

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

**TÜM CİLT ELEKTRON IŞINLAMASINDA STANFORD
TEKNIĞİNİN KLİNİK UYGULAMASI**

Ertuğrul DÜNDAR

YÜKSEK LİSANS TEZİ

2018 - ANTALYA

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

**TÜM CİLT ELEKTRON IŞINLAMASINDA STANFORD
TEKNİĞİNİN KLİNİK UYGULAMASI**

Ertuğrul DÜNDAR

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Tez Danışmanı

Prof. Dr. Aylin Fidan KORCUM ŞAHİN

Bu çalışma Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yönetim Birimi
Tarafından Desteklenmiştir. (Proje kodu: TYL-2015-1120)

“Kaynakça Gösterilerek Tezimden Yararlanılabilir”

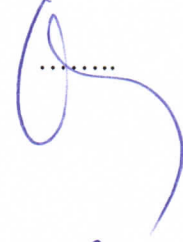
2018 - ANTALYA

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne;

Bu çalışma jürimiz tarafından Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Radyoterapi Fiziği Programında Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir. 27 / 06 / 2018

İmza

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Aylin Fidan KORCUM ŞAHİN
Akdeniz Üniversitesi



Üye : Doç. Dr. Nina TUNÇEL
Akdeniz Üniversitesi



Üye : Dr. Öğr. Üyesi Tahir ÇAKIR
Yüzüncü Yıl Üniversitesi



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

Prof. Dr. Narin DERİN

Enstitü Müdürü

ETİK BEYAN

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

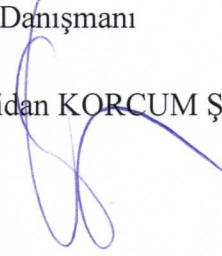
Öğrenci

Ertuğrul DÜNDAR



Tez Danışmanı

Prof. Dr. Aylin Fidan KORCUM ŞAHİN



TEŐEKKÜR

Çalışmalarımı yönlendiren, araştırmaların her aşamasında bilgi, öneri ve yardımlarını esirgemeyen, desteğini her zaman hissettiren, bana yol gösteren, danışmanım, Prof. Dr. Aylin Fidan KORCUM ŞAHİN'e, Doç. Dr. Nina TUNÇEL ve Dr. Öğr. Üyesi Timur Koca'ya,

Yüksek lisans eğitimime ve tez çalışma sürecime katkı sağlayan Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Ana Bilim Dalı ve Sağlık Bilimleri Enstitüsü çalışanlarına,

Maddi destek veren Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yönetim Birimi'ne,

Manevi desteklerini esirgemeyen sevgili eşim Gülsüm DÜNDAR'a ve ailemize şans getiren oğlum Eymen Çağan DÜNDAR'a teőekkür ederim.

ÖZET

Tüm Cilt Elektron Işınlaması (TCEI), hastanın sağlıklı olan iç organlarının radyasyon dozunu en az seviyede tutarak, cildinin yeterli ve homojen bir tedavi dozu almasını sağlayabilen bir tedavi tekniğidir. T-hücreli cilt lenfoması, Mycosis Fungoides, Sezary Sendromu, Kaposi sarkomu ve İnflamatuvar meme kanseri gibi vakalar bu teknik yardımıyla başarılı bir şekilde tedavi edilebilmektedir. Günümüze kadar geçen zaman dilimi içinde TCEI için birçok farklı teknik kullanılmakla birlikte, yaygın olarak kullanılanı Stanford Tekniği'dir.

Bu çalışmada, TCEI'da Stanford Tekniği'ni hasta tedavisinde kullanabilmek için gerekli dozimetrik ölçümler gerçekleştirildi. Lineer hızlandırıcının elektron enerjilerinde dikey ve yatay düzlemde profil ölçüleri hem iyon odası hem de EBT3 gafkromik film ile ölçülerek, alan çiftleri için uygun gantry açısı bulundu. Gafkromik film yardımı ile Alderson Rando Fantom'da çeşitli kesitlerde doz dağılımları incelenmiştir.

Sonuç olarak, TCEI Stanford Tekniği'nde, 8 MeV elektron enerjisi için farklı derinliklerdeki dikey ve yatay düzlemlerin doz profillerinde, sırasıyla önerilen \pm %8 ve \pm %4 homojenite koşulu için, alan çiftlerinin gantry açısı 18° olarak bulunmuştur. 15 MeV içinde farklı derinliklerdeki dikey ve yatay düzlemlerin doz profilleri homojenite açısından değerlendirildiğinde, alan çiftleri için aynı gantry açısı bulunmuştur. Ayrıca, bu enerjide 3, 5 ve 8 mm kalınlığa sahip azaltıcılar kullanıldığında da gantry açısı 18° olarak bulunmuştur. Bu çalışmada elde edilen TCEI için Stanford Tekniği verileri, Amerikan Medikal Fizik Derneği tarafından yayınlanan "Task Group 23" raporuyla iyi bir uyum içerisindedir.

Klinik uygulama için TCEI Stanford Tekniğinde 8 MeV, 15 MeV elektron enerjisi ve ayrıca 15 MeV'in farklı azaltıcılar ile kullanılması farklı hedef derinlikleri için uygun olduğu bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: Tüm Cilt Elektron Işınlaması, Stanford Tekniği, EBT3 gafkromik film

ABSTRACT

Total skin electron irradiation (TSEI), is a treatment technique that can ensure the healthy internal organs of the patients are adequately and homogeneously treated by keeping the dose of radiation at a minimum level. T-cell skin lymphoma, mycosis fungoides, sezary syndrome, kaposi's sarcoma and inflammatory breast cancer can be successfully treated with this technique. Until now, there are many different techniques for TSEI treatment while, The Stanford Technique is widely used during a long time period.

In this study, the necessary dosimetric measurements were made in order to use Stanford Technique in patient treatment in TCEI. The profile measurements of the linear accelerators in the vertical and horizontal planes of the electron energies were measured with both ion chamber and EBT3 gafchromic film and the appropriate gantry angle for field pairs was found. The dose distributions examined using gafchromic film in various slices in Alderson Rando phantom.

As a result, for the 8 MeV electron energy in the TCEI Stanford Technique, the dose profiles of the vertical and horizontal planes at different depths were obtained with gantry angles of 18° field pairs providing $\pm 8\%$ and $\pm 4\%$ homogeneity, respectively. When the dose profiles of vertical and horizontal planes at different depths for 15 MeV were evaluated in terms of homogeneity, the same gantry angle was found for field pairs. In addition, the gantry angle was found to be 18° by using degrader with thicknesses of 3, 5 and 8 mm in this energy. The Stanford Technique data for TCEI obtained in this study is in good agreement with the "Task Group 23" report issued by the American Medical Physics Association.

The use of 8 MeV, 15 MeV electron energy and 15 MeV with different degrader in the TCEI Stanford Technique for clinical application was found to be suitable for different target depths.

Key words: Total skin electron irradiation (TSEI), Stanford Technique, EBT3 gafchromic film

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
İÇİNDEKİLER	iii
ŞEKİLLER DİZİNİ	vi
TABLolar DİZİNİ	i
SİMGELER VE KISALTMALAR	xii
1. GİRİŞ	i
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Tüm Cilt Elektron Işınlaması Uygulanan Hastalıklar	3
2.1.1. Mycosis Fungoides(MF)	3
2.1.2. Sezary Sendromu	5
2.1.3. Kaposi Sarkomu	5
2.1.4. İnflamatuar Meme Kanseri	6
2.2. Tüm Cilt Elektron Işınlaması	6
2.2.1. Tüm Cilt Elektron Işınlaması Tedavi Hazırlıkları	7
2.2.2. Tüm Cilt Elektron Işınlamasında Elektron Enerjisinin Karakteristiği	7
2.2.3. Tüm Cilt Elektron Işınlaması Teknikleri	9
2.2.4. Stanford Tekniği	12
2.3. TCEI Tedavi Platformu	15
	iii

2.4. Lineer Hızlandırıcı	17
2.5. HDRE (High Dose Rate Electrons)	19
2.6. Elektrometre ve İyon Odası	20
2.6.1. Elektrometre	20
2.6.2. İyon Odası	20
2.7. Katı Fantom ve İnsan Benzeri Fantom	21
2.7.1. Katı Fantom	21
2.7.2. İnsan Benzeri Fantom	22
2.8. Gafkromik Film ve Scanner	23
2.8.1 Gafkromik Film	23
2.8.2 Scanner	23
3. GEREÇ VE YÖNTEM	24
3.1.Gereç	24
3.1.1. Lineer Hızlandırıcı	24
3.1.2. Elektrometre	24
3.1.3. İyon Odası	25
3.1.4 Katı Fantom	25
3.1.5 İnsan Benzeri Fantom	25
3.1.6. Gafkromik Film	26
3.1.7. Scanner	26

3.2.Yöntem	27
3.2.1. HDRE Enerji Seçimi ve Film Kalibrasyonu	27
3.2.2. TCEI için Gantry Açılarının Belirlenmesi	29
3.2.3. Gantry Açılarının EBT3 Gafkromik Film ile Belirlenmesi	29
3.2.4. Yatay Profillerin EBT3 Gafkromik Film ile Belirlenmesi	30
3.2.5. Tüm Cilt Elektron Işınlaması Hastasının Aldığı Dozların Belirlenmesi	31
4. BULGULAR	33
4.1. HDRE1 için Yüzde Derin Doz ve Profil Ölçümleri	33
4.2. HDRE2 için Yüzde Derin Doz ve Profil Ölçümleri	37
4.3. EBT3 Gafkromik Film Kalibrasyonunun İncelemesi	43
4.4. HDRE1 ve HDRE2 için Dikey Profil Ölçümleri	44
4.5. HDRE1 ve HDRE2 için Yatay Profil Ölçümleri	75
4.6. Tüm Cilt Elektron Işınlaması Hastasının Aldığı Dozların İncelemesi	80
5.TARTIŞMA	83
6.SONUÇ VE ÖNERİLER	85
KAYNAKLAR	90
ÖZGEÇMİŞ	92

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1.	Elektronun yolu boyunca sahip olduğu enerji diyagramı	8
Şekil 2.2.	Elektronun pratikte erişme mesafesi R_p değeri	9
Şekil 2.3.	Farklı tedavi modaliteleri	11
Şekil 2.4.	Hastanın hareketli bir zemin üzerinde gerçekleştirilen tedavi modalitesi	11
Şekil 2.5.	Hastanın dönen bir platform üzerinde gerçekleştirilen tedavi modalitesi	12
Şekil 2.6.	Stanford tekniğinin şematik gösterimi	13
Şekil 2.7.	Stanford tekniğinde hasta pozisyonu	13
Şekil 2.8.	Stanford tekniğinde alanların üst üste bindirilmesiyle elde edilen doz profili	14
Şekil 2.9.	Deri tabakasının kalınlıkları	15
Şekil 2.10.	Stanford tekniği ile tek alan tedavinin derindoza eğrilerinin mukayesesi	15
Şekil 2.11.	TCEI Tedavi Platformu	16
Şekil 2.12.	Lineer hızlandırıcının blok diyagramı	17
Şekil 2.13.	a) Magnetron ve b) Klystron'un diyagramı	18
Şekil 2.14.	Lineer hızlandırıcıda X-ışını ve elektron tedavisi modu	19
Şekil 2.15.	a) HDRE aplikatörü ve b) HDRE anahtar sistemi	20
Şekil 2.16.	İyon odası	21
Şekil 2.17.	RW3 katı fantom	21
Şekil 2.18.	Alderson Rando Fantomu	22
Şekil 2.19.	EBT3 gafkromik filmin yapısı	23
Şekil 3.1.	Elekta Lineer Hızlandırıcı Cihazı	24
Şekil 3.2.	PTW Unidos Elektrometre	25
Şekil 3.3.	Paralel plate iyon odası	25
Şekil 3.4.	EBT3 gafkromik filmin yapısı	26
Şekil 3.5.	Epson perfection v750 pro scanner	26

Şekil 3.6.	TCEI Tedavi platformunda profil, PDD ve output ölçüm düzeneği	28
Şekil 3.7.	Gantry açısının belirlenebilmesi için film ışınlama düzeneği	30
Şekil 3.8.	Yatay profillerin belirlenebilmesi için film ışınlama düzeneği	31
Şekil 3.9.	Alderson rando fantomun da EBT3 gafkromik filmin yerleşimi	32
Şekil 4.1.	HDRE1 için PDD grafiği	34
Şekil 4.2.	HDRE1 için dikey profil grafiği	35
Şekil 4.3.	HDRE1 için yatay profil grafiği	36
Şekil 4.4.	HDRE2 için PDD grafiği	38
Şekil 4.5.	HDRE2 için dikey profil grafiği	39
Şekil 4.6.	HDRE2 için yatay profil grafiği	40
Şekil 4.7.	HDRE2 için Beam Spoiler ve azaltıcı kullanılarak elde edilen PDD grafiği	43
Şekil 4.8.	a) HDRE1 kalibrasyon filmleri b) kalibrasyon eğrisi	44
Şekil 4.9.	a) HDRE2 kalibrasyon filmleri b) kalibrasyon eğrisi	44
Şekil 4.10.	HDRE1 azaltıcı yokken gantry $90\pm 16^\circ$ için dikey profil grafiği	45
Şekil 4.11.	HDRE1 azaltıcı yokken gantry $90\pm 17^\circ$ için dikey profil grafiği	46
Şekil 4.12.	HDRE1 azaltıcı yokken gantry $90\pm 18^\circ$ için dikey profil grafiği	47
Şekil 4.13.	HDRE1 azaltıcı yokken gantry $90\pm 19^\circ$ için dikey profil grafiği	48
Şekil 4.14.	HDRE1 azaltıcı yokken gantry $90\pm 20^\circ$ için dikey profil grafiği	49
Şekil 4.15.	HDRE1 azaltıcı yokken gantry $90\pm 21^\circ$ için dikey profil grafiği	50
Şekil 4.16.	HDRE2 azaltıcı yokken gantry $90\pm 16^\circ$ için dikey profil grafiği	51
Şekil 4.17.	HDRE2 azaltıcı yokken gantry $90\pm 17^\circ$ için dikey profil grafiği	52
Şekil 4.18.	HDRE2 azaltıcı yokken gantry $90\pm 18^\circ$ için dikey profil grafiği	53
Şekil 4.19.	HDRE2 azaltıcı yokken gantry $90\pm 19^\circ$ için dikey profil grafiği	54
Şekil 4.20.	HDRE2 azaltıcı yokken gantry $90\pm 20^\circ$ için dikey profil grafiği	55
Şekil 4.21.	HDRE2 azaltıcı yokken gantry $90\pm 21^\circ$ için dikey profil grafiği	56
Şekil 4.22.	HDRE2 3mm azaltıcı varken gantry $90\pm 16^\circ$ için dikey profil grafiği	57
Şekil 4.23.	HDRE2 3mm azaltıcı varken gantry $90\pm 17^\circ$ için dikey profil grafiği	58
Şekil 4.24.	HDRE2 3mm azaltıcı varken gantry $90\pm 18^\circ$ için dikey profil grafiği	59
Şekil 4.25.	HDRE2 3mm azaltıcı varken gantry $90\pm 19^\circ$ için dikey profil grafiği	60

Şekil 4.26. HDRE2 3mm azaltıcı varken gantry $90\pm 20^\circ$ için dikey profil grafiği	61
Şekil 4.27. HDRE2 3mm azaltıcı varken gantry $90\pm 21^\circ$ için dikey profil grafiği	62
Şekil 4.28. HDRE2 5mm azaltıcı varken gantry $90\pm 16^\circ$ için dikey profil grafiği	63
Şekil 4.29. HDRE2 5mm azaltıcı varken gantry $90\pm 17^\circ$ için dikey profil grafiği	64
Şekil 4.30. HDRE2 5mm azaltıcı varken gantry $90\pm 18^\circ$ için dikey profil grafiği	65
Şekil 4.31. HDRE2 5mm azaltıcı varken gantry $90\pm 18^\circ$ için dikey profil grafiği	66
Şekil 4.32. HDRE2 5mm azaltıcı varken gantry $90\pm 20^\circ$ için dikey profil grafiği	67
Şekil 4.33. HDRE2 5mm azaltıcı varken gantry $90\pm 21^\circ$ için dikey profil grafiği	68
Şekil 4.34. HDRE2 8mm azaltıcı varken gantry $90\pm 16^\circ$ için dikey profil grafiği	69
Şekil 4.35. HDRE2 8mm azaltıcı varken gantry $90\pm 17^\circ$ için dikey profil grafiği	70
Şekil 4.36. HDRE2 8mm azaltıcı varken gantry $90\pm 18^\circ$ için dikey profil grafiği	71
Şekil 4.37. HDRE2 8mm azaltıcı varken gantry $90\pm 19^\circ$ için dikey profil grafiği	72
Şekil 4.38. HDRE2 8mm azaltıcı varken gantry $90\pm 20^\circ$ için dikey profil grafiği	73
Şekil 4.39. HDRE2 8mm azaltıcı varken gantry $90\pm 21^\circ$ için dikey profil grafiği	74
Şekil 4.40. HDRE1 azaltıcı yokken gantry $90\pm 18^\circ$ için yatay profil grafiği	75
Şekil 4.41. HDRE2 azaltıcı yokken gantry $90\pm 18^\circ$ için yatay profil grafiği	76
Şekil 4.42. HDRE2 3mm azaltıcı varken gantry $90\pm 18^\circ$ için yatay profi grafiği	77
Şekil 4.43. HDRE2 5mm azaltıcı varken gantry $90\pm 18^\circ$ için yatay profi grafiği	78
Şekil 4.44. HDRE2 8mm azaltıcı varken gantry $90\pm 18^\circ$ için yatay profi grafiği	79
Şekil 4.45. a)Alderson rando fantomunun 3-4 nolu kesitleri ve ışınlanmış olan EBT3 Gafkromik film b) Kalibrasyon işlemi uygulanmış olan EBT3 gafkromik film c) Kalibrasyon işlemi uygulanmış olan EBT3 gafkromik filmin analiz sonuçları	80
Şekil 4.46. a)Alderson rando fantomunun 7-8 nolu kesitleri ve ışınlanmış olan EBT3 Gafkromik film b) Kalibrasyon işlemi uygulanmış olan EBT3 gafkromik film c) Kalibrasyon işlemi uygulanmış olan EBT3 gafkromik filmin analiz sonuçları	81
Şekil 4.47. a)Alderson rando fantomunun 27-28 nolu kesitleri ve ışınlanmış olan EBT3 Gafkromik film b) Kalibrasyon işlemi uygulanmış olan EBT3 gafkromik film c) Kalibrasyon işlemi uygulanmış olan EBT3 gafkromik filmin analiz sonuçları	82

Şekil 6.1.	HDRE1 enerjisi için dikey profil grafiklerinin karşılaştırması	85
Şekil 6.2.	HDRE2 enerjisi için dikey profil grafiklerinin karşılaştırması	86
Şekil 6.3.	HDRE2 enerjisi ve 3mm azaltıcı için dikey profil grafiklerinin karşılaştırması	86
Şekil 6.4.	HDRE2 enerjisi ve 5mm azaltıcı için dikey profil grafiklerinin karşılaştırması	87
Şekil 6.5.	HDRE2 enerjisi ve 8mm azaltıcı için dikey profil grafiklerinin karşılaştırması	87
Şekil 6.6	HDRE1 ve HDRE2 enerjilerine ait PDD eğrilerinin karşılaştırması	88

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 2.1.	Mikozis Fungoides ve Sezary Sendromu ISCL/EORTC evrelemesi	3
Tablo 2.2.	Klinik evreleme sistemi	5
Tablo 2.3.	Kaposi sarkomu evreleme sistemi	6
Tablo 4.1.	HDRE1 için Beam Spoiler takılarak ve takılmadan elde edilen PDD verileri	33
Tablo 4.2.	HDRE1 için beam spoiler takılarak ve takılmadan elde edilen dikey profil verileri	35
Tablo 4.3.	HDRE1 için beam spoiler takılarak ve takılmadan elde edilen yatay profil verileri	36
Tablo 4.4.	HDRE2 için Beam Spoiler takılarak ve takılmadan elde edilen PDD verileri	37
Tablo 4.5.	HDRE2 için beam spoiler takılarak ve takılmadan elde edilen dikey profil verileri	39
Tablo 4.6.	HDRE2 için beam spoiler takılarak ve takılmadan elde edilen yatay profil verileri	40
Tablo 4.7.	HDRE2 için azaltıcı yokken ve 3mm azaltıcı varken elde edilen PDD verileri	41
Tablo 4.8.	HDRE2 için 5mm Azaltıcı ve 8mm Azaltıcı varken elde edilen PDD verileri	42
Tablo 4.9.	HDRE1 azaltıcı yokken gantry $90 \pm 16^\circ$ için dikey profil verileri	45
Tablo 4.10.	HDRE1 azaltıcı yokken gantry $90 \pm 17^\circ$ için dikey profil verileri	46
Tablo 4.11.	HDRE1 azaltıcı yokken gantry $90 \pm 18^\circ$ için dikey profil verileri	47
Tablo 4.12.	HDRE1 azaltıcı yokken gantry $90 \pm 19^\circ$ için dikey profil verileri	48
Tablo 4.13.	HDRE1 azaltıcı yokken gantry $90 \pm 20^\circ$ için dikey profil verileri	49
Tablo 4.14.	HDRE1 azaltıcı yokken gantry $90 \pm 21^\circ$ için dikey profil verileri	50
Tablo 4.15.	HDRE2 azaltıcı yokken gantry $90 \pm 16^\circ$ için dikey profil verileri	51
Tablo 4.16.	HDRE2 azaltıcı yokken gantry $90 \pm 17^\circ$ için dikey profil verileri	52
Tablo 4.17.	HDRE2 azaltıcı yokken gantry $90 \pm 18^\circ$ için dikey profil verileri	53

