonuçları.

Fantom Kesit Numarası	1. Ölçüm (cGy)	2. Ölçüm (cGy)	3. Ölçüm (cGy)
2 (Ön)	1076.41	1017.75	1117.32
2 (Arka)	1097.63	1062.01	1124.11
9 (Ön)	1019.22	1084.50	1228.71
9 (Arka)	1033.39	1181.64	1207.99
13 (Ön)	1070.79	1142.93	1209.91
13 (Arka)	1150.36	1163.89	1199.03
16 (Ön Sağ)	1208.36	1218.11	1192.31
16 (Ön Sol)	1123.97	1215.79	1287.78
16 (Arka Sağ)	1291.74	1152.88	1265.91
16 (Arka Sol)	1293.57	1192.05	1190.40
24 (Ön)	1110.28	1136.61	1191.81
24 (Arka)	1145.81	1166.65	1184.04
27 (Ön)	1093.94	1178.23	1212.21
27 (Arka)	1204.49	1163.03	1201.00
31 (Ön)	1152.79	1138.37	1217.20
31 (Arka)	1167.24	1183.54	1241.08