Tablo 4.18.	HDRE2 azaltıcı yokken gantry $90\pm 19^\circ$ için dikey profil verileri	54
Tablo 4.19.	HDRE2 azaltıcı yokken gantry $90\pm 20^\circ$ için dikey profil verileri	55
Tablo 4.20.	HDRE2 azaltıcı yokken gantry $90\pm 21^\circ$ için dikey profil verileri	56
Tablo 4.21.	HDRE2 3mm azaltıcı varken gantry $90\pm 16^\circ$ için dikey profil verileri	57
Tablo 4.22.	HDRE2 3mm azaltıcı varken gantry $90\pm 17^\circ$ için dikey profil verileri	58
Tablo 4.23.	HDRE2 3mm azaltıcı varken gantry $90\pm 18^\circ$ için dikey profil verileri	59
Tablo 4.24.	HDRE2 3mm azaltıcı varken gantry $90\pm 19^\circ$ için dikey profil verileri	60
Tablo 4.25.	HDRE2 3mm azaltıcı varken gantry $90\pm 20^\circ$ için dikey profil verileri	61
Tablo 4.26.	HDRE2 3mm azaltıcı varken gantry $90\pm 21^\circ$ için dikey profil verileri	62
Tablo 4.27.	HDRE2 5mm azaltıcı varken gantry $90\pm 16^\circ$ için dikey profil verileri	63
Tablo 4.28.	HDRE2 5mm azaltıcı varken gantry $90\pm 17^\circ$ için dikey profil verileri	64
Tablo 4.29.	HDRE2 5mm azaltıcı varken gantry $90\pm 18^\circ$ için dikey profil verileri	65
Tablo 4.30.	HDRE2 5mm azaltıcı varken gantry $90\pm 19^\circ$ için dikey profil verileri	66
Tablo 4.31.	HDRE2 5mm azaltıcı varken gantry $90\pm 20^\circ$ için dikey profil verileri	67
Tablo 4.32.	HDRE2 5mm azaltıcı varken gantry $90\pm 21^\circ$ için dikey profil verileri	68
Tablo 4.33.	HDRE2 8mm azaltıcı varken gantry $90\pm 16^\circ$ için dikey profil verileri	69
Tablo 4.34.	HDRE2 8mm azaltıcı varken gantry $90\pm 17^\circ$ için dikey profil verileri	70
Tablo 4.35.	HDRE2 8mm azaltıcı varken gantry $90\pm 18^\circ$ için dikey profil verileri	71
Tablo 4.36.	HDRE2 8mm azaltıcı varken gantry $90\pm 19^\circ$ için dikey profil verileri	72
Tablo 4.37.	HDRE2 8mm azaltıcı varken gantry $90\pm 20^\circ$ için dikey profil verileri	73
Tablo 4.38.	HDRE2 8mm azaltıcı varken gantry $90\pm 21^\circ$ için dikey profil verileri	74
Tablo 4.39.	HDRE1 azaltıcı yokken gantry $90\pm 18^\circ$ için yatay profil verileri	75
Tablo 4.40.	HDRE2 azaltıcı yokken gantry $90\pm 18^\circ$ için yatay profil verileri	76
Tablo 4.41.	HDRE2 3mm azaltıcı varken gantry $90\pm 18^\circ$ için yatay profil verileri	77
Tablo 4.42.	HDRE2 5mm azaltıcı varken gantry $90\pm 18^\circ$ için yatay profil verileri	78
Tablo 4.43.	HDRE2 8mm azaltıcı varken gantry $90\pm 18^\circ$ için yatay profil verileri	79

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

AAPM	:	American Association of Physicist in Medicine (Amerikan Medikal Fizik Derneği)
EORTC	:	European Organization for Research on Treatment of Cancer (Avrupa Kanser Araştırma ve Tedavi Organizasyonu)
HDRE	:	High Dose Rate Electrons
HHV8	:	Human Herpes Virüsü (Yüksek Doz Hızlı Elektron)
IAEA	:	International Atomic Energy Agency (Uluslararası Atom Enerji Kurumu)
ISCL	:	International Society for Cutaneous Lymphomas (Uluslararası Kutanöz Lenfomalar Topluluğu)
MF	:	Mycosis Fungoides
PDD	:	Yüzde Derin doz
TCEI	:	Tüm Cilt Elektron Işınlaması
TLD	:	TermoLüminesans Dozimetri

1. GİRİŞ

Tüm Cilt Elektron Işınlaması (TCEI) cildi hedef alan bir tedavi yöntemidir. Mycosis Fungoides (MF), Sezary Sendromu, Kaposi sarkomu ve inflamatuvar meme kanseri gibi vakalar bu yöntem ile tedavi edilebilmektedir. Bahsi geçen bu vakalar hemen cildin altından başlayarak 5 mm derinliğe kadar ulaşmaktadır. Tedavi edilecek olan olan bölge cilt ve onun 5 mm'e kadar olan derinliği kapsadığı için giriciliği fazla olan olan x-ışınları yerine elektron ışınları tercih edilmektedir. Bu sayede hastanın iç organlarına gereksiz radyasyon dozu verilmesinin önüne geçilerek max koruma sağlanabilmektedir. TCEI'da genellikle 4-15 MeV elektron enerjisi kullanılmaktadır. Düşük elektron enerjileri kullanılarak x-ışını kontaminasyonundan kaynaklanan radyotoksisite mümkün olduğunca düşük seviyede tutulmaktadır.

TCEI'nın hasta tedavisinde nasıl uygulanacağı American Association of Physicist in Medicine'in (AAPM) Task Group 23 nolu raporunda belirtilmiştir. Bu rapora göre homojen doz dağılımı elde edebilmek için geniş alanlar ve uzun kaynak cilt mesafesi (SSD) kullanılmaktadır. Bu homojen doz dağılımı 200 cm yükseklik ve 80 cm genişlikte bir alan için sağlanabiliyor olmalıdır. Büyük alanlara gereksinim olduğu için tedavi odasının boyutları önem kazanmaktadır.

TCEI'da uzun SSD'ye bağlı olarak hastaya birim zamanda verilen doz hızı düşmektedir. Hem bunu engellemek hemde tedavi süresini kısaltmak için Elekta marka lineer hızlandırıcıda TCEI için tasarlanmış yüksek doz hızlı elektron (HDRE) modu kullanılmaktadır. Tedavi süresinin kısa olması hasta stabilizasyonu açısından önemlidir.

TCEI'da Stanford tekniği için klinik şartlarına bağlı olarak açılı çiftleri hesaplanır. Bu açılı çiftleri SSD, tedavi enerjisi, beam spoiler, azaltıcıların kalınlığı gibi parametrelere bağlı olarak değişkenlik gösterir. İyon odası ve gafkromik film gibi dozimetrik araç gereçler kullanılarak bulunur. Bulunan bu açılı çiftleri yatay eksene göre simetriktir.

Bu teknikte uygun doz dağılımı sağlamak için hasta iki farklı gantry açısıyla 6 farklı konumda ışınlanmaktadır. Gantry açıları yatay eksene göre simetrik olarak yukarı ve aşağı yöndedir. Stanford tekniğinde hastanın tedavisinde 6 farklı konumun her biri için

belirlenen iki gantry açısında da ışınlama yapılmaktadır. Hasta 1, 1.2 Gy fraksiyone doz ile toplamda 30-36 Gy doz olarak tedavisini tamamlamaktadır.



2. GENEL BİLGİLER

Tüm cilt elektron ışınlanması cilt yerleşimli olan birçok vakada kullanılabilir. Bu vakalar şu şekilde sıralanabilir; Mycosis Fungoides (MF), Sezary Sendromu, Kaposi sarkomu ve inflamatuvar meme kanseri vs.

2.1. Tüm Cilt Elektron Işınlanması Uygulanan Hastalıklar

2.1.1. Mycosis Fungoides(MF)

Primer T hücreli lenfomalarının en sık görülen formu olup 3 evreye ayrılır: yama, plak ve tümör evreleri. Hastanın genel durumu ve yaşı evreleme için önemli bir kriterdir. Lezyonlar genelde sınırlı yama ve plak şeklinde başlar ve yavaş gelişim göstererek sistemik tutulumu kadar ilerleyebilir. Tedavi seçenekleri klinik evrelemeye bağlı olarak değişir. Hastaların yaşam süreleri klinik evrelemeye bağlı olarak birkaç aydan on yıla kadar uzayabilmektedir. Hastalığın görülme sıklığı 0,3-1/100000 dir. Hastaların çoğunluğunun yetişkin olmasına rağmen çocuk hastalarda da görülmektedir. Kadınlara nazaran erkeklerde daha fazla görülmektedir (1,6-2/1). MF’de birçok evreleme sistemi vardır bunlar; Mycosis Fungoides Cooperative Group (TNMB), International Society of Cutaneous Lymphoma (ISCL)-EORTC (Bairamov ve ark., 2013; Canöz ve ark., 2013).

Tablo 2.1. Mikozis Fungoides ve Sezary Sendromu ISCL/EORTC evrelemesi

Deri(Tümör)	T1	Sınırlı yama, papül ve/veya plak.< 10% BSA
	T2	Sınırlı yama, papül ve/veya plak. >10% BSA
	T3	Bir veya daha çok tümör (çapı 1 cm veya daha büyük)
	T4	Yaygın eritrodermi > 80% BSA

Tablo 2.1devam. Mikozis Fungoides ve Sezary Sendromu ISCL/EORTC evrelemesi

Len bezi(Node)	N0	Büyümüş lenf bezi yok, biyopsi gerekmez.
	N1	Klinik olarak anormal lenf bezi, histolojik tutulum yok.
	N2	Klinik olarak normal lenf bezi, ama tutulum var
	N3	Klinik olarak anormal lenf bezi, histolojik tutulum var.
	NX	Klinik olarak anormal lenf bezi, ama histolojik doğrulanmamış
Organ(Metastasis)	M0	Organ tutulumu yok
	M1	Organ tutulumu var (histolojik tanı gerektirir)
Kan(Blood)	B0	Dolaşımda atipik hücre yok (<%5)
	B1	Dolaşımda atipik hücre var (>%5)
	B2	Lösemi(>1000 hücre /mikroL, CD4/CD8 oranı 10 veya daha fazla, kanda klonal T hücre saptanması)

Klinik Evre	T	N	M	B
IA	1	0	0	0,1
IB	2	0	0	0,1
II	1,2	1,2	0	0,1
IIIB	3	0-2	0	0,1
III	4	0-2	0	0,1
IIIA	4	0-2	0	0
IIIB	4	0-2	0	1
IVA ₁	1-4	0-2	0	2
IVA ₂	1-4	3	0	0-2
IVB	1-4	0-3	1	0-2

MF hastalarının tedavi edildiği bazı büyük merkezlerin geliştirmiş olduğu, öncelikle klinik bulgulara dayanan, kolay uygulanabilir evreleme sistemleri de vardır.

Tablo 2.2. Klinik evreleme sistemi

I	Deriye sınırlı
Ia	Sınırlı sayıda yama/plak
Ib	Yaygın yama/plak
Ic	Tümörler
II	Palpabl lenf nodu (+) histoloji (-)
III	Palpabl lenf nodu (+) histoloji (+)
IV	Viseral tutulum

2.1.2. Sezary Sendromu

Sezary Sendromu karaciğer, dalak ve lenf bezlerinde aşırı derecede lenfositin bulunmasıyla kendini gösterir. Çoğunlukla orta yaş ve üzeri yaşlardaki kişilerde gözlemlenir. Derideki kırmızı pullu lekelerin oluşmasından sonra kaşıntılı ve kabarık döküntüye dönüşür. İlerleyen dönemlerde sıvı birikmesi, kellik ve tırnakların bozuk şekilde uzaması gibi kendini göstermektedir (Canöz ve ark., 2013).

2.1.3. Kaposi Sarkomu

Kaposi sarkomu deri üzerinde meydana gelen sistematik bir doku bozulmasıdır. Kaposi sarkomun esas nedeni Human Herpes Virüsüdür (HHV8). Kaposi sarkomunun klasik, epidemik (AIDS ile ilişkili), endemik (lenfanjiopatik) ve iyatrojenik olmak üzere başlıca dört tipi vardır. (Dizer ve Hayat, 2001)

Tablo 2.3. Kaposi sarkomu evreleme sistemi

Evre I	Sadece deride makülonodüler lezyonlar var.
Evre II	Deri lezyonlarında infiltrasyon ile nodüller gelişim var.
Evre III	Deri lezyonları klinik olarak ilerlemiş.
Evre IV	Sarkom iç organ tutulumu ile seyretmektedir.

2.1.4. İnflamatuvar Meme Kanseri

Meme derisinde kızarıklık ve şişlik (ödem) oluşmasıyla kendini gösterir. Tümör hücreleri derinin lenf kanallarını tıkayarak deride sıvı birikmesine yol açar. Memedeki süt kanalları yoluyla hızlı yayılım gösterir. Birkaç haftada tüm memeyi sararak kızarıp şişmesine neden olur. Bu durum memeye portakal kabuğu görünümü haline getirir. İnflamatuvar meme kanseri diğer meme kanserlerine nazaran daha genç yaşlarda ve obez kadınlarda görülür. Nadirinde olsa yaşlı erkeklerde görülebilmektedir (Deveci ve Kebudi, 2012).

2.2. Tüm Cilt Elektron Işınlaması

Tüm cilt elektron ışınlanması Mycosis fungoides(MF), Sezary Sendromu, Kaposi sarkomu ve inflamatuvar meme kanseri, T-hücreli lenfoma gibi birçok cilt hastalıklarının tedavisinde kullanılmaktadır. Bu tedavi tekniğinde elektron enerjisi kullanılarak cilt tedavi edilmektedir. Tedavi için 32-40 Gy arasında değişen dozlar günlük 1-1,2Gy fraksiyone olarak uygulanmaktadır.

Uluslararası düzeyde Amerikan Medikal Fizik Derneği (AAPM) tarafından yayınlanan task group 23 nolu raporda TCEI'nin hangi parametrelere göre uygulanabileceği ve aynı zamanda Altı Çift Alan içeren Stanford Işınlama Tekniğinden de bahsedilmektedir. Cilt hastalıkları düşük hasta popülasyonuna sahip olduğundan TCEI az sayıda merkezde uygulanmaktadır (Kabadayı, 2013).

2.2.1. Tüm Cilt Elektron Işınlaması Tedavi Hazırlıkları

TCEI tedavisinde hedef tüm vücut yüzeyidir. Bütün vücut yüzeyini homojen olarak ışınlayabilmek için alan boyutları 200 cm yüksekliğinde 80 cm genişliğinde olmalıdır. Bu boyutlarda tedavi alanı standart koşullardan çok daha büyüktür. Standart koşullarda tedavi alanları SSD=100 cm için 40x40 cm'dir. Tüm vücut yüzeyinde homojen bir dağılım elde edebilmek için birbiri içine giren tedavi alanları kullanılmaktadır.

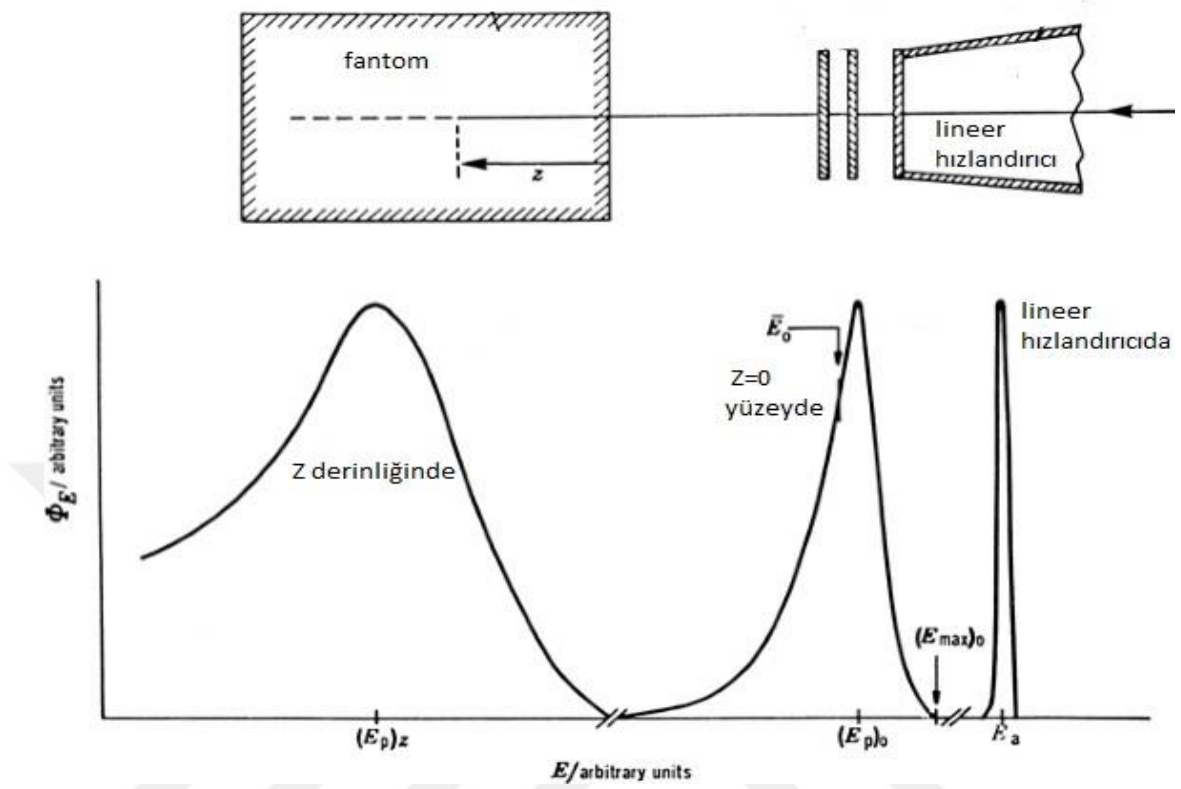
TCEI tedavisi birçok klinik uygulamalarda SSD = 200 cm ile SSD = 700 cm arasında değişen mesafelerde tedavi uygulanmaktadır. TCEI uygulanabilmesi için tedavi odasının boyutları önem kazanmaktadır.

TCEI uygulamasında alanların birbiri içine geçişleri, doz, doz hızı, tedavi düzlemindeki alan düzgünlüğü, doz homojenitesi (dikeyde \pm %8 yatayda ise \pm %4) gibi parametreler belirlenmelidir.

TCEI uygulaması sırasında SSD mesafesinin standart koşullardaki tedaviye nazaran daha büyük olması ve tedavi alanlarının daha geniş olması nedeniyle tedavi ortamındaki havanın iyonizasyon miktarı standart koşullardaki tedavilere nazaran daha fazla olacaktır. Tedavi odasının hava sirkülasyonu da önem kazanmaktadır.

2.2.2. Tüm Cilt Elektron Işınlamasında Elektron Enerjisinin Karakteristiği

TCEI uygulamasında lineer hızlandırıcılardan elde edilen elektron enerjisi kullanılır. Lineer hızlandırıcıda oluşturulan elektronun enerjisi neredeyse monoenerjetiktir. Bu elektronlar elde edilmesinden hastaya ulaşınca kadar, ortamda bulunan saçıcı filtre, kolimatör ve hava gibi birçok maddeyle etkileşime girer. Bu etkileşimler sonucunda enerjisinin bir kısmını kaybeder. Elektron hastaya ulaştığında enerjisi artık monoenerjetik değil bir spektrum haline gelmiş olur. Böylelikle ortalama elektron enerjisi (\bar{E}_0) kavramı ortaya çıkmış olur. Şekil 2.1'de elektronun lineer hızlandırıcıdan çıkıp hastaya ulaşınca kadar olan mesafede enerjisinin nasıl olduğu gösterilmektedir (Khan, 2003).

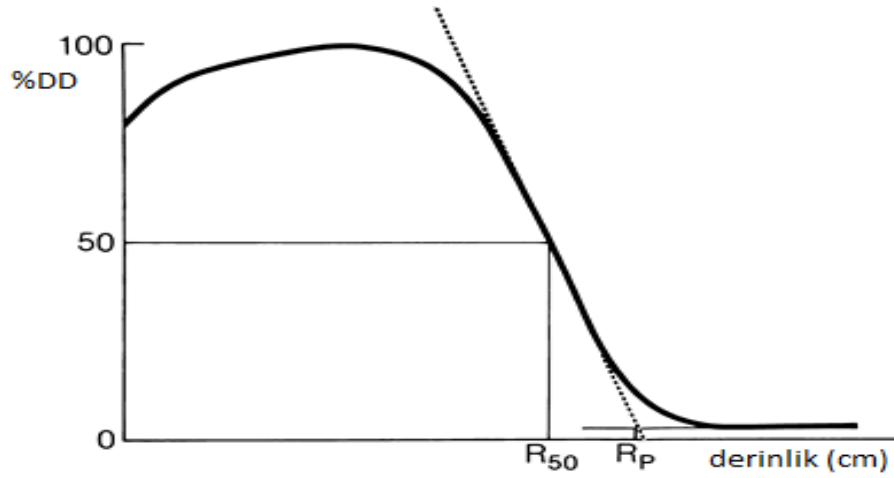


Şekil 2.1. Elektronun yolu boyunca sahip olduğu enerji diyagramı (AAPM task group reports no:23, 1987)

E_p , elektronun fantom yüzeyindeki enerjisi olarak tanımlanır ve aşağıdaki gibi ifade edilir.

$$(E_p)_0 = C_1 + C_2 R_p + C_3 R_p^2 \quad (2.1)$$

R_p şekil deki gibi elektronun pratik erişim mesafesidir. C_1 , C_2 , C_3 değerleri su için $C_1 = 0.22$ MeV, $C_2 = 1.98$ MeV cm^{-1} ve $C_3 = 0,0025$ MeV cm^{-2} dir. E_a lineer hızlandırıcıdaki elektronun enerjisidir.



Şekil 2.2. Elektronun pratikte erişme mesafesi Rp değeri

$$\bar{E}_0 = C_4 \cdot R_{50} \quad (2.2)$$

\bar{E}_0 fantom yüzeyindeki ortalama enerjidir. R_{50} ise elektronun enerjisinin yarıya düştüğü derinlik değeridir. C_4 değeri su için 2.33 MeV cm^{-1} dir (AAPM task group reports no:23, 1987).

Fantom içinde Z derinliğindeki elektronun ortalama enerjisi \bar{E}_z bağıntısı ile ifade edilir.

$$\bar{E}_z = \bar{E}_0 (1 - Z/R_p) \quad (2.3)$$

$\bar{E}_0 > E_{p0} > \bar{E}_z$, elektronun yolu boyunca sahip olduğu enerjinin büyüklük sıralamasıdır. TCEI uygulamasında lineer hızlandırıcıda 4-15 MeV arasındaki enerjiler kullanılmakta fakat hasta ulaşan elektronlar 2-7 MeV civarında olmaktadır (AAPM Repots No:23, 1987).

2.2.3. Tüm Cilt Elektron Işınlaması Teknikleri

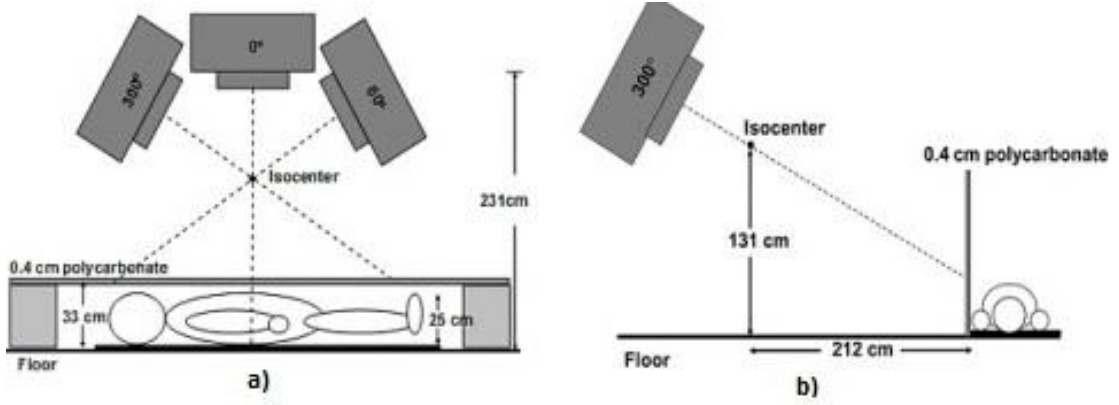
TCEI uygulamasında elektron enerjisi kullanılır. Elektron maksimum dozunu cilt ve cildin hemen birkaç mm altında oluşturur daha derinlere ilerledikçe enerjisini hızla

kaybeder. Böylelikle radyoterapinin temelini oluşturan hedefe maksimum doz, sağlıklı dokulara minimum doz ilkesi sağlanmış olur.

Bu tedaviyi gerçekleştirebilmek için birçok farklı teknik uygulanmaktadır. Bu farklılığın temel nedeni tedavi odasının boyutlarıdır. Uygulanacak olan tedavi tekniği her kliniğin kendi şartlarına göre değişmektedir. Hastanın pozisyonlandırılması ve bu pozisyonun tekrarlanabilirliği, ciltteki doz homojenitesinin sağlanabilmesi gibi parametreler belirleyici olmaktadır. Hasta, tedavisi sırasında ayakta ve belirli tedavi pozisyonlarında beklemesi gereklidir. Tedavi süresi yaklaşık 20dk kadar sürdüğü için hastanın yaşı ve klinik durumu da dikkate alınmalıdır.

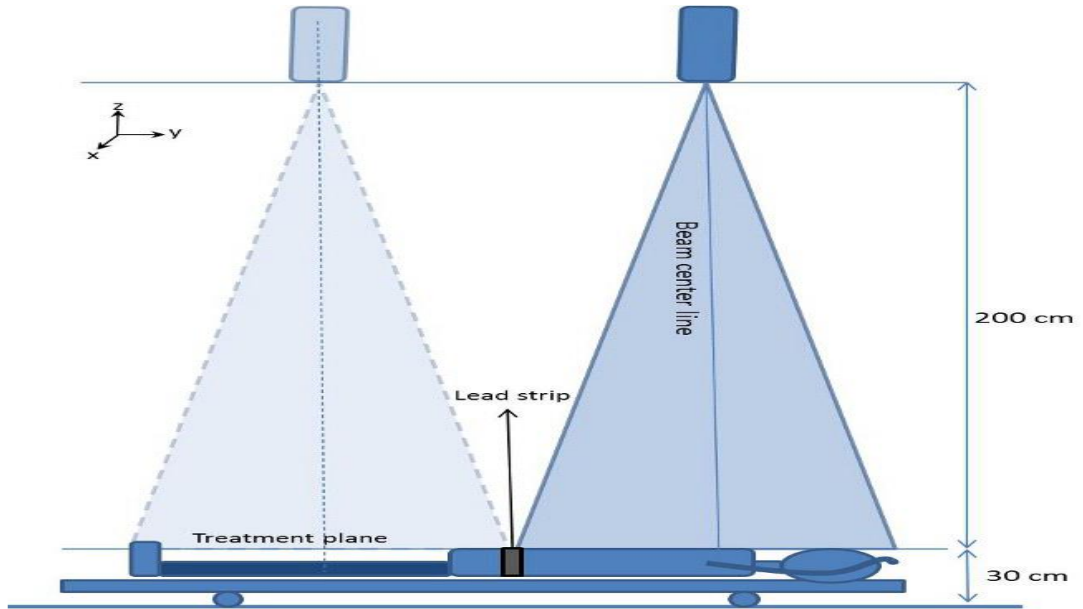
TCEI'da tüm vücut radyasyona maruz kaldığından, X-ray absorpsiyonu %1'in altında olmalıdır (Khan, 2003). TCEI'da hastalar günlük 1 Gy fraksiyone dozlarla haftada 4 gün olacak şekilde 9 hafta boyunca toplamda 36 Gy doz şeması ile tedavi edilirler. TCEI uygulamasında verilen 36 Gy doz bazı doku ve organlar için risk oluşturmaktadır. Tedavi süresince bazı organ ve dokuların korunması gerekir. Gözler, tırnaklar, kafanın üst kısmı ve ayaklar korunmaktadır (AAPM task group repots No:23, 1987).

Çesitli kliniklerde birçok farklı tedavi teknikleri uygulanmaktadır. Hasta supine pozisyonda yatırılarak ap (anteroposterior) ve oblik alanlardan gantry açıları 0, 60, 360 derece olacak şekilde 6 MeV elektron enerjisi ile tanımlanır. Hastanın cildinden 5 cm mesafede olacak şekilde 0,4 cm kalınlığında polycarbon spoiler yerleştirilir. Hasta üzerinde referans nokta olarak umbilicus seçilmektedir. MU_{300° ve MU_{60° değerleri birbirine eşittir ve $MU_{0^\circ} = 0.41 MU_{60^\circ}$ dir. Şekil 2.3'deki gibi hastanın ap ve pa (posteroanterior) alanlarının tedavisi gerçekleştirilir, sonrasında şekil 2.3.b'deki gibi pozisyonlandırılarak sol ön oblik, sağ ön oblik, sol arka oblik, sağ arka oblik alanlarının tedavileri gerçekleştirilerek tedavinin bir fraksiyonu tamamlanmış olur. Hasta bu tedavi tekniğinde önce supine sonra prone pozisyonda yatırılmaktadır (Antolak ve Deufela, 2013).



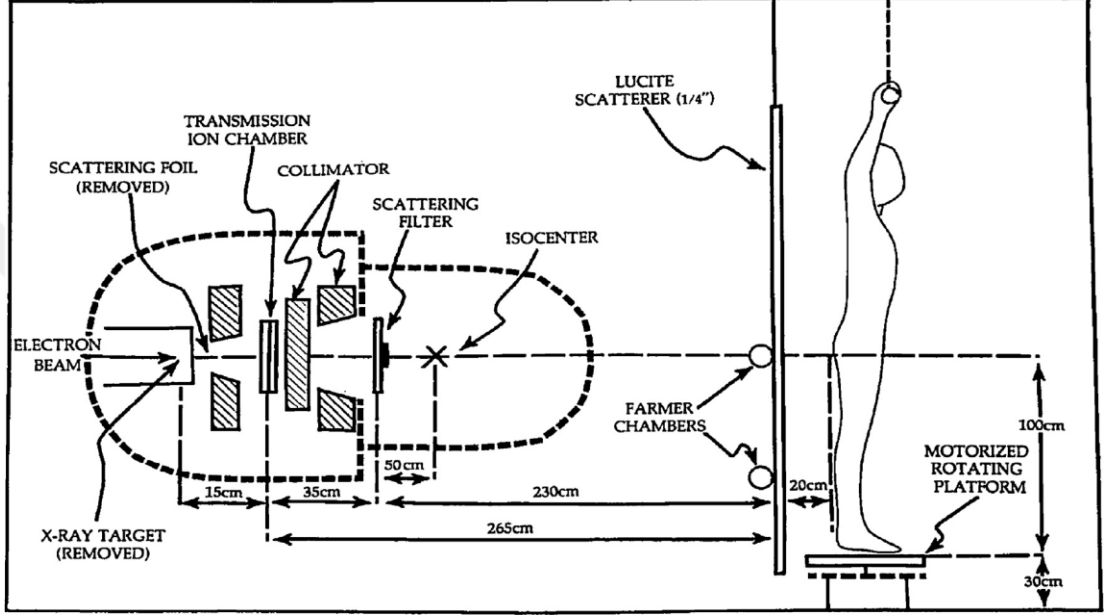
Şekil 2.3. Farklı tedavi modaliteleri (Antolak ve Deufela, 2013)

Klinik uygulamalarda en sık karşılaşılan diğer bir TCEI tekniğinde ise hasta hareket edebilen bir düzeneğin içinde yatar pozisyonda konumlandırılır ve SSD mesafesi yaklaşık 200 cm, alan boyutları 40x40 cm olacak şekilde açılır. Hastanın umbilicus'tan üzerindeki olan alanı tedavi edildikten sonra alt alanına geçilir. Daha sonra hasta supine pozisyondan prone pozisyona çevilerek aynı supine pozisyondaki gibi tedavi basamakları gerçekleştirilerek tedavisi tamamlanmaktadır. Umbilicus'da her iki alanın çakıştığı bölgeye 3 mm kalınlığında kurşun plaka yerleştirilir (Caprile ve ark., 2013).



Şekil 2.4. Hastanın hareketli bir zemin üzerinde gerçekleştirilen tedavi modalitesi (Caprile ve ark., 2013)

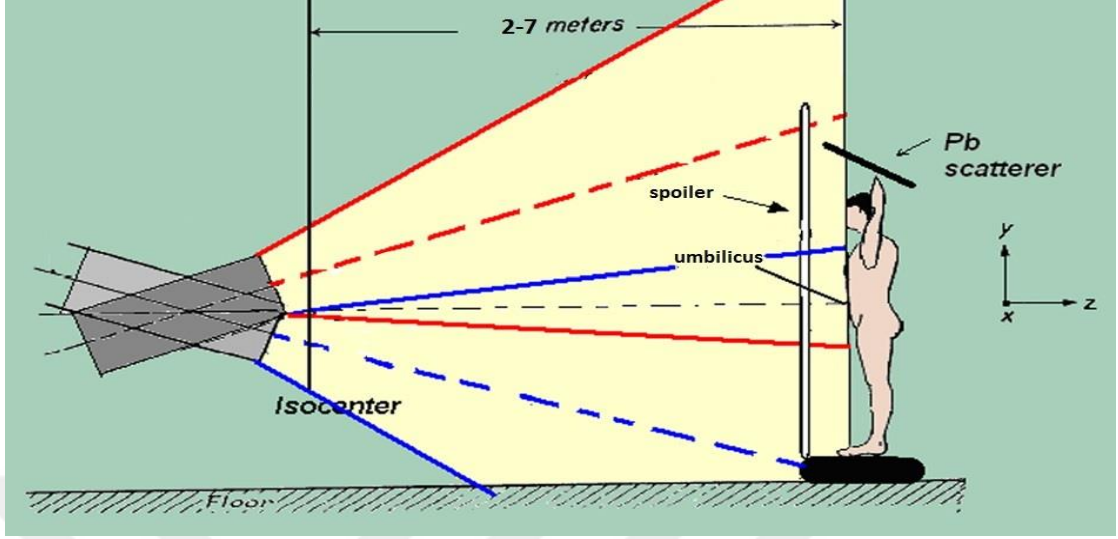
Klinik uygulamalarda en sık karşılaşılan başka bir teknikte ise hasta dönen bir platformun üzerinde ayakta durarak tedavi edilmektedir. Sabit gantry açısında 6 MeV elektron enerjisi, 35x35 cm alan boyutları, 135° kolimatör açısıyla setup yapılmaktadır. Bu teknikte de hasta spoiler'in arkasındadır. (Evans ve ark., 2014).



Şekil 2.5. Hastanın dönen bir platformun üzerinde gerçekleştirilen tedavi modalitesi (Evans ve ark., 2014).

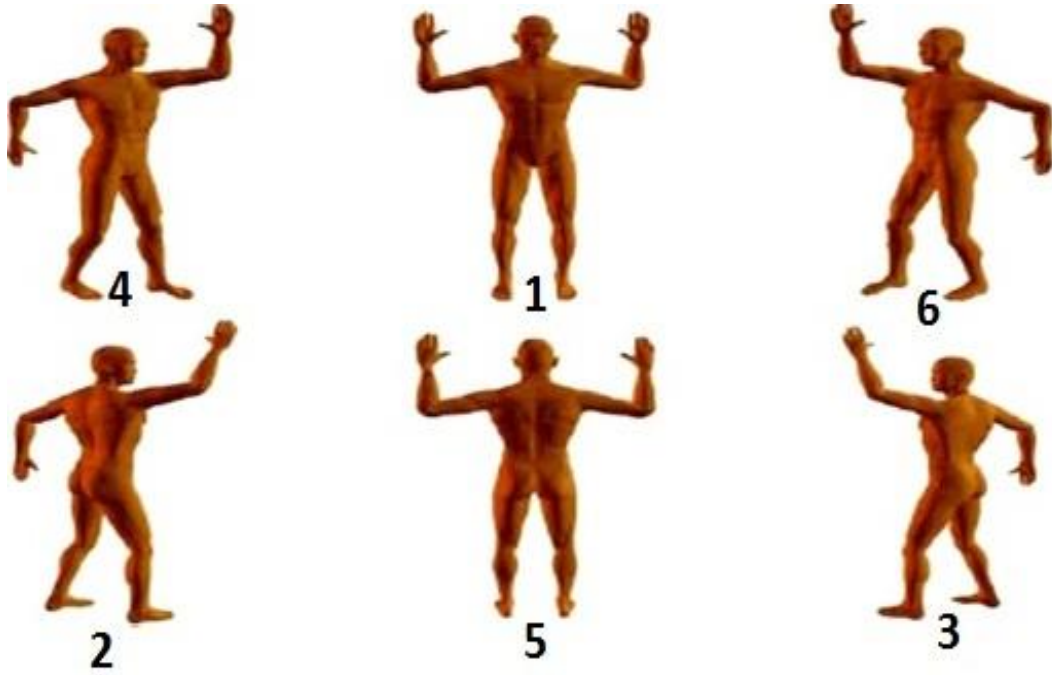
2.2.4. Stanford Tekniği

Klinik uygulamalarda en sık kullanılan teknik Stanford Tekniğidir. Bu teknikte de hasta diğer tekniklerde olduğu gibi polycarbon spoiler'in arkasında konumlandırılır. Umbilicus referans alınmaktadır. Stanford Tekniği için kullanılan tedavi platformunda hastanın kafasının üst kısmında yeterli doz alabilmesi için saçıcı kurşun (Pb) plaka yer alır. Bu kurşun plaka yatay ile yaklaşık 10° açı yapacak şekilde zincirler yardımıyla tedavi platformunun üst kısımlarına doğru monte edilmiştir. Liner hızlandırıcıdan gelen elektronlar bu kurşun plakaya çarparak hastanın başına doğru saçılır (Diamantopoulos ve ark., 2012).



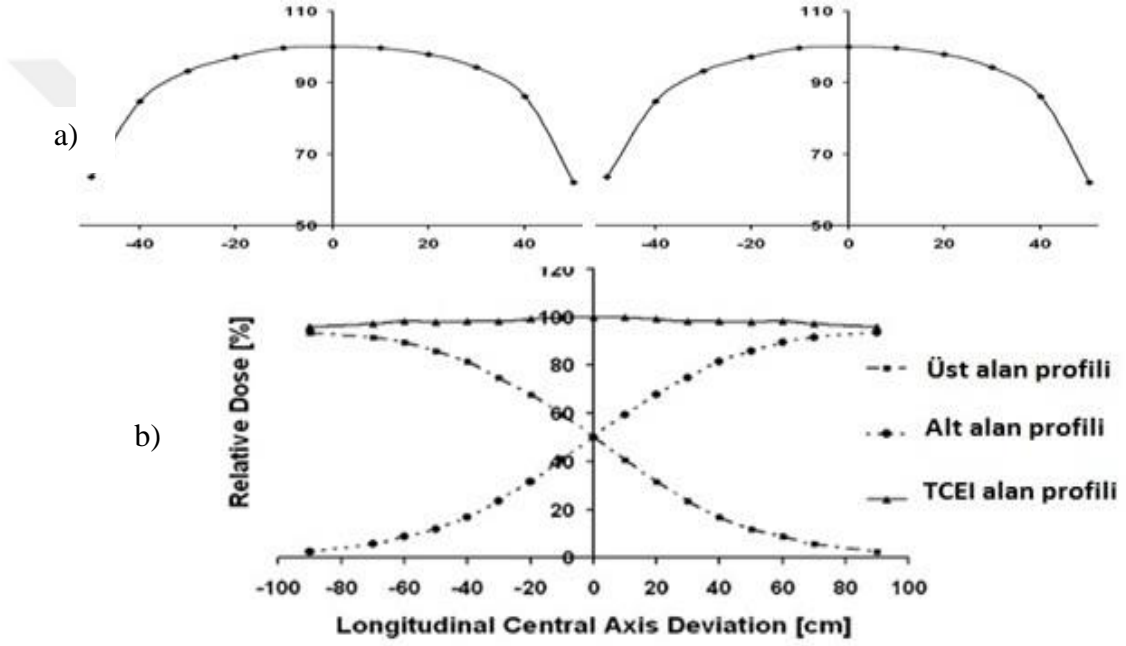
Şekil 2.6. Stanford tekniğinin şematik gösterimi (Diamantopoulos ve ark., 2012).

Stanford Tekniği 6 çift alan şeklinde uygulanmaktadır. Hasta bu teknik ile tedavi olurken tüm cildin homojen bir doz alması için hastaya belirli pozisyonlar verilmektedir. Hasta tedavisi süresince bir fraksiyonda 1, 2 ve 3 nolu pozisyonlarda tedavisini alırken bir sonraki fraksiyonda 4, 5 ve 6 nolu pozisyonlarda tedavisini alır (Beli ve ark., 2011).



Şekil 2.7. Stanford tekniğinde hasta pozisyonu (Beli ve ark., 2011).

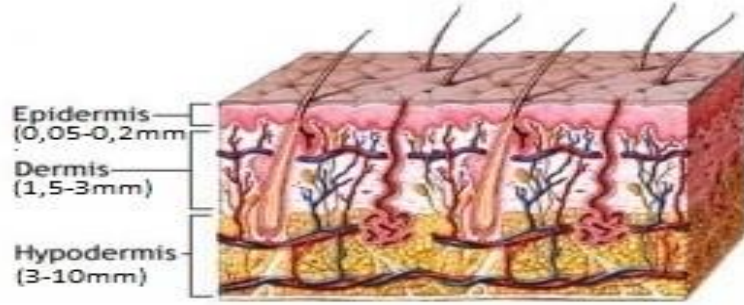
Tedavide gantry açıları yatayda simetriktir yaklaşık $\sim\pm 20^\circ$ dir. Tedavi alanları umbilicus referans olmak üzere birbiri içine giren iki alt-üst alanlardan oluşur. Tedavi alanları üstüste eklenerek hastanın tamamını saracak bir tedavi alanı oluşturulmaktadır. Tedavi alanlarının kenarlarındaki doz düşüklükleri alanlar birbiri içine girdiği için bu sorun ortadan kalkar ve hastanın boyunca kesintisiz homojen bir tedavi alanı oluşturulmuş olur. Böylelikle tedavi odasının boyutları bu tedavi tekniğini uygulayabilmek için sınırlayıcı bir etken olmayacaktır. SSD mesafesi 2-7 m arasında olabilmektedir.



Şekil 2.8. Stanford tekniğinde alanların üst üste bindirilmesiyle elde edilen doz profili (Diamantopoulos ve ark., 2012).

Tedavi uygulanırken birim zamandaki doz hızı standart tedavilere nazaran oldukça yüksek seviyelerdedir yaklaşık 2000-3000 mu/dk. Birim zamandaki doz hızının yüksek olmasının birçok avantaj sağlar. Toksikiteyi azaltarak tedavinin daha iyi tolere edilmesine olanak sağlar. Hastalığın tedavisinin gerçekleştirilebilmesi için daha yüksek doz değerlerine çıkmanın yolu açılmış olur.

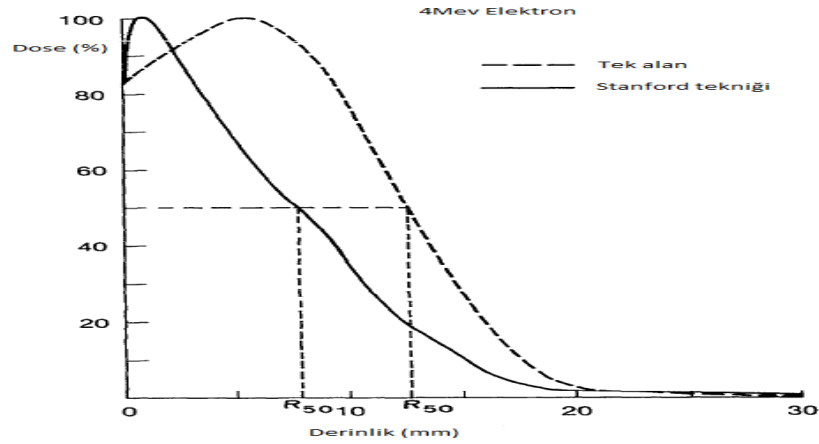
Mycosis Fungoides (MF), Sezary Sendromu, Kaposi sarkomu gibi vakalar cildin yüzeyinden başlayarak en fazla cildin 5 mm derinliğine kadar ulaşabilmektedir.



Şekil 2.9. Deri tabakasının kalınlıkları

(<http://www.bilgibaba.org/yazi/epidermis-nedir-epidermisin-tabakalari-nelerdir> Erişim tarihi:20.04.2018)

Şekil 2.10'da Stanford Tekniğinde tedavisi gerçekleştirilen bir hasta için modellenmiş yüzde derin doz eğrileri ile tek alandan 4 MeV'lik elektron enerjisi ile tedavi edilen bir hastanın yüzde derin doz eğrileri mukayese edilmektedir. Bu tip vakaların tedavilerinin daha sağlıklı bir şekilde gerçekleştirilebilmesi için Stanford Tekniği tercih edilmektedir.



Şekil 2.10. Stanford tekniği ile tek alan tedavinin derin doz eğrilerinin mukayesesi (AAPM Repots No:23)

2.3. TCEI Tedavi Platformu

Hasta tedavi platformu, hastanın içinde bulunduğu bir Platform ve Beam Spoiler olmak üzere iki kısımdan oluşur. Hastanın rahatlıkla içine sığabildiği platform 236 cm yüksekliğe 110 cm enine ve 114 cm derinliğe sahiptir. Tedavi esnasında hastaya ulaşan elektron yoğunluğunu arttırmak ve elektronların daha cilde yakın derinliklerde absorbe olmalarını sağlamak amacıyla 1,2 cm kalınlığında akrilikden imal edilmiş olan Beam Spoiler kullanılmaktadır. Tedavi esnasında hasta bu tedavi platformunun içinde Beam Spoilerin arkasında ayak olacak şekilde konumlandırılır.

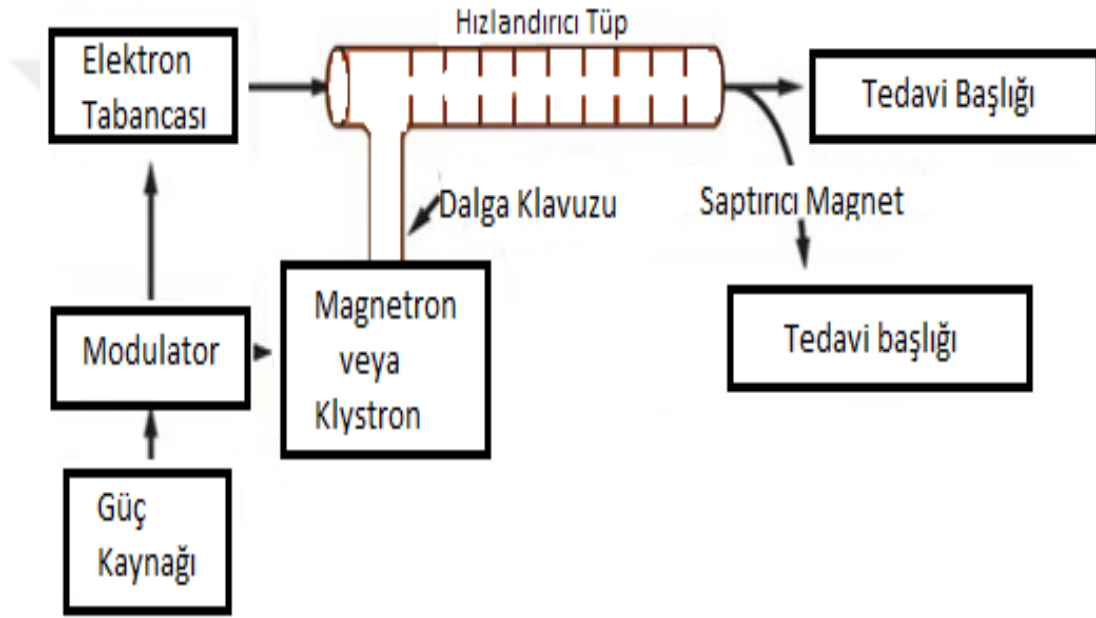
HDRE aplikatörüne 3 mm, 5 mm ve 8 mm azaltıcı takılarak birçok değişik elektron enerjisi elde edilebilmektedir. Böylelikle farklı derinliklerde elektron yoğunluğu sağlanmış olur. Cildin farklı derinliklerinde yerleşmiş olan hastalıkların tedavisi yapılabilmektedir. Azaltıcı yardımıyla elde edilen yeni elektron enerjileriyle hastanın cildine verilen tedavi dozu istenilen düzeyde ayarlanabilmektedir. Elde edilen yeni elektron enerjileri hastanın iç organlarına kadar erişemediği için gereksiz yere sağlam doku ve organlar radyasyon dozu almamış olur. Azaltıcı yardımıyla hastanın daha az doz alması istenen el, ayak, kafa gibi organların dozları daha düşük seviyelerde ayarlanabilir (www.rpdinc.com/total-body-irradiation-stand-for-photons-or-electrons-1736.html Erişim tarihi:20.04.2018).



Şekil 2.11. TCEI Tedavi Platformu

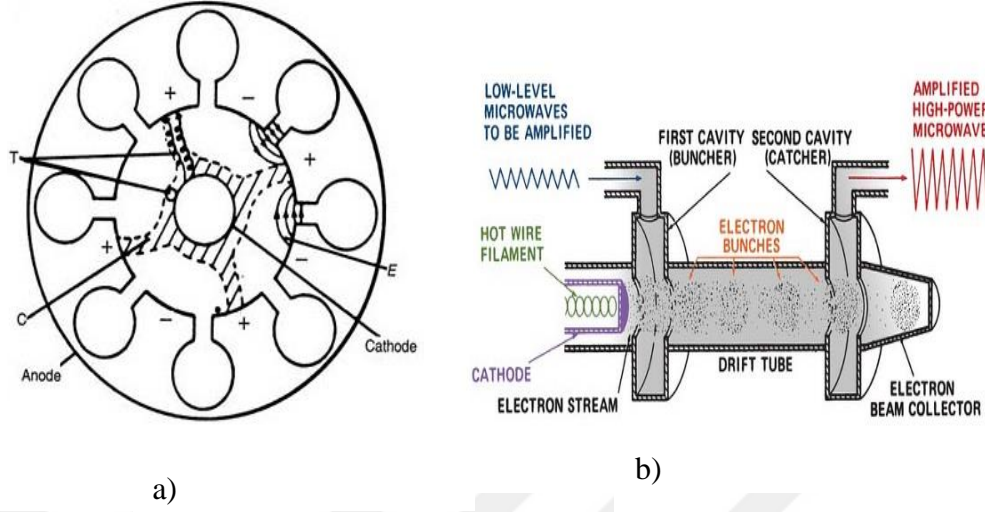
2.4. Lineer Hızlandırıcı

Lineer hızlandırıcılar, vacumlu bir tüp boyunca yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar yardımıyla elektronları hızlandırarak yüksek enerjili elektronlar ya da bu elektronları tungsten bir hedefe çarptırarak X-ışını oluşturabilen cihazlardır. İlk medikal lineer hızlandırıcı 1952 yılında Londra'daki Hammersmith hastanesinde kurulmuştur ve bu cihazla ilk tedavi 1953 yılında 8 MV'luk X-ışınlarıyla yapılmıştır (Schlegel ve ark., 2006).



Şekil 2.12. lineer hızlandırıcının blok diyagramı

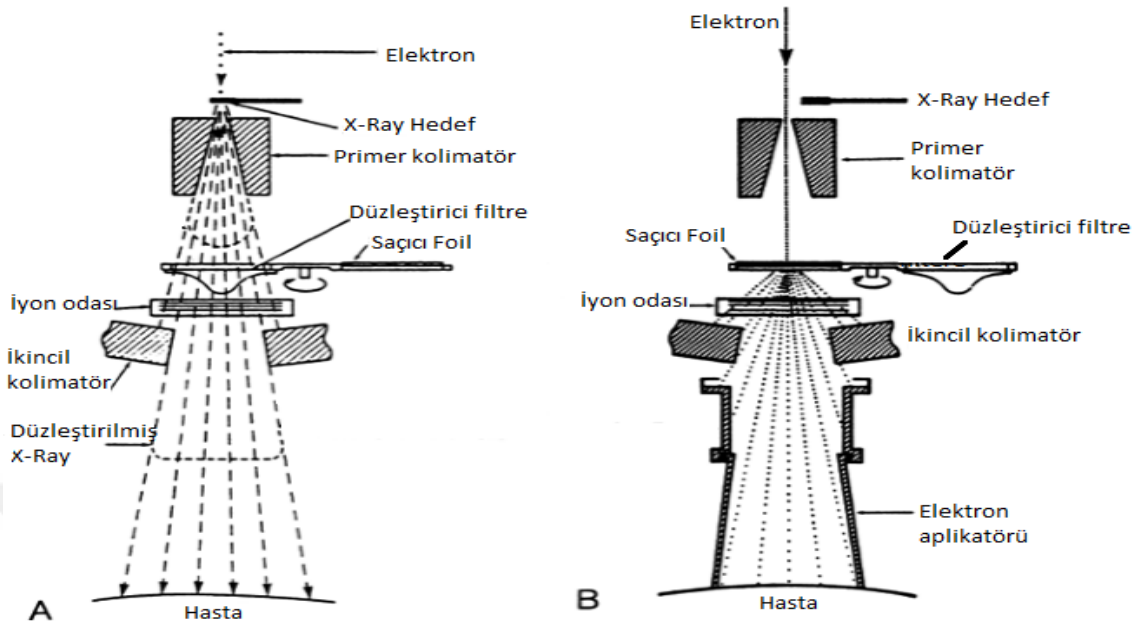
Lineer hızlandırıcıda güç kaynağı, alternatif akımı doğru akıma çevirerek modülatöre güç sağlar. Thyatron düz akımı pulslu hale getiren bir cihazdır. Modülatör içindeki thyatron yardımıyla pulslu akım üretilir. Bu sinyaller Magnetrona veya klystrona, aynı zamanda da elektron tabancasına gönderilir. Magnetron mikro dalga üreten bir cihazdır. Osilatör gibi çalışır ve birkaç mikro saniyede mikrodalga sinyalleri oluşturur. Klystron ise var olan dalganın genliğini yükseltir. Magnetron veya klystrondan çıkan elektromanyetik dalgaların frekansı yaklaşık 3000 MHz'dir.



Şekil 2.13. a) Magnetron ve b) Klystron'nun diyagramı (Khan, 2003)

Bu elektromanyetik dalgalar dalga kılavuzu sistemi ile hızlandırıcı tüpe aktarılır. Elektronlar hızlandırıcı tüpe girdiklerinde başlangıç enerjileri 50 keV civarındadır. Tüp içerisinde mikrodalganın elektromanyetik alanı ile etkileşen elektronlar vakumlu tüp boyunca elektrik alanı altında hızlandırılarak enerji kazanmaktadır. Hızlandırılmış olan elektronlara bending magnetler yardımıyla yön verilerek direkt çıkışa yönlendirilir ya da tungsten hedefe çarptırılır. Direkt çıkışa yönlendirilen yüksek enerjili elektronlar yüzeysel yerleşimli tümörlerin ya da lezyonların tedavisinde kullanılır. Tungsten hedefe çarptırılan yüksek enerjili elektronlar, bremsstrahlung X-ışını oluşturur. Oluşan X-ışını ise derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde kullanılmaktadır.

Elektronların, hedefe çarptırılmasıyla oluşan X-ışınlarını homojen hale getirmek için düzleştirici filtre kullanılmaktadır. Bu filtrelerin yapımında genellikle yüksek atom numarasına sahip tungsten ve kurşun gibi malzemeler kullanılmaktadır.



Şekil 2.14. Lineer hızlandırıcıda X-ışını ve elektron tedavisi modu (Khan, 2003).

Lineer hızlandırıcının tedavi başlığında bulunan kolimatör sistemlerinde de yüksek atom numarasına sahip tungsten ve kurşun gibi malzemelerden kullanılmaktadır. Tedavi başlığında X-ışını hedefi, saçıcı foil, düzleştirici filtre, iyon odası, kolimatör ve ışık lokalizasyonunu sağlayan sistem bulunmaktadır. Tedavi başlığındaki primer ve ikincil kolimatör sistemleri oluşan X-ışınlarının istenilen ölçülerde düzenlenmesine olanak sağlar aynı zamanda radyasyon için bir zırhlama görevi yapar (Khan, 2003; Podgorsak, 2005).

2.5. HDRE (High Dose Rate Elektrons)

Lineer hızlandırıcılarda TCEI tedavisi için genellikle 4 MeV ile 15 MeV arasındaki elektron enerjileri için tasarlanmış olan yüksek doz hızlı elektron modu (HDRE high-dose rate electrons) kullanılmaktadır. Yüksek doz hızlı elektron modunun standart elektron ışınlamasına göre en belirgin farkı, standart ışın 300MU/dk doz hızında olmasına rağmen, HDRE modu 1000 MU/dk doz hızına kadar ulaşabilmektedir. Lineer hızlandırıcılarda HDRE modunu aktif hale getirebilmek için kendine özel aplikatörü (40x40 cm) ve anahtar sistemi bulunmaktadır (Mayles, 2007).



a)

b)

Şekil 2.15. a) HDRE aplikatörü b) HDRE anahtar sistemi

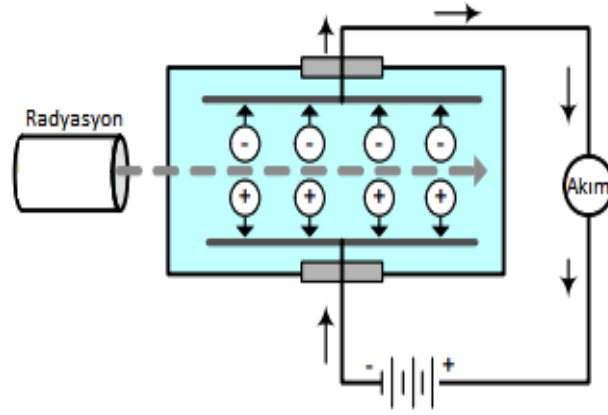
2.6. Elektrometre ve İyon Odası

2.6.1. Elektrometre

Elektrometre, iyon odasından elde edilen elektriksel akım sinyallerini okuyarak doza çeviren araçtır. Diagnostik radyoloji ve radyoterapide kullanım alanları vardır. Türkiye atom enerji kurumuna bağlı ikincil standart dozimetre laboratuvarlarında iyon odası ile birlikte kalibre edilir. (Şekil3.3)

2.6.2 İyon Odası

İyon odaları içi gaz dolu bir tüpden oluşur. Bu tüpe radyasyon uygulandığı zaman tüp içerisindeki gazda iyonlaşma meydana gelir. Tüpe uygulanan radyasyon miktarına bağlı olarak iyonlaşma miktarıda değişiklik göstermektedir. Tüp içindeki iyonlaşma nano Amper seviyesinde çok küçük elektriksel akım oluşturur. Bu akım ölçülerek tüpe uygulanan radyasyon miktarı belirlenmektedir. İyon odasında elektrometre ile birlikte Türkiye atom enerji kurumuna bağlı ikincil standart dozimetre laboratuvarlarında kalibre edilir (PTW Ionizing radiation detectors Including Codes of Practice 2018/2019).



Şekil 2.16. İyon odası

2.7. Katı Fantom ve İnsan Benzeri Fantom

2.7.1. Katı Fantom

Radyoterapide yüksek enerjili foton ve elektronların dozimetrik ölçümlerinde kullanılır. Katı fantomun yapımında kullanılan materyalin yoğunluğu suyun yoğunluğuna eşdeğer özelliklerdedir. RW3 malzemen (Goettingen White Water) yapılmıştır (<http://www.meditel.com.tr/urunler/radyoterapi-diger-urunler/radyo-terapi/ptw/fantom/> Erişim 20.04.2018).



Şekil 2.17. RW3 katı fantom (<http://www.meditel.com.tr/urunler/radyoterapi-diger-urunler/radyo-terapi/ptw/fantom/> Erişim 20.04.2018)

2.7.2. İnsan Benzeri Fantom

İnsanın anatomik yapılarına benzerlik taşıyan Alderson Rando Fantomu, radyoterapide kullanılan kalite kontrol fantomudur. Radyoterapide hastaya uygulanacak olan tedavinin birebir kopyası Alderson Rando Fantomuna uygulanır. Alderson Rando Fantomu üzerinde ilgili ölçümler yapılarak tedavi planlama sistemi ile elde edilen tedavi dataları arasındaki uyum kontrol edilmiş olur. Alderson Rando Fantomunun yapımında kullanılan materyallerin elektron yoğunluğu insanın farklı anatomik yapılarının sahip olduğu elektron yoğunluğuna eşdeğer özelliktedir. İkibuçuk cm horizontal kesit kalınlığına sahiptir (www.rsdphantoms.com/rt_art.htm Erişim 20.04.2018).

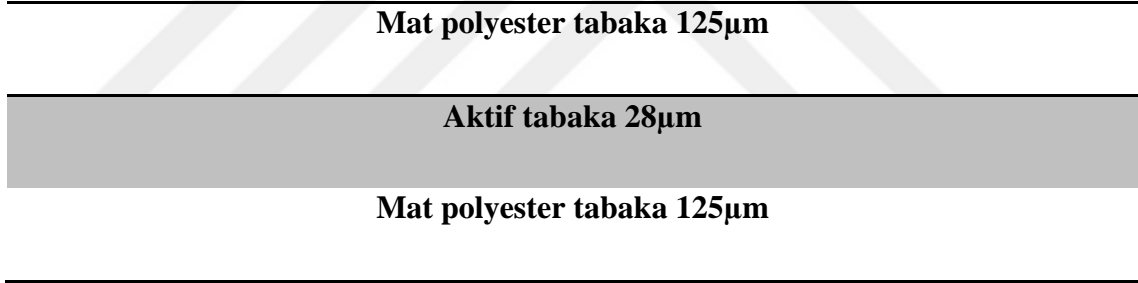


Şekil 2.18. Alderson Rando Fantomu

2.8. Gafkromik Film ve Scanner

2.8.1. Gafkromik Film

Gafkromik filmler, iyonize radyasyonun absorbe doz ölçümlerinde kullanılan bir filmidir. 0,2 Gy den başlamak üzere 10 Gy'e kadar optimum doz aralığı vardır. Yüksek enerjiye sahip foton partiküllerine karşı daha duyarlıdır. Enerjiye olan duyarlılığı 100 keV'den başlar ve MV mertebesinde devam eder. Radyoterapide IMRT ve VMAT gibi birçok uygulamada kullanılabilir. EBT3 filmi 28 µm aktif tabaka kalınlığına sahiptir. Bu aktif tabakanın ön ve arka yüzeyinde 125 µm kalınlığa sahip iki mat polyester tabaka yer almaktadır (Şekil 2.19) (Portakal ve ark., 2015; Butson ve ark., 2006).



Şekil 2.19. EBT3 gafkromik filmin yapısı

2.8.2. Scanner

Fotoğraf veya film gibi analog dökümanları digital ortama aktarmaya yarayan araçtır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Gereç

3.1.1. Lineer Hızlandırıcı

Bu çalışmada Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Ana Bilim Dalı'nda bulunan Elekta marka lineer hızlandırıcı cihazı kullanılmıştır. Lineer hızlandırıcı cihazı 4-6-10 MV olmak üzere 3 foton enerjisine 4-8-10-15 MeV olmak üzere 4 farklı elektron enerjisine sahiptir. Lineer hızlandırıcı cihazında sadece 2 elektron enerjisi için HDRE desteği bulunmaktadır. Çalışmada HDRE1 için 8 MeV elektron enerjisi ve HDRE2 için ise 15 MeV elektron enerjisi seçilerek tüm işlemler bu iki elektron enerjisiyle gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.1. Elekta Lineer Hızlandırıcı Cihazı

3.1.2. Elektrometre

Paralel plate iyon odasından elde edilen elektriksel akım sinyallerin okunabilmesi elektrometre ile yapılmaktadır. Bu çalışmada paralel plate iyon odası ile kalibre olmuş PTW 10002/20273 marka elektrometre kullanılmıştır.



Şekil 3.2. PTW Unidos Elektrometre

3.1.3. İyon Odası

İyon odaları radyoterapide absorbe dozun belirlenmesi için kullanılmaktadır. Bu çalışmada PTW 23343/2678 nolu Markus iyon odası kullanılmıştır.



Şekil 3.3. Paralel plate iyon odası

3.1.4. Katı Fantom

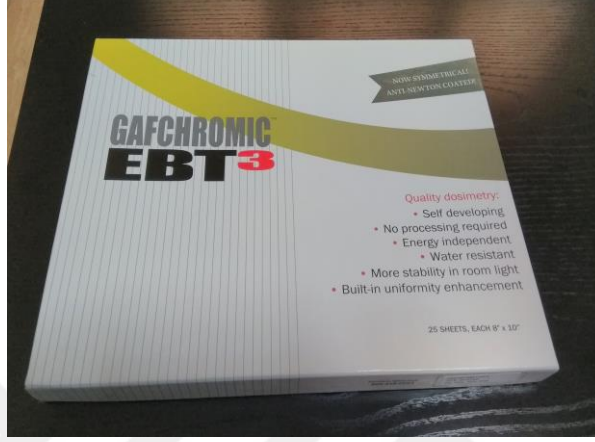
İyon odasının radyasyon dozunu absorbe edebilmesi için kullanılmaktadır. Bu çalışmada RW3 katı fantomu kullanılmıştır.

3.1.5. İnsan Benzeri Fantom

Radyoterapide planlanan tedavinin hastaya uygulanmadan önce kontrol edilebilmesini sağlayan araçlardır. Bu çalışmada yapısal olarak insana benzeyen Alderson Rando Fantomu kullanılmıştır.

3.1.6. Gafkromik Film

Doz profillerinin karşılaştırılabilmesi için kullanılan bir dozimetre sistemidir. Bu çalışmada Gafchromic marka EBT3 film kullanılmıştır.



Şekil 3.4. EBT3 gafkromik film

3.1.7. Scanner

Bu çalışmada EBT3 gafkromik filmleri taramak için Epson perfection v750 pro scanner kullanılmıştır.



Şekil 3.5. Epson perfection v750 pro scanner

3.2. Yöntem

3.2.1 HDRE Enerji Seçimi ve Film Kalibrasyonu

HDRE Enerji Seçimi

HDRE için kullanılacak olan enerjiler lineer hızlandırıcı tedavi cihazında elektron tedavilerinde kullanılan enerjiler arasından seçim yapılır. Lineer hızlandırıcı tedavi cihazında mevcut olan elektron enerjisine yeniden kalibrasyon işlemleri uygulanarak HDRE için uygun hale getirilir. HDRE de kullanılacak olan elektron enerjilerinin doz hızı standart elektron tedavilerinde kullanılan enerjilere nazaran çok daha yüksektir. Standart elektron tedavilerindeki elektron enerjilerinin doz hızı 300 Mu/min iken HDRE için kullanılan elektron enerjilerinin doz hızı 1000 Mu/min dir.

Uluslararası Atom Enerji Kurumunun (IAEA) yayınlamış olduğu TRS398 raporu dikkate alınarak Su fantomunda, standart tedavilerde kullanılan 8 MeV ve 15 MeV elektron enerjilerinde SSD = 100 cm'de 10x10 aplikatör kullanılarak d = 0 cm'den başlayarak çeşitli derinliklerde yüzde derin doz (PDD) ölçümü yapıldı. Bu ölçümlerden elde edilen PDD grafiklerinin analizi ile bulunan, her enerjiye ait R₈₅ derinliğinin yarısı kadar derinlikte SSD = 100 cm'de 20x20 aplikatör kullanılarak alan merkezi ve diagonal yönde profil taraması yapıldı.

Su fantomunda, HDRE1 ve HDRE2 enerjilerinde SSD = 100 cm'de HDRE aplikatörü kullanılarak 40x40 cm alan boyutlarında d = 0 cm'den başlayarak çeşitli derinliklerde PDD ölçümü yapıldı. Bu ölçümden elde edilen PDD grafiklerinin analizi ile bulunan her enerjiye ait R₈₅ derinliğinin yarısı kadar derinlikte SSD = 100 cm'de HDRE aplikatörü kullanılarak alan merkezi ve diagonal yönde profil taraması yapıldı.

Standart tedavilerde kullanılan 8 MeV ve 15 MeV elektron enerjilerinde 10x10 tedavi aplikatörü kullanılarak SSD = 100 cm, d = Z_{ref} derinliklerinde doz hızı 300 Mu/min olacak şekilde PTW 23343/2678 nolu Markus iyon odası, PTW 10002/20273 marka elektrometre ve RW3 katı fantomu ile output ölçümü yapıldı. HDRE1 ve HDRE2 enerjilerinde 40x40 cm HDRE aplikatörü kullanılarak SSD = 100 cm, d = Z_{ref} derinliklerinde doz hızı 1000 Mu/min olacak şekilde output ölçümü tekrarlandı.

HDRE aplikatörüne 3 mm, 5 mm ve 8 mm kalınlığa sahip azaltıcı takılarak $SSD = 100$ cm, $d = Z_{ref}$ derinliklerinde doz hızı 1000 Mu/min olacak şekilde HDRE1 ve HDRE2 enerjilerinde output ölçümü yapıldı.

TCEI tedavi platformu içinde 12 mm Beam Spoiler takılarak ve takılmadan ayrıca 3 mm, 5 mm ve 8 mm azaltıcı takılarak $SSD = 322$ cm, $d = Z_{ref}$ derinliklerinde doz hızı 1000 Mu/min olacak şekilde HDRE1 ve HDRE2 enerjilerinde PTW 23343/2678 nolu Markus iyon odası, PTW 10002/20273 marka elektrometre ve RW3 katı fantomu ile output ölçümü tekrarlandı.

TCEI tedavi platformu içinde HDRE1 için Beam Spoiler takılarak ve takılmadan, HDRE2 Beam Spoiler takılarak ve takılmadan 3 mm, 5 mm ve 8 mm azaltıcı takılarak $SSD = 322$ cm'de $d = 0$ cm'den başlayarak çeşitli derinliklerde PDD ölçümü yapıldı.

TCEI tedavi platformu içinde $SSD = 322$ cm'de Beam Spoiler takılarak ve takılmadan HDRE1 için $d = 1,7$ cm derinliğinde, HDRE2 için $d = 3,4$ cm derinliğinde dikey ve yatay profil ölçümleri yapıldı.



*Şekil 3.6. TCEI Tedavi platformunda profil, PDD ve output ölçüm düzeneği

EBT3 Gafkromik Film Kalibrasyonu

EBT3 gafkromik filmler polarizasyon doğrultusuna dikkat edilerek 2x4 cm boyutlarında kesildi. HDRE1 enerjisi için $d = 0,3$ cm'de HDRE2 enerjisi için $d = 1,4$ cm'de RW3 katı fantomu ile $SSD = 322$ cm'de 20 cGy den başlayarak 300 cGy'e kadar artan doz değerlerinde olacak şekilde EBT3 gafkromik filmlere doz verildi. Bu filmler ve hiç doz almamış olan bir film Epson perfection v750 pro markalı scanner'de positive film modunda 72 dpi çözünürlükle tarandı.

3.2.2.TCEI için Gantry Açılarının Belirlenmesi

AAPM'in tavsiyelerine göre TCEI tedavi platformu içerisindeki doz dağılımının dikey düzlemde $\pm \%8$ ve yatay düzlemde $\pm \%4$ sınırları içinde olması gereklidir. Bunun sağlanabilmesi için dikey düzlemde birbirine komşu iki alan planlanmaktadır. Dikey düzlemde birbiri içine giren alanların birbirlerinin içine girme miktarını ayarlayabilmek için birbirine simetrik iki gantry açısı planlanır. Gantry açıları $90 \pm 16^\circ$ den başlayarak birer derece arttırılarak $90 \pm 21^\circ$ 'ye kadar EBT3 gafkromik film kullanılarak ışınlamalar yapıldı. Bütün bu ışınlamalar HDRE1, HDRE2 enerjileri için azaltıcı olmadan, 3 mm, 5 mm ve 8 mm azaltıcı kullanılarak tekrarlandı.

3.2.3. Gantry Açılarının EBT3 Gafkromik Film ile Belirlenmesi

Dikey düzlemde doz ölçümleri alabilmek için gantry açısı 90° iken TCEI tedavi platformu içindeki merkez noktası "0" konumu olarak kabul edilip diğer konumlar buna göre belirlendi. Bu nokta aynı zamanda hasta üzerinde umblikus'u gösterir. "0" konumu belirlendikten sonra dikey düzlemde ± 20 , ± 40 , ± 60 , ± 70 , ± 80 , ± 90 , ± 100 noktaları belirlendi. Belirlenen bu noktalara EBT3 gafkromik filmler yerleştirildi. Bu filmlerin arkasına 3 cm önüne ise 0,5 cm RW3 katı fantom yerleştirildi. Katı fantomun eğimi su terazisiyle kontrol edilerek zemine ve Gantry açısı 90° 'ye dik olacak şekilde ayarlandı. HDRE aplikatörü takılarak Katı fantom yüzeyinde $SSD = 322$ cm olacak şekilde ayarlama yapıldı. Beam Spoiler ile RW3 Katı fantomu arasındaki mesafe 20 cm'dir. Beam spoiler de takılarak film ışınlama düzeneği tamamlanmış olur. Bu film ışınlama düzeneği uygun gantry açıları bulununcaya kadar HDRE aplikatörüne azaltıcı takılmadan, 3mm, 5mm, 8mm azaltıcı takılarak her bir koşul için tekrarlandı.

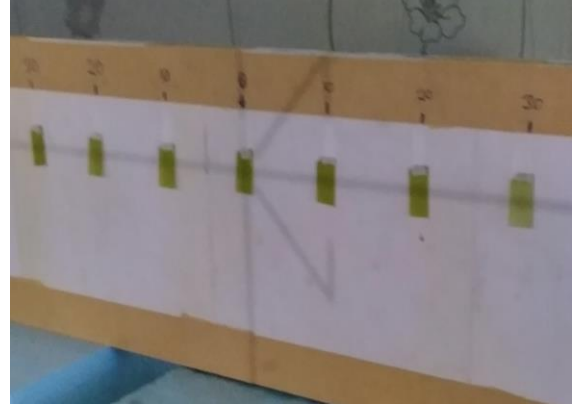


Şekil 3.7. Gantry açısının belirlenebilmesi için film ışınlama düzeneği

3.2.4. Yatay Profillerin EBT3 Gafkromik Film ile Belirlenmesi

Dikey düzlemde \pm %8 doz homejenitesi koşulunu sağlayan gantry açılarını bulmak için yapılan film ışınlamaları sonucunda herbir koşul için bulunun gantry açısında yatay düzlemde de doz profili ölçümleri yapılır. Yine merkez noktası "0" konumu olarak kabul edilip diğer konumlar buna göre belirlendi. Yatay düzlemde \pm 10, \pm 20, \pm 30, \pm 40, \pm 50 noktaları belirlendi. Belirlenen bu noktalara EBT3 gafkromik filmler yerleştirildi. Gantry açılarını bulmak için tasarlanan film ışınlama düzeneği kurularak HDRE aplikatörüne azaltıcı takılmadan, 3 mm, 5 mm ve 8 mm azaltıcı takılarak herbir

koşul için tekrarlandı. Yatay düzlemde \pm %4 doz homejenitesi koşulunun sağlandığı kontrol edildi.



Şekil 3.8. Yatay profillerin belirlenebilmesi için film ışınlama düzeneği

3.2.5. Tüm Cilt Elektron Işınlaması Hastasının Aldığı Dozların Belirlenmesi

TCEI ile tedavi edilen hastanın aldığı dozların belirlenmesi için insan benzeri Alderson rando fantomunda çeşitli yerlere EBT3 gafkromik filmler yerleştirildi. Alderson Rando Fantomunda göz hizasında yer alan 3-4 nolu kesitlerin arasına, boyun hizasında yer alan 7-8 nolu kesitlerin arasına ve umblikus hizasında yer alan 27-28 nolu kesitlerin arasına kesitlerin boyutları ölçüsünde EBT3 gafkromik filmler yerleştirildi. Alderson Rando Fantomunun cilt yüzeyinden 1cm derinliğe doz verecek şekilde HDRE2 enerjisi için hesaplamalar yapıldı. Alderson rando fantomu, TCEI hastasının tedavi edildiği şekilde yatayda 60° derecelik açılarla döndürülerek gantry açısının 72 ve 108 değerleri için

hesaplanılan doz değerlerinde ışınlamalar yapıldı. Kesitsel olarak doz dağılımının nasıl değiştiği incelendi.



şekil 3.9. Alderson rando fantomun da EBT3 gafkromik filmin yerleşimi

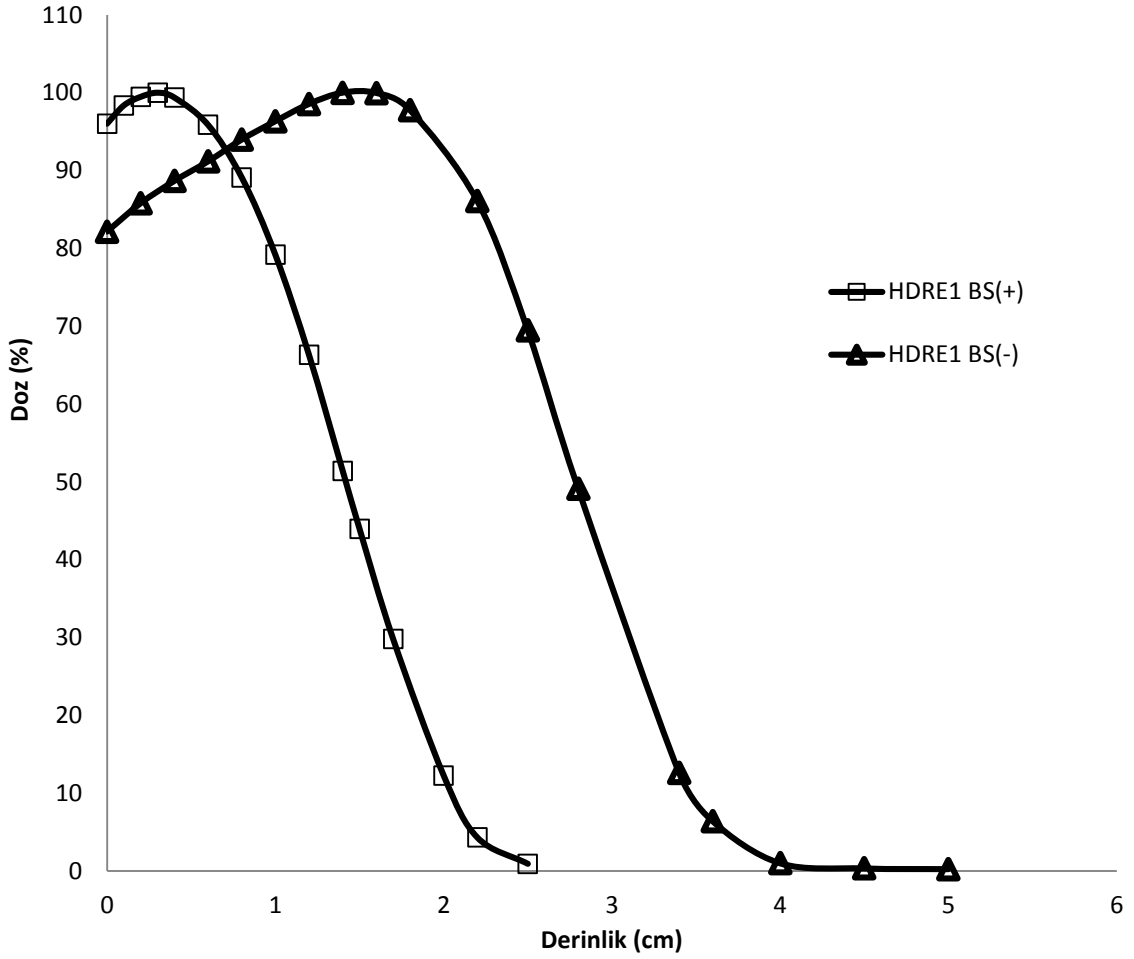
4. BULGULAR

4.1.HDRE1 için Yüzde Derin Doz ve Profil Ölçümleri

TCEI tedavi platformu içinde 12 mm Beam Spoiler takılarak ve takılmadan SSD=322 cm'de d=0 cm'den başlayarak çeşitli derinliklerde PDD ölçümü PTW 23343/2678 nolu Markus iyon odası, PTW 10002/20273 marka elektrometre ve RW3 katı fantomu ile yapılarak elde edilen veriler aşağıda gösterilmiştir.

Tablo4.1. HDRE1 için Beam Spoiler takılarak ve takılmadan elde edilen PDD verileri

HDRE1 1,2 cm Beam Spoiler			HDRE1 Beam Spoiler Yok		
Derinlik(cm)	Dw(mGy)	%DD	Derinlik(cm)	Dw(mGy)	%DD
0	76,5	96,0	0	70,3	82,2
0,1	78,3	98,4	0,2	73,5	85,8
0,2	79,2	99,5	0,4	75,9	88,7
0,3	79,6	100,0	0,6	78,1	91,2
0,4	79,1	99,4	0,8	80,5	94,0
0,6	76,3	95,9	1	82,5	96,3
0,8	71	89,1	1,2	84,	98,5
1	63,0	79,2	1,4	85,6	100,0
1,2	52,8	66,3	1,6	85,6	100,0
1,4	40,9	51,4	1,8	83,7	97,8
1,5	35,0	44,0	2,2	73,7	86,1
1,7	23,7	29,8	2,5	59,5	69,5
2	9,8	12,3	2,8	42,1	49,1
2,2	3,4	4,3	3,4	10,8	12,6
2,5	0,7	0,9	3,6	5,5	6,4
			4	0,9	1,0
			4,5	0,3	0,3
			5	0,2	0,3

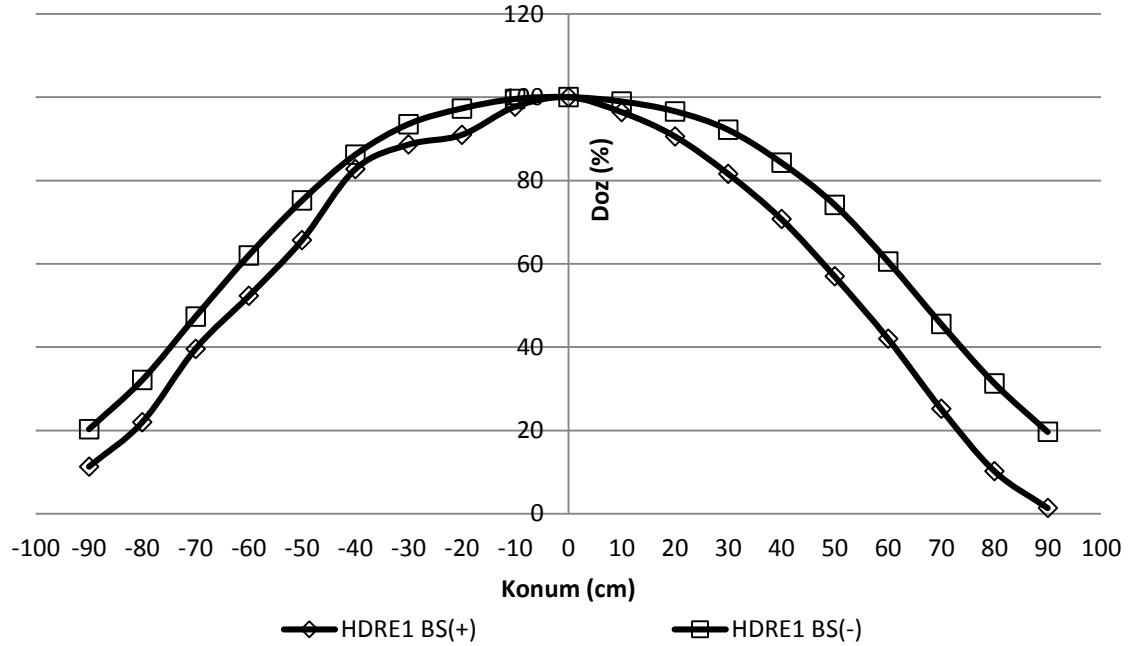


Şekil 4.1. HDRE1 için PDD grafiği

TCEI tedavi platformu içinde 12 mm Beam Spoiler takılarak ve takılmadan SSD = 322 cm'de, gantry açısı 90°, d = 1,7 cm derinliğinde dikey ve yatay profil ölçümleri PTW 23343/2678 nolu Markus iyon odası, PTW 10002/20273 marka elektrometre ve RW3 katı fantomu ile yapılarak elde edilen veriler aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 4.2. HDRE1 için beam spoiler takılarak ve takılmadan elde edilen dikey profil verileri

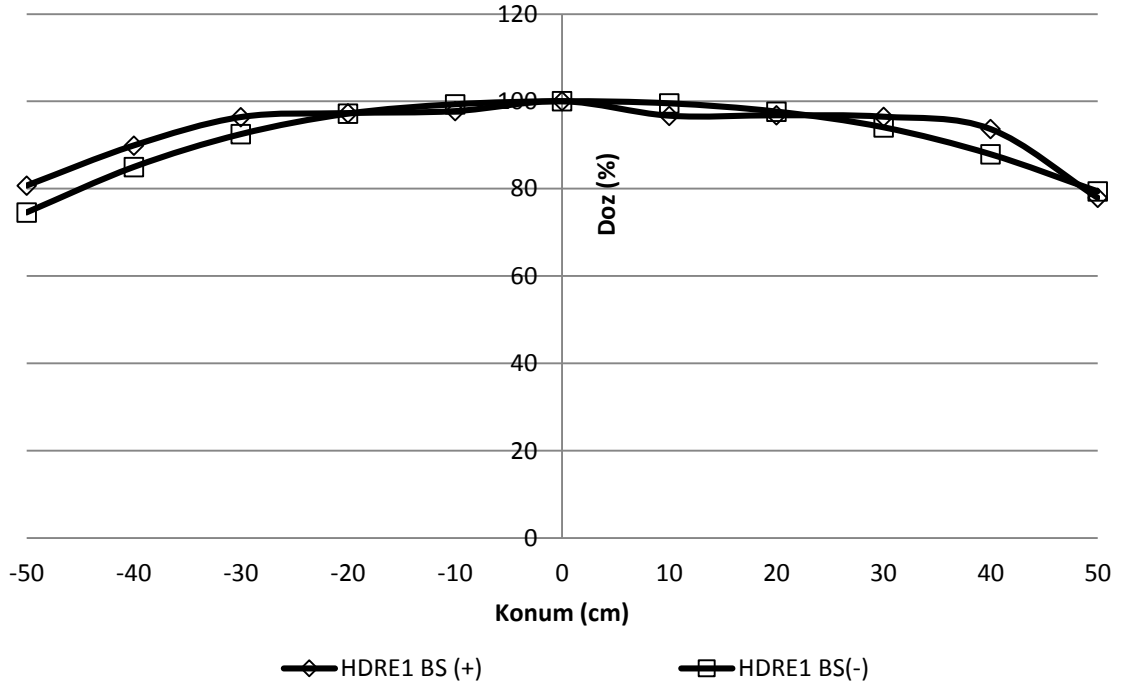
HDRE1 1,2 cm Beam Spoiler			HDRE1 Beam Spoiler Yok		
Konum (cm)	DW(mGy)	Doz (%)	Konum (cm)	DW(mGy)	Doz (%)
90,0	0,3	1,4	90,0	16,6	19,6
80,0	2,4	10,2	80,0	26,5	31,3
70,0	5,8	25,2	70,0	38,5	45,5
60,0	9,8	42,0	60,0	51,2	60,6
50,0	13,2	57,0	50,0	62,7	74,2
40,0	16,4	70,7	40,0	71,2	84,3
30,0	19,0	81,6	30,0	77,9	92,1
20,0	21,0	90,6	20,0	81,7	96,6
10,0	22,4	96,4	10,0	83,6	98,9
0,0	23,2	100,0	0,0	84,5	100,0
-10,0	22,7	97,7	-10,0	84,2	99,6
-20,0	21,1	91,0	-20,0	82,2	97,3
-30,0	20,6	88,6	-30,0	79,0	93,5
-40,0	19,2	82,7	-40,0	72,8	86,2
-50,0	15,3	65,7	-50,0	63,5	75,2
-60,0	12,1	52,3	-60,0	52,4	62,0
-70,0	9,2	39,6	-70,0	40,0	47,3
-80,0	5,1	22,0	-80,0	27,2	32,1
-90,0	2,6	11,3	-90,0	17,2	20,3



Şekil 4.2. HDRE1 için dikey profil grafiği

Tablo 4.3. HDRE1 için beam spoiler takılarak ve takılmadan elde edilen yatay profil verileri

HDRE1 1,2 cm Beam Spoiler			HDRE1 Beam Spoiler Yok		
Konum (cm)	DW(mGy)	Doz (%)	Konum (cm)	DW(mGy)	Doz (%)
50	18,1	77,9	50	67,1	79,4
40	21,8	93,6	40	74,3	87,9
30	22,4	96,5	30	79,5	94,0
20	22,5	96,8	20	82,5	97,6
10	22,5	96,7	10	84,1	99,5
0	23,2	100,0	0	84,5	100,0
-10	22,7	97,7	-10	83,9	99,3
-20	22,6	97,3	-20	82,1	97,2
-30	22,4	96,4	-30	78,2	92,5
-40	20,9	89,9	-40	71,8	85,0
-50	18,7	80,7	-50	63,0	74,6



Şekil 4.3. HDRE1 için yatay profil grafiği

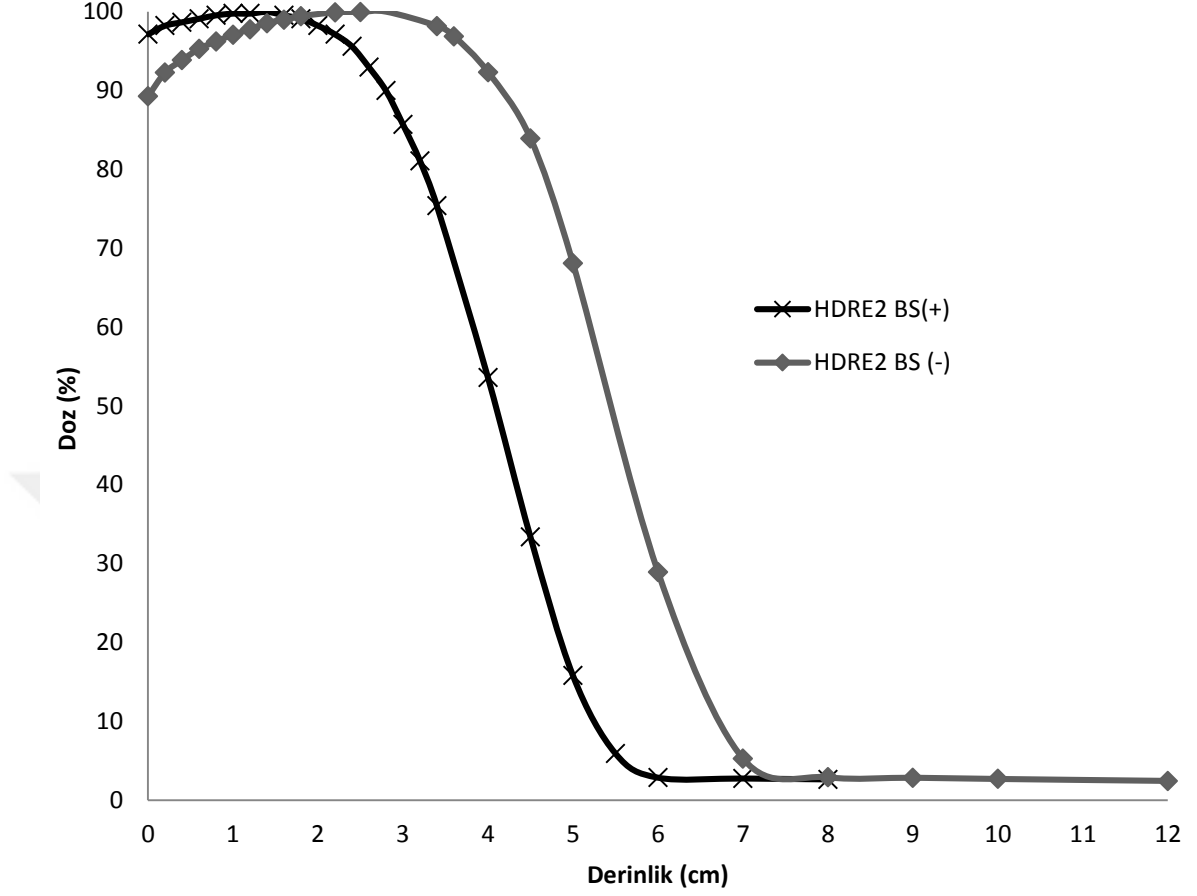
4.2.HDRE2 için Yüzde Derin Doz ve Profil Ölçümleri

TCEI tedavi platformu içinde 12 mm Beam Spoiler takılarak ve takılmadan SSD = 322 cm'de d = 0 cm'den başlayarak çeşitli derinliklerde PDD ölçümü PTW 23343/2678 nolu Markus iyon odası, PTW 10002/20273 marka elektrometre ve RW3 katı fantomu ile yapılarak elde edilen veriler aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 4.4. HDRE2 için Beam Spoiler takılarak ve takılmadan elde edilen PDD verileri

HDRE2 1,2 cm Beam Spoiler		
Derinlik(cm)	Dw(mGy)	%DD
0	91,7	97,1
0,2	92,7	98,2
0,4	93,2	98,7
0,6	93,6	99,1
0,8	94,0	99,6
1	94,2	99,8
1,2	94,2	99,8
1,4	94,4	100,0
1,6	94,0	99,6
1,8	93,6	99,1
2	92,7	98,2
2,2	91,7	97,1
2,4	90,3	95,6
2,6	87,8	93,0
2,8	85,0	90,0
3	80,9	85,7
3,2	76,6	81,1
3,4	71,2	75,4
4	50,6	53,6
4,5	31,5	33,4
5	14,9	15,8
5,5	5,6	5,9
6	2,7	2,9
7	2,6	2,7
8	2,5	2,6

HDRE2 Beam Spoiler Yok		
Derinlik(cm)	Dw(mGy)	%DD
0	84,7	89,3
0,2	87,5	92,3
0,4	89,0	93,9
0,6	90,4	95,3
0,8	91,3	96,2
1	92,1	97,1
1,2	92,8	97,8
1,4	93,5	98,6
1,6	93,9	99,0
1,8	94,3	99,4
2,2	94,8	99,9
2,5	94,8	100,0
2,8	94,9	100,0
3,4	93,1	98,2
3,6	91,9	96,9
4	87,6	92,3
4,5	79,6	83,9
5	64,6	68,1
6	27,5	28,9
7	5,0	5,3
8	2,8	2,9
9	2,7	2,8
10	2,6	2,7
12	2,3	2,4

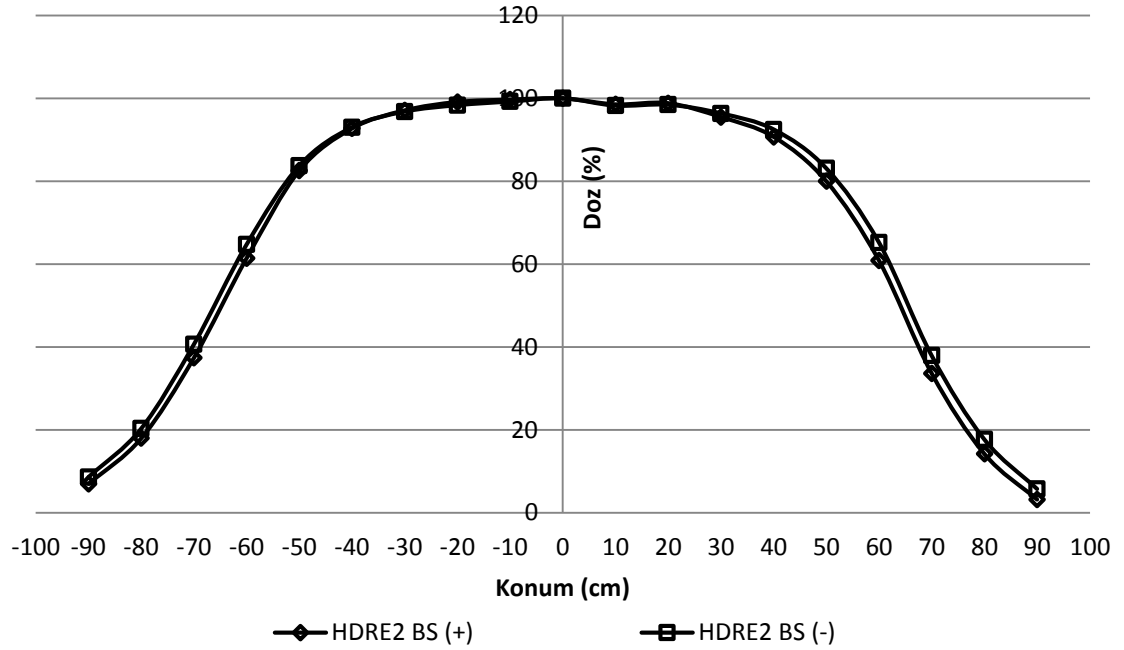


Şekil 4.4. HDRE2 için PDD grafiği

TCEI tedavi platformu içinde 12 mm Beam Spoiler takılarak ve takılmadan SSD = 322 cm'de, gantry açısı 90°, d = 3,4 cm derinliğinde dikey ve yatay profil ölçümleri PTW 23343/2678 nolu Markus iyon odası, PTW 10002/20273 marka elektrometre ve RW3 katı fantomu ile yapılarak elde edilen veriler aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 4.5. HDRE2 için beam spoiler takılarak ve takılmadan elde edilen dikey profil verileri

HDRE2 1,2cm Beam Spoiler			HDRE2 Beam Spoiler Yok		
Konum (cm)	DW(mGy)	Doz (%)	Konum (cm)	DW(mGy)	Doz (%)
90,0	2,3	3,2	90	5,4	5,7
80,0	10,2	14,2	80	16,6	17,7
70,0	24,1	33,6	70	35,6	37,9
60,0	43,6	60,9	60	61,2	65,2
50,0	57,3	80,0	50	78,0	83,1
40,0	64,9	90,7	40	86,8	92,5
30,0	68,4	95,5	30	90,5	96,4
20,0	70,7	98,8	20	92,4	98,5
10,0	70,5	98,5	10	92,2	98,2
0,0	71,6	100,0	0	93,9	100,0
-10,0	71,4	99,7	-10	93,2	99,2
-20,0	71,0	99,1	-20	92,3	98,3
-30,0	69,5	97,1	-30	90,9	96,8
-40,0	66,4	92,8	-40	87,3	93,0
-50,0	59,1	82,6	-50	78,6	83,8
-60,0	44,0	61,4	-60	60,8	64,8
-70,0	26,8	37,4	-70	38,2	40,7
-80,0	12,9	18,0	-80	19,1	20,3
-90,0	5,0	7,0	-90	8,1	8,6

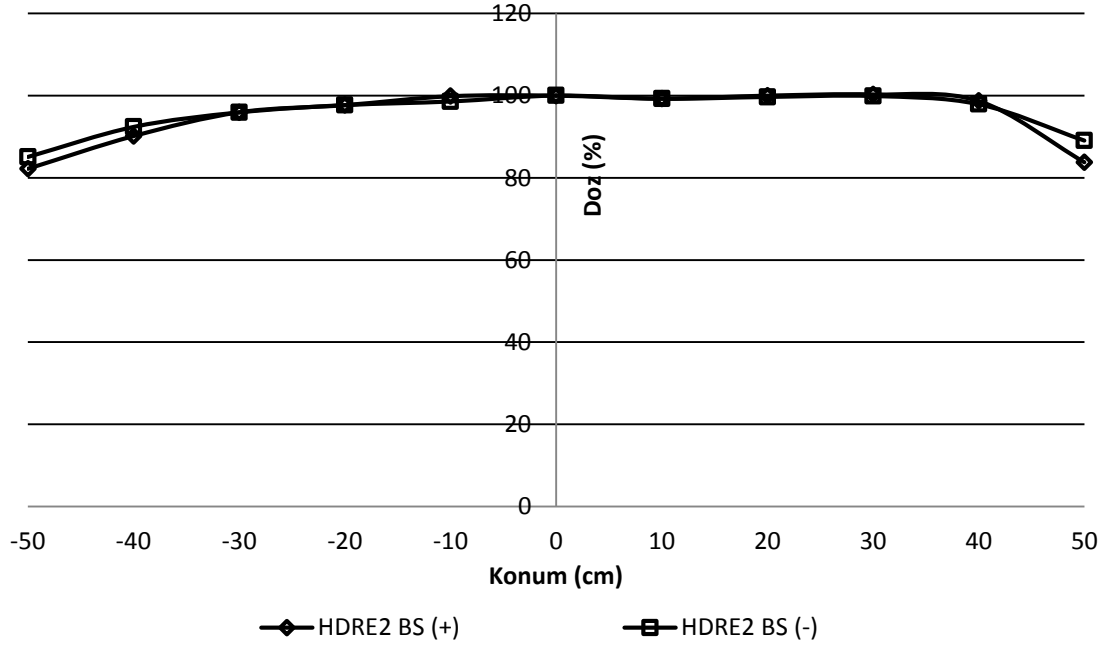


Şekil 4.5. HDRE2 için dikey profil grafiği

Tablo 4.6 HDRE2 için beam spoiler takılarak ve takılmadan elde edilen yatay profil verileri

HDRE2 1,2 cm Beam Spoiler		
Konum (cm)	DW(mGy)	Doz (%)
50	60,0	83,8
40	70,6	98,7
30	71,8	100,3
20	71,6	100,0
10	71,1	99,3
0	71,6	100,0
-10	71,5	99,9
-20	69,9	97,7
-30	68,7	95,9
-40	64,5	90,1
-50	58,8	82,2

HDRE2 Beam Spoiler Yok		
Konum (cm)	DW(mGy)	Doz (%)
50	83,6	89,1
40	91,9	97,9
30	93,8	99,9
20	93,6	99,7
10	93,2	99,2
0	93,9	100,0
-10	92,5	98,6
-20	91,7	97,7
-30	90,0	95,9
-40	86,7	92,4
-50	79,9	85,1



Şekil 4.6. HDRE2 için yatay profil grafiği

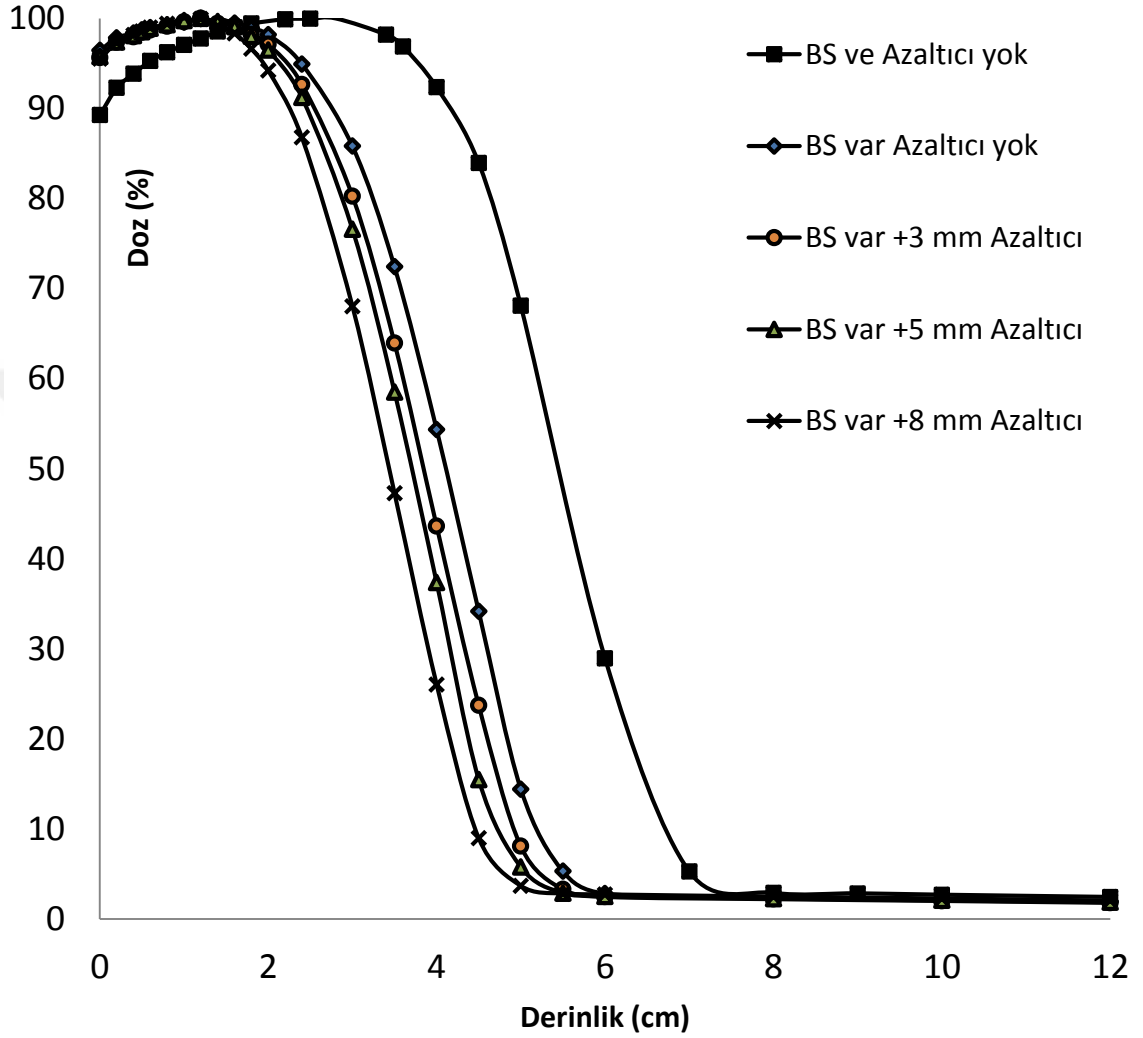
TCEI tedavi platformu içinde 12 mm Beam Spoiler takılır ve azaltıcı takılmadan, 3 mm azaltıcı, 5 mm azaltıcı, 8 mm azaltıcı takılarak SSD = 322 cm'de d = 0 cm'den başlayarak çeşitli derinliklerde PDD ölçümü PTW 23343/2678 nolu Markus iyon odası, PTW 10002/20273 marka elektrometre ve RW3 katı fantomu ile yapılarak elde edilen veriler aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 4.7. HDRE2 için azaltıcı yokken ve 3 mm azaltıcı varken elde edilen PDD verileri

HDRE2 Azaltıcı Yok			HDRE2 3 mm Azaltıcı		
Derinlik(cm)	Dw(mGy)	%DD	Derinlik(cm)	Dw(mGy)	%DD
0	91,8	96,4	0	86,7	95,6
0,2	93,2	97,8	0,2	88,2	97,3
0,4	93,7	98,4	0,4	88,8	97,9
0,5	94,0	98,7	0,5	89,2	98,4
0,6	94,2	99,0	0,6	89,5	98,7
0,8	94,5	99,3	0,8	89,9	99,1
1	94,8	99,6	1	90,3	99,6
1,2	95,2	100,0	1,2	90,6	100,0
1,4	95,2	100,0	1,4	90,2	99,4
1,6	94,7	99,5	1,6	89,9	99,2
1,8	94,2	98,9	1,8	89,1	98,2
2	93,5	98,2	2	88,0	97,1
2,4	90,4	94,9	2,4	84,0	92,7
3	81,7	85,8	3	72,7	80,3
3,5	69,0	72,4	3,5	58,0	63,9
4	51,8	54,4	4	39,5	43,6
4,5	32,5	34,2	4,5	21,5	23,7
5	13,7	14,4	5	7,3	8,1
5,5	5,0	5,3	5,5	3,0	3,3
6	2,7	2,8	6	2,2	2,5
8	2,2	2,4	8	2,0	2,2
10	2,1	2,2	10	1,8	2,0
12	1,9	1,9	12	1,6	1,8

Tablo 4.8. HDRE2 için 5 mm Azaltıcı ve 8 mm Azaltıcı varken elde edilen PDD verileri

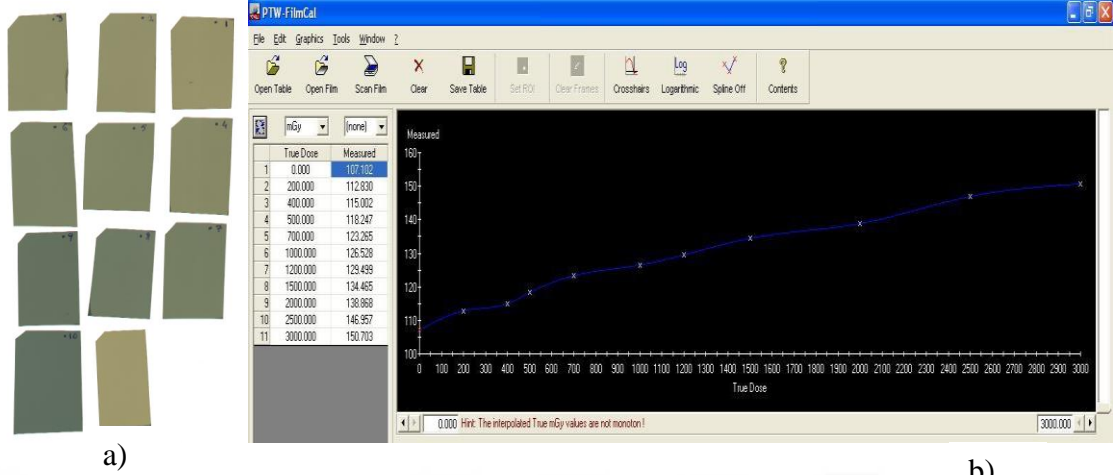
HDRE2 5mm Azaltıcı			HDRE2 8mm azaltıcı		
Derinlik(cm)	Dw(mGy)	%DD	Derinlik(cm)	Dw(mGy)	%DD
0	82,2	95,8	0	71,9	95,5
0,2	83,5	97,4	0,2	73,3	97,3
0,4	84,2	98,1	0,4	73,9	98,2
0,5	84,5	98,5	0,5	74,2	98,6
0,6	84,9	98,9	0,6	74,5	99,0
0,8	85,2	99,3	0,8	74,8	99,4
1	85,6	99,7	1	75,3	100,0
1,2	85,8	100,0	1,2	75,3	99,9
1,4	85,5	99,6	1,4	74,7	99,2
1,6	85,0	99,1	1,6	74,1	98,3
1,8	84,1	98,0	1,8	72,8	96,6
2	82,8	96,5	2	70,9	94,2
2,4	78,3	91,2	2,4	65,3	86,8
3	65,7	76,6	3	51,2	68,0
3,5	50,2	58,5	3,5	35,6	47,3
4	32,0	37,3	4	19,6	26,0
4,5	13,3	15,5	4,5	6,7	9,0
5	5,0	5,8	5	2,8	3,7
5,5	2,5	2,9	5,5	2,1	2,8
6	2,1	2,5	6	2,0	2,7
8	1,9	2,3	8	1,9	2,5
10	1,8	2,1	10	1,7	2,3
12	1,6	1,9	12	1,5	2,0



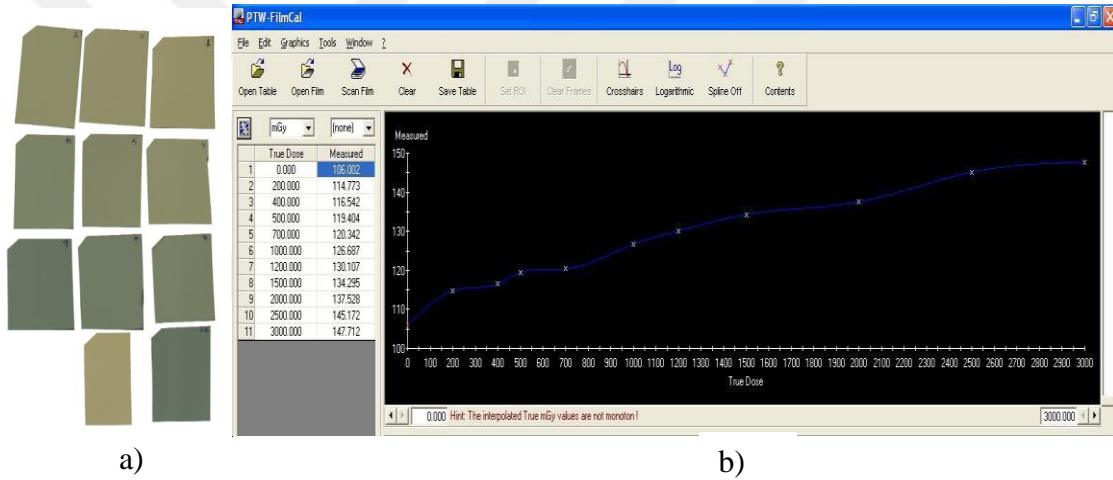
Sekil 4.7. HDRE2 için Beam Spoiler ve azaltıcı kullanılarak elde edilen PDD grafiği

4.3. EBT3 Gafkromik Film Kalibrasyonunun İncelemesi

PTW Mephysto Navigator Film And Image Analysis programı ile transmisyon okumaları yapılan filmlerin okuma değerlerine karşılık gelen doz değerleri yine aynı programda ilgili yerlere girilerek herbir enerjiye ait film kalibrasyonu elde edildi. Elde edilen film kalibrasyonlarına ait film ve kalibrasyon eğrisi aşağıda gösterilmiştir.



Şekil 4.8. a) HDRE1 kalibrasyon filmleri b) kalibrasyon eğrisi



Şekil 4.9. a) HDRE2 Kalibrasyon filmleri b) kalibrasyon eğrisi

4.4. HDRE1 ve HDRE2 için Dikey Profil Ölçümleri

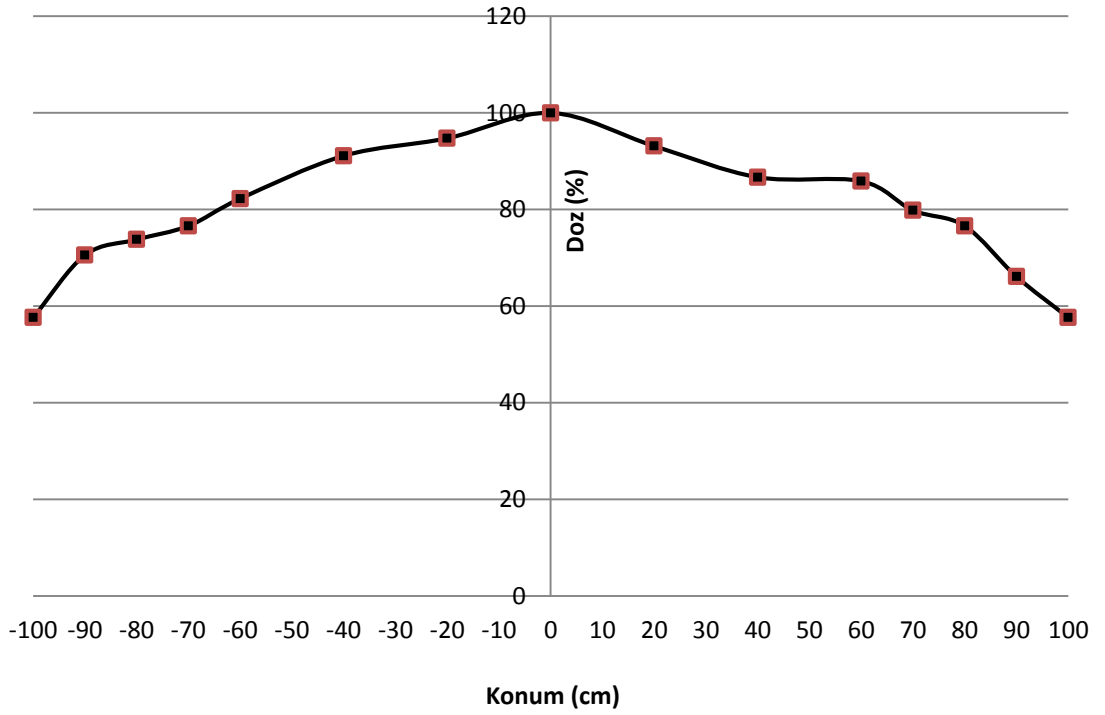
Ölçümler sonucu elde edilen veriler '0' noktası (umblikus noktası) referans kabul edilerek diğer noktalar bu noktaya göre normalize edilerek yüzde doz değerlerine dönüştürülmüştür. Bütün dikey profil ölçümlerinde beam spoiler kullanılmıştır.

HDRE1 ve HDRE2 için EBT3 gafkromik film kullanılarak azaltıcı olmadan, 3 mm azaltıcı, 5 mm azaltıcı ve 8 mm azaltıcı varken SSD = 322 cm'de $90 \pm 16^\circ$, $90 \pm 17^\circ$, $90 \pm 18^\circ$, $90 \pm 19^\circ$, $90 \pm 20^\circ$, $90 \pm 21^\circ$ için yapılan ölçümlere ait tablo ve grafikler aşağıda verilmiştir.

HDRE1 için azaltıcı yokken SSD = 322 cm'de gantry $90 \pm 16^\circ$ 'de yapılan dikey profil ölçümlerinde EBT3 gafkromik film ile elde edilen veriler aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 4.9. HDRE1 azaltıcı yokken gantry $90 \pm 16^\circ$ için dikey profil verileri

Konum (cm)	Doz (%)	Doz farkı (%)
100	58	-42
90	66	-34
80	77	-23
70	80	-20
60	86	-14
40	87	-13
20	93	-7
0	100	0
-20	95	-5
-40	91	-9
-60	82	-18
-70	77	-23
-80	74	-26
-90	71	-29
-100	58	-42

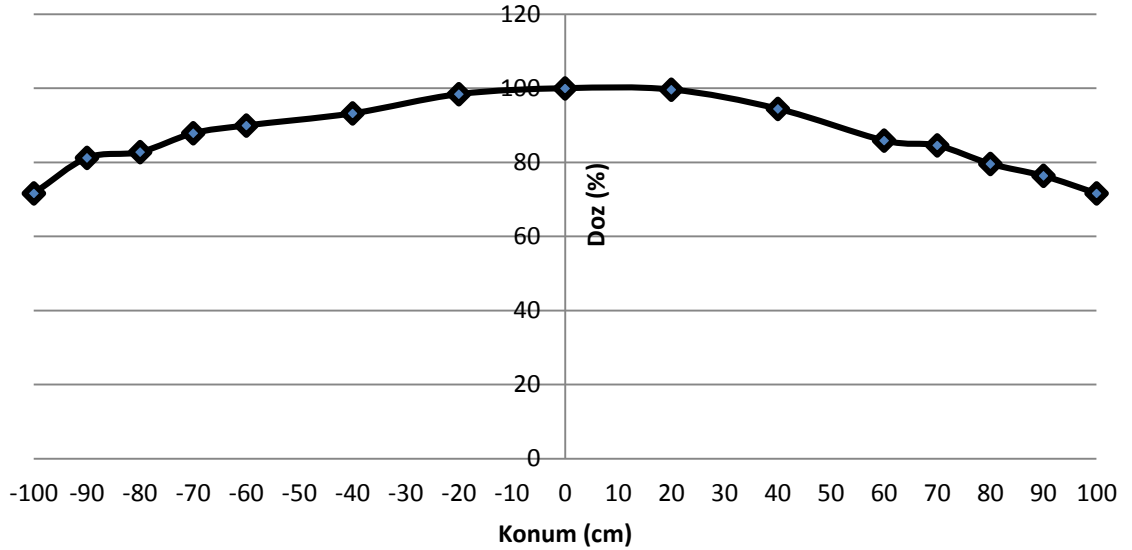


Şekil 4.10. HDRE1 azaltıcı yokken gantry $90 \pm 16^\circ$ için dikey profil grafiği

HDRE1 için azaltıcı yokken SSD = 322 cm'de gantry $90 \pm 17^\circ$ de yapılan dikey profil ölçümlerinde EBT3 gafkromik film ile elde edilen veriler aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 4.10. HDRE1 azaltıcı yokken gantry $90 \pm 17^\circ$ için dikey profil verileri

Konum (cm)	Doz (%)	Doz farkı (%)
100	72	-28
90	76	-24
80	80	-20
70	85	-15
60	86	-14
40	94	-6
20	100	0
0	100	0
-20	98	-2
-40	93	-7
-60	90	-10
-70	88	-12
-80	83	-17
-90	81	-19
-100	72	-28

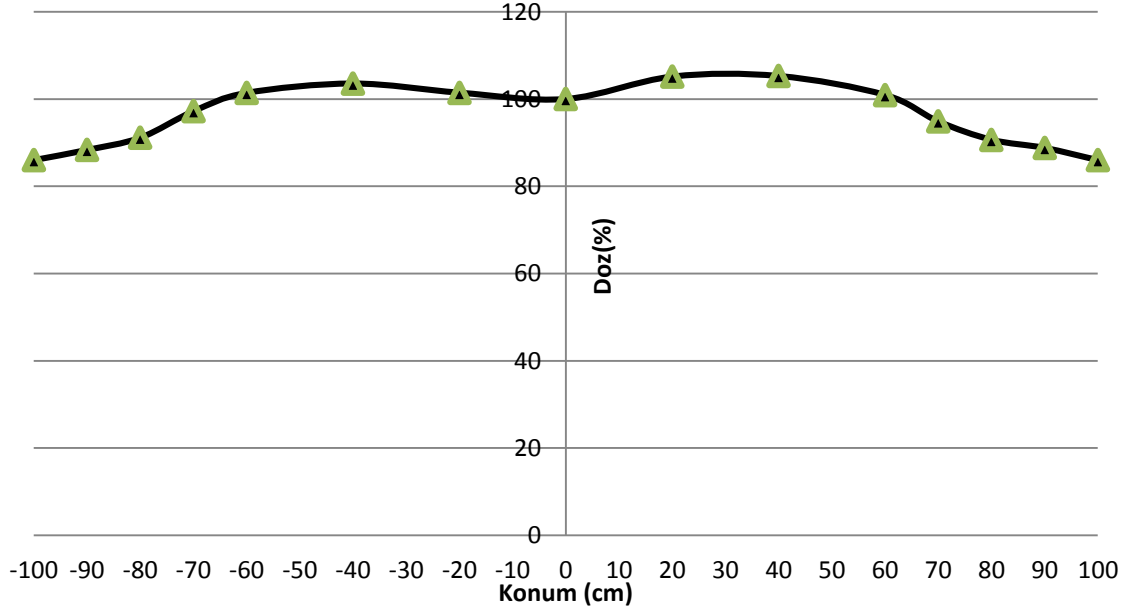


Şekil 4.11. HDRE1 azaltıcı yokken gantry $90 \pm 17^\circ$ için dikey profil grafiği

HDRE1 için azaltıcı yokken SSD = 322 cm'de gantry $90 \pm 18^\circ$ 'de yapılan dikey profil ölçümlerinde EBT3 gafkromik film ile elde edilen veriler aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 4.11. HDRE1 azaltıcı yokken gantry $90 \pm 18^\circ$ için dikey profil verileri

Konum (cm)	Doz (%)	Doz farkı (%)
100	86	-14
90	89	-11
80	91	-9
70	95	-5
60	101	1
40	105	5
20	105	5
0	100	0
-20	101	1
-40	104	4
-60	101	1
-70	97	-3
-80	91	-9
-90	88	-12
-100	86	-14

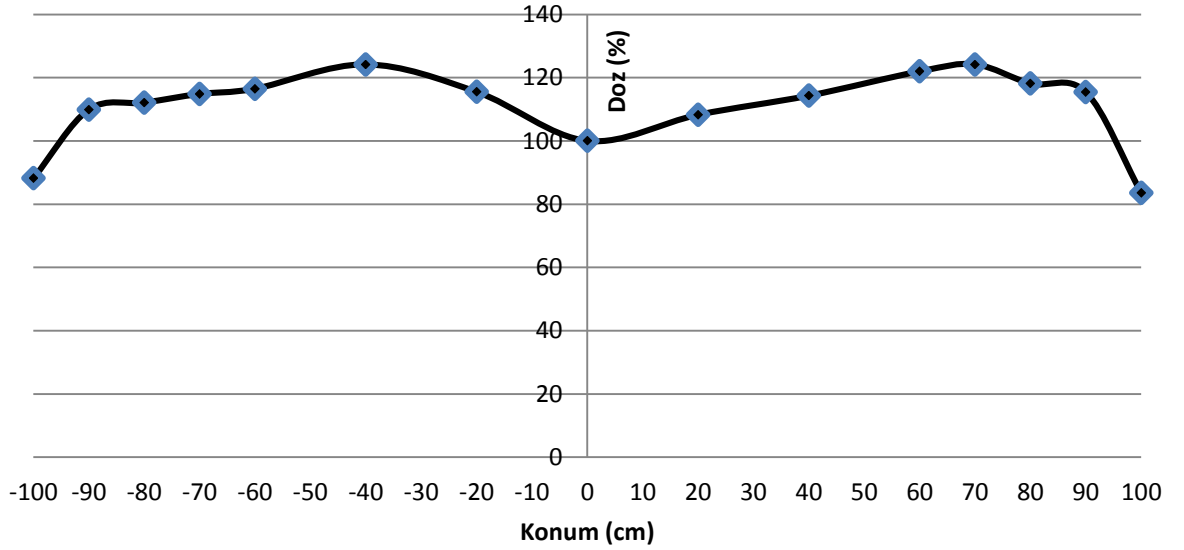


Şekil 4.12. HDRE1 azaltıcı yokken gantry $90 \pm 18^\circ$ için dikey profil grafiği

HDRE1 için azaltıcı yokken SSD = 322 cm'de gantry $90 \pm 19^\circ$ 'de yapılan dikey profil ölçümlerinde EBT3 gafkromik film ile elde edilen veriler aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 4.12. HDRE1 azaltıcı yokken gantry $90 \pm 19^\circ$ için dikey profil verileri

Konum (cm)	Doz (%)	Doz farkı (%)
100	84	-16
90	115	15
80	118	18
70	124	24
60	122	22
40	114	14
20	108	8
0	100	0
-20	115	15
-40	124	24
-60	116	16
-70	115	15
-80	112	12
-90	110	10
-100	88	-12

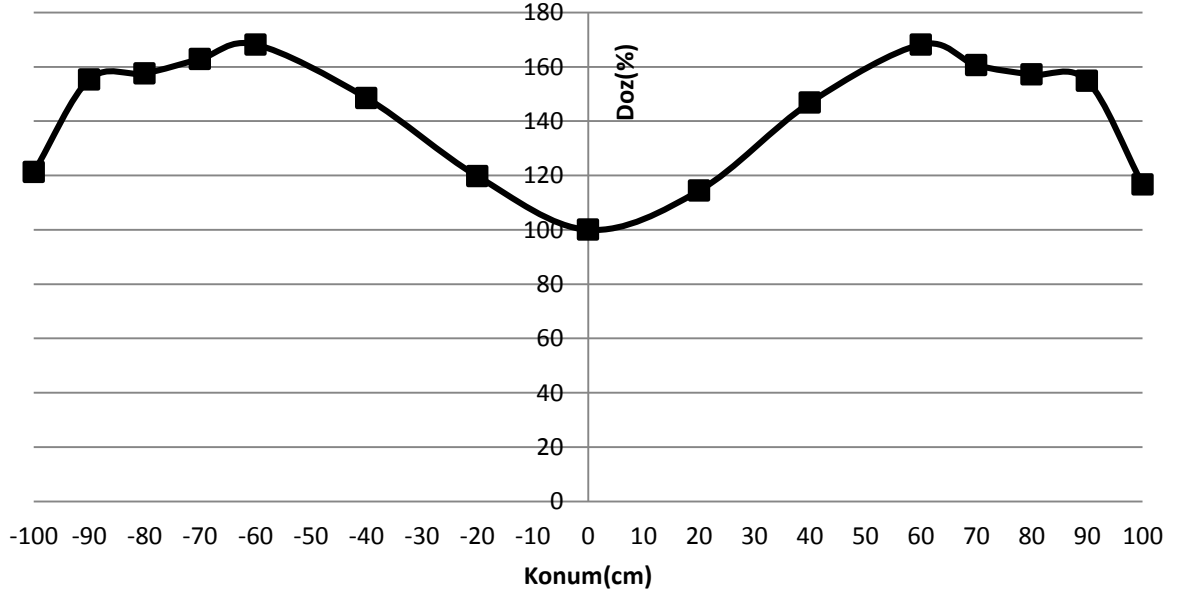


Şekil 4.13. HDRE1 Azaltıcı yokken gantry $90 \pm 19^\circ$ için dikey profil grafiği

HDRE1 için azaltıcı yokken SSD = 322 cm'de gantry $90 \pm 20^\circ$ 'de yapılan dikey profil ölçümlerinde EBT3 gafkromik film ile elde edilen veriler aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 4.13. HDRE1 azaltıcı yokken gantry $90 \pm 20^\circ$ için dikey profil verileri

Konum (cm)	Doz (%)	Doz farkı (%)
100	117	17
90	155	55
80	157	57
70	161	61
60	168	68
40	147	47
20	114	14
0	100	0
-20	120	20
-40	148	48
-60	168	68
-70	163	63
-80	158	58
-90	155	55
-100	121	21

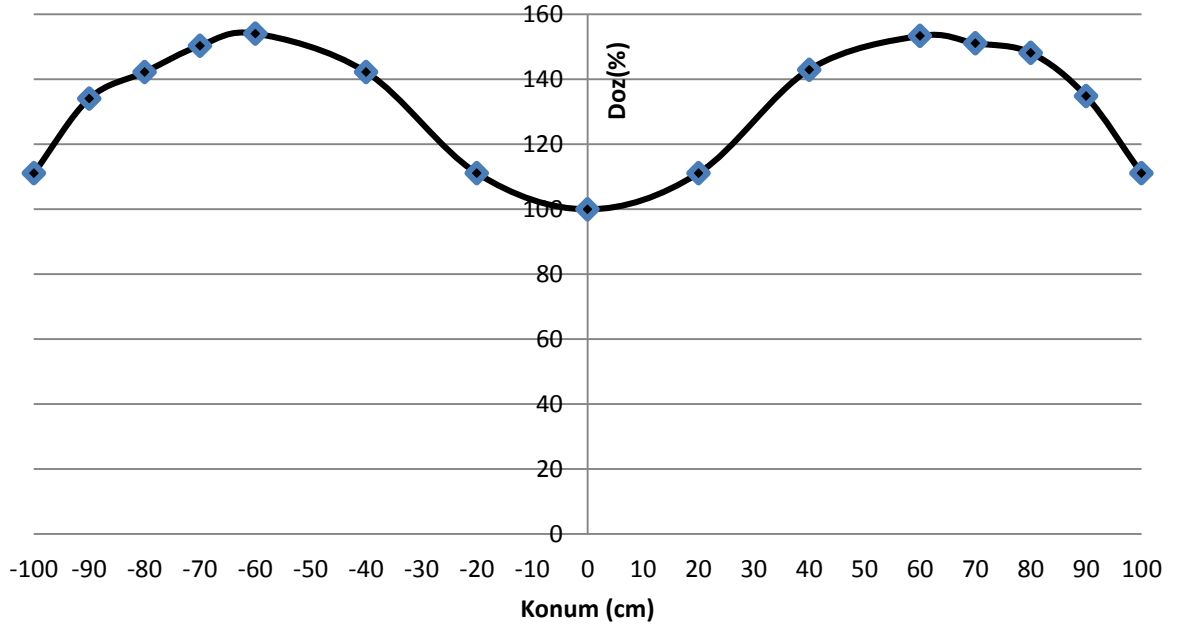


Şekil 4.14. HDRE1 azaltıcı yokken gantry $90 \pm 20^\circ$ için dikey profil grafiği

HDRE1 için azaltıcı yokken SSD = 322 cm'de gantry $90 \pm 21^\circ$ 'de yapılan dikey profil ölçümlerinde EBT3 gafkromik film ile elde edilen veriler aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 4.14. HDRE1 azaltıcı yokken gantry $90 \pm 21^\circ$ için dikey profil verileri

Konum (cm)	Doz (%)	Doz farkı (%)
100	111	11
90	135	35
80	148	48
70	151	51
60	153	53
40	143	43
20	111	11
0	100	0
-20	111	11
-40	142	42
-60	154	54
-70	150	50
-80	142	42
-90	134	34
-100	111	11

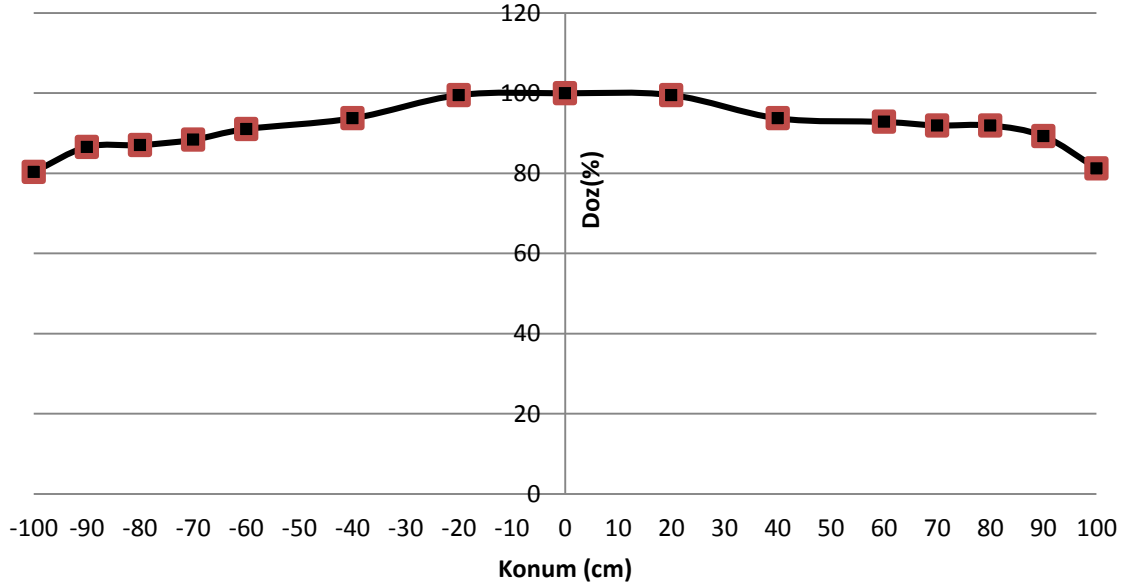


Şekil 4.15. HDRE1 azaltıcı yokken gantry $90 \pm 21^\circ$ için dikey profil grafiği

HDRE2 için azaltıcı yokken SSD = 322 cm'de gantry $90 \pm 16^\circ$ 'de yapılan dikey profil ölçümlerinde EBT3 gafkromik film ile elde edilen veriler aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 4.15. HDRE2 azaltıcı yokken gantry $90 \pm 16^\circ$ için dikey profil verileri

Konum (cm)	Doz (%)	Doz farkı (%)
100	81	-19
90	89	-11
80	92	-8
70	92	-8
60	93	-7
40	94	-6
20	100	0
0	100	0
-20	100	0
-40	94	-6
-60	91	-9
-70	88	-12
-80	87	-13
-90	87	-13
-100	80	-20

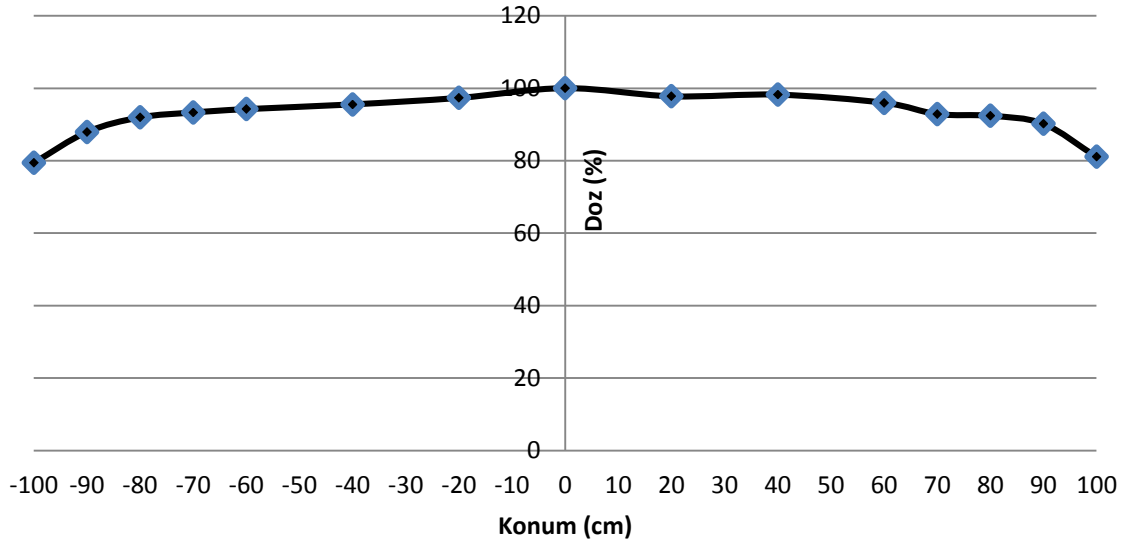


Şekil 4.16. HDRE2 azaltıcı yokken gantry $90 \pm 16^\circ$ için dikey profil grafiği

HDRE2 için azaltıcı yokken SSD = 322 cm'de gantry $90 \pm 17^\circ$ 'de yapılan dikey profil ölçümlerinde EBT3 gafkromik film ile elde edilen veriler aşağıda gösterilmiştir.

Tablo4.16. HDRE2 azaltıcı yokken gantry $90 \pm 17^\circ$ için dikey profil verileri

Konum (cm)	Doz (%)	Doz farkı (%)
100	81	-19
90	90	-10
80	92	-8
70	93	-7
60	96	-4
40	98	-2
20	98	-2
0	100	0
-20	97	-3
-40	96	-4
-60	94	-6
-70	93	-7
-80	92	-8
-90	88	-12
-100	79	-21

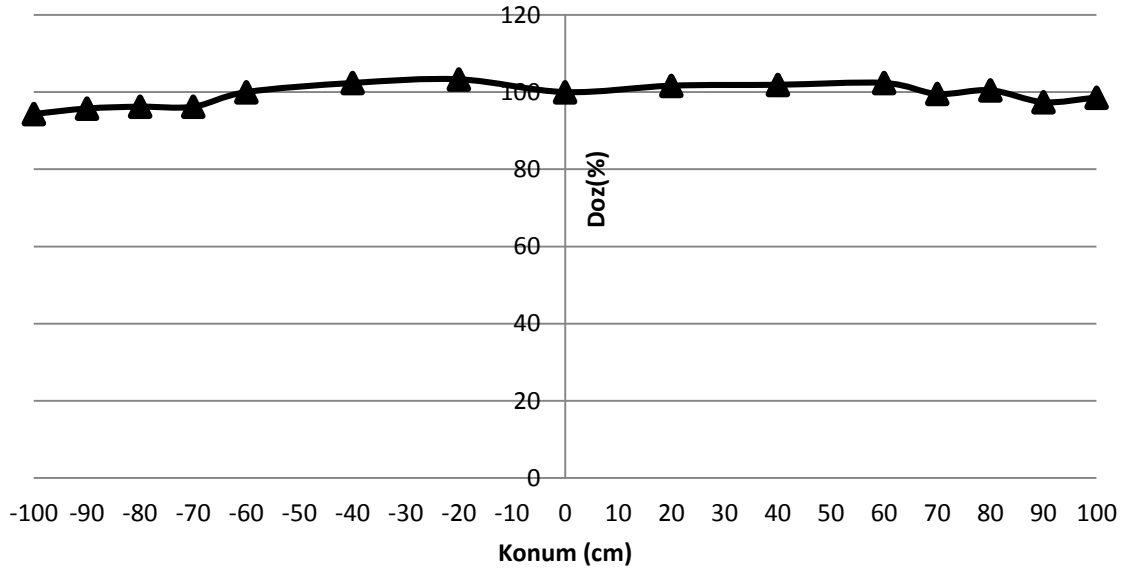


Şekil 4.17. HDRE2 azaltıcı yokken gantry $90 \pm 17^\circ$ için dikey profil grafiği

HDRE2 için azaltıcı yokken SSD = 322c m'de gantry $90 \pm 18^\circ$ 'de yapılan dikey profil ölçümlerinde EBT3 gafkromik film ile elde edilen veriler aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 4.17. HDRE2 azaltıcı yokken gantry $90 \pm 18^\circ$ için dikey profil verileri

Konum (cm)	Doz (%)	Doz farkı (%)
100	99	-1
90	97	-3
80	100	0
70	100	0
60	102	2
40	102	2
20	102	2
0	100	0
-20	103	3
-40	102	2
-60	100	0
-70	96	-4
-80	96	-4
-90	96	-4
-100	94	-6

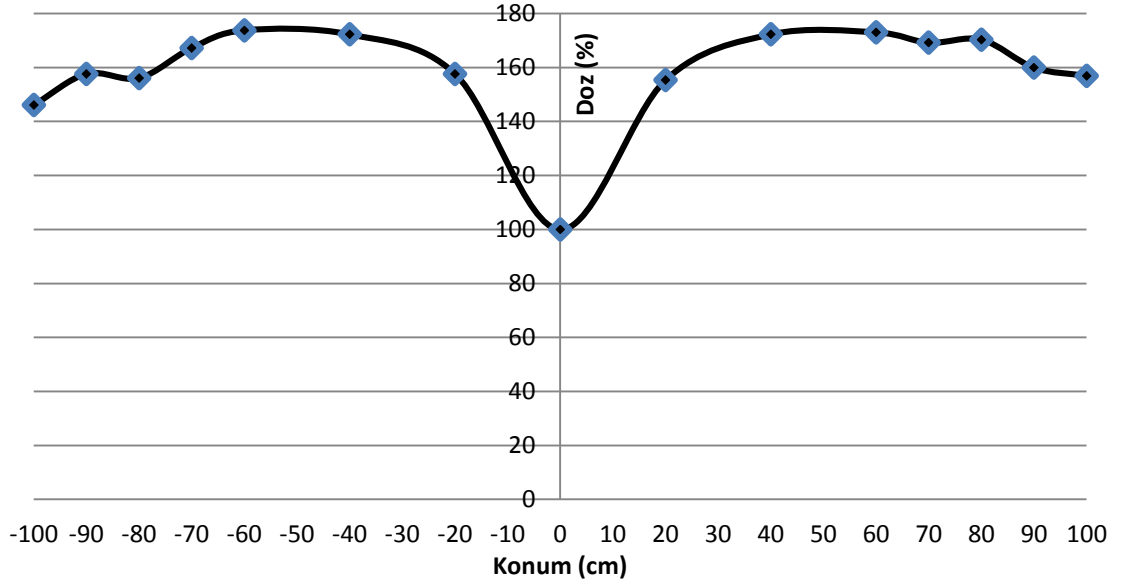


Şekil 4.18. HDRE2 azaltıcı yokken gantry $90 \pm 18^\circ$ için dikey profil grafiği

HDRE2 için azaltıcı yokken SSD = 322 cm'de gantry $90 \pm 19^\circ$ 'de yapılan dikey profil ölçümlerinde EBT3 gafkromik film ile elde edilen veriler aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 4.18. HDRE2 azaltıcı yokken gantry $90 \pm 19^\circ$ için dikey profil verileri

Konum (cm)	Doz (%)	Doz farkı (%)
100	157	57
90	160	60
80	170	70
70	169	69
60	173	73
40	172	72
20	155	55
0	100	0
-20	158	58
-40	172	72
-60	174	74
-70	167	67
-80	156	56
-90	158	58
-100	146	46

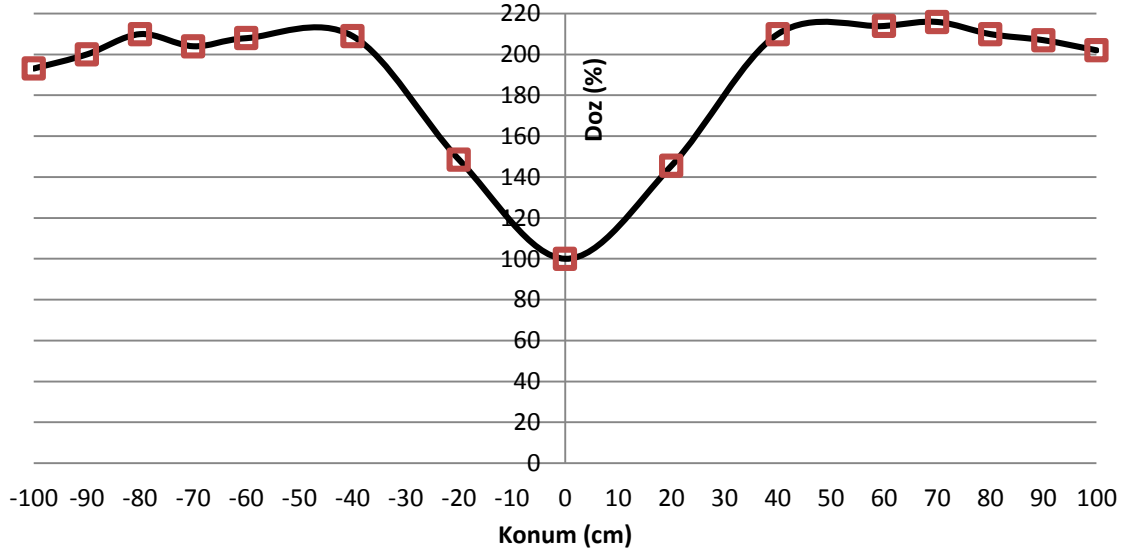


Şekil 4.19. HDRE2 azaltıcı yokken gantry $90 \pm 19^\circ$ için dikey profil grafiği

HDRE2 için azaltıcı yokken SSD = 322 cm'de gantry $90 \pm 20^\circ$ 'de yapılan dikey profil ölçümlerinde EBT3 gafkromik film ile elde edilen veriler aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 4.19. HDRE2 azaltıcı yokken gantry $90 \pm 20^\circ$ için dikey profil verileri

Konum (cm)	Doz (%)	Doz farkı (%)
100	202	102
90	207	107
80	210	110
70	216	116
60	214	114
40	210	110
20	146	46
0	100	0
-20	149	49
-40	209	109
-60	208	108
-70	204	104
-80	210	110
-90	200	100
-100	193	93

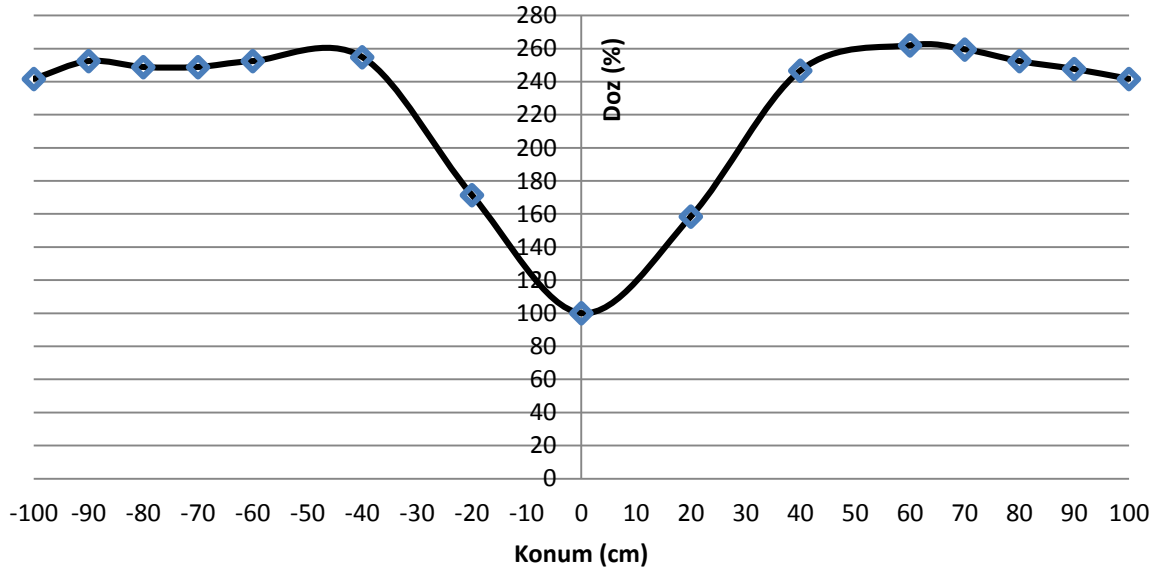


Şekil 4.20. HDRE2 azaltıcı yokken gantry $90 \pm 20^\circ$ için dikey profil grafiği

HDRE2 için azaltıcı yokken SSD = 322 cm'de gantry $90 \pm 21^\circ$ 'de yapılan dikey profil ölçümlerinde EBT3 gafkromik film ile elde edilen veriler aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 4.20. HDRE2 azaltıcı yokken gantry $90 \pm 21^\circ$ için dikey profil verileri

Konum (cm)	Doz (%)	Doz farkı (%)
100	242	142
90	248	148
80	252	152
70	260	160
60	262	162
40	247	147
20	158	58
0	100	0
-20	171	71
-40	255	155
-60	252	152
-70	249	149
-80	249	149
-90	252	152
-100	242	142

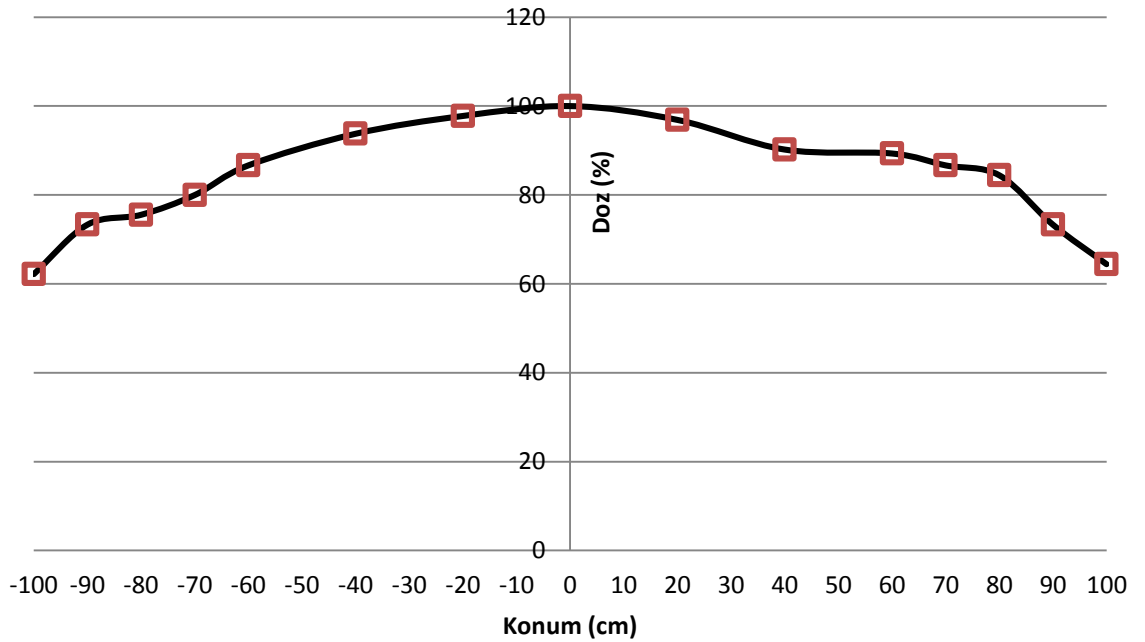


Şekil 4.21. HDRE2 azaltıcı yokken gantry $90 \pm 21^\circ$ için dikey profil grafiği

HDRE2 3mm azaltıcı varken SSD = 322 cm'de gantry $90 \pm 16^\circ$ 'de yapılan dikey profil ölçümlerinde EBT3 gafkromik film ile elde edilen veriler aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 4.21. HDRE2 3 mm azaltıcı varken gantry $90 \pm 16^\circ$ için dikey profil verileri

Konum (cm)	Doz (%)	Doz farkı (%)
100	64	-36
90	73	-27
80	84	-16
70	87	-13
60	89	-11
40	90	-10
20	97	-3
0	100	0
-20	98	-2
-40	94	-6
-60	87	-13
-70	80	-20
-80	76	-24
-90	73	-27
-100	62	-38

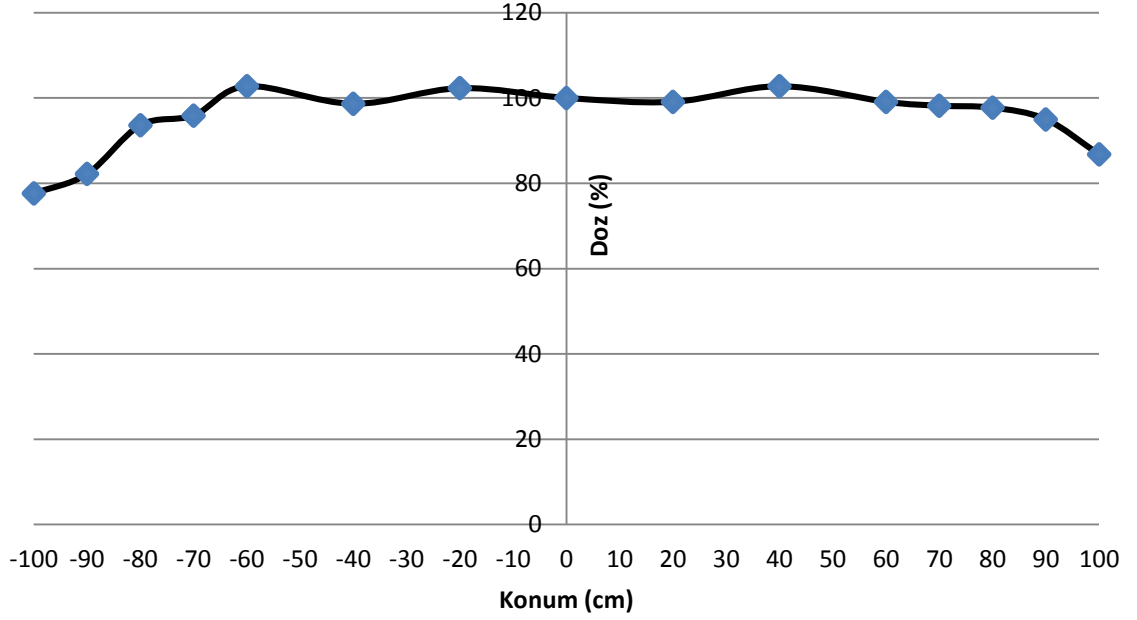


Şekil 4.22. HDRE2 3 mm azaltıcı varken gantry $90 \pm 16^\circ$ için dikey profil grafiği

HDRE2 3mm azaltıcı varken SSD = 322 cm'de gantry $90 \pm 17^\circ$ 'de yapılan dikey profil ölçümlerinde EBT3 gafkromik film ile elde edilen veriler aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 4.22. HDRE2 3 mm azaltıcı varken gantry $90 \pm 17^\circ$ için dikey profil verileri

Konum (cm)	Doz (%)	Doz farkı (%)
100	87	-13
90	95	-5
80	98	-2
70	98	-2
60	99	-1
40	103	3
20	99	-1
0	100	0
-20	102	2
-40	99	-1
-60	103	3
-70	96	-4
-80	94	-6
-90	82	-18
-100	78	-22

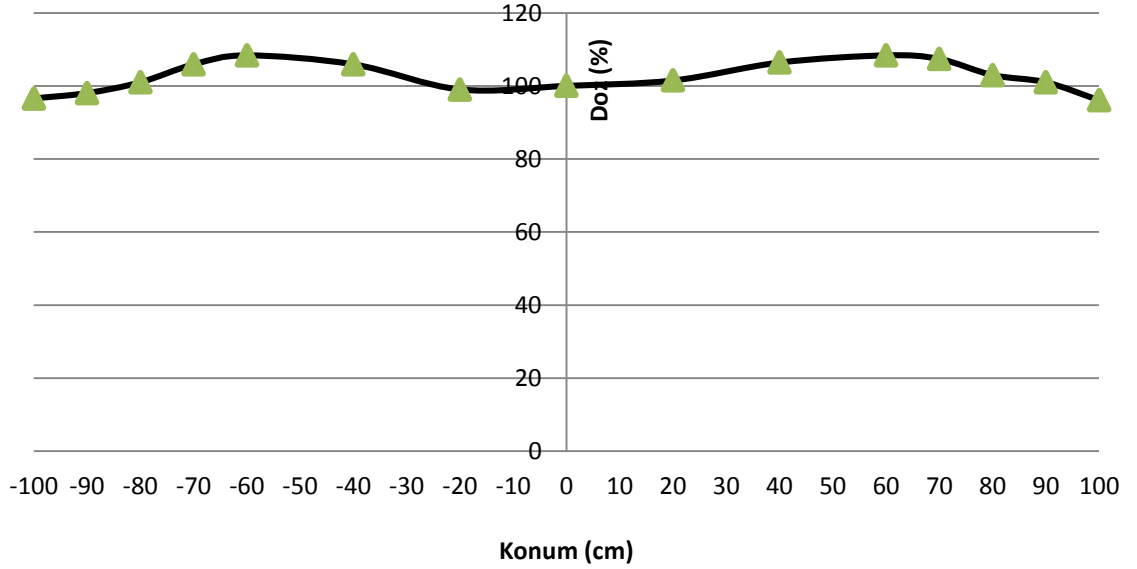


Şekil 4.23. HDRE2 3 mm azaltıcı varken gantry $90 \pm 17^\circ$ için dikey profil grafiği

HDRE2 3mm azaltıcı varken SSD = 322 cm'de gantry $90 \pm 18^\circ$ 'de yapılan dikey profil ölçümlerinde EBT3 gafkromik film ile elde edilen veriler aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 4.23. HDRE2 3 mm azaltıcı varken gantry $90 \pm 18^\circ$ için dikey profil verileri

Konum (cm)	Doz (%)	Doz farkı (%)
100	96	-4
90	101	1
80	103	3
70	107	7
60	108	8
40	106	6
20	101	1
0	100	0
-20	99	-1
-40	106	6
-60	108	8
-70	106	6
-80	101	1
-90	98	-2
-100	97	-3

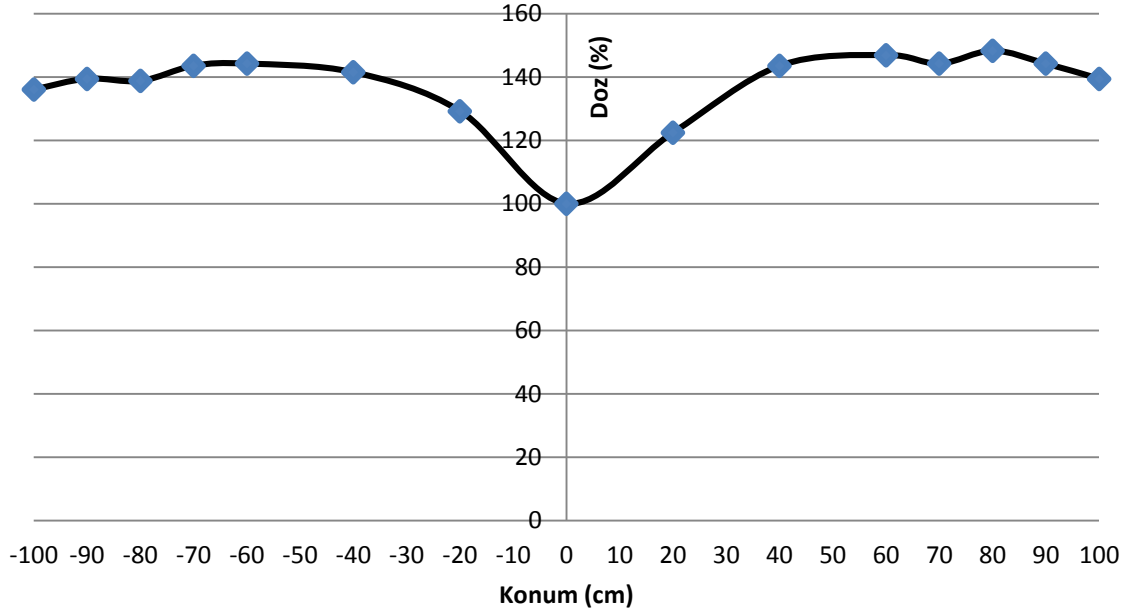


Şekil 4.24. HDRE2 3 mm azaltıcı varken gantry $90 \pm 18^\circ$ için dikey profil grafiği

HDRE2 3mm azaltıcı varken SSD = 322 cm'de gantry $90 \pm 19^\circ$ 'de yapılan dikey profil ölçümlerinde EBT3 gafkromik film ile elde edilen veriler aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 4.24. HDRE2 3 mm azaltıcı varken gantry $90 \pm 19^\circ$ için dikey profil verileri

Konum (cm)	Doz (%)	Doz farkı (%)
100	139	39
90	144	44
80	148	48
70	144	44
60	147	47
40	144	44
20	122	22
0	100	0
-20	129	29
-40	141	41
-60	144	44
-70	144	44
-80	139	39
-90	139	39
-100	136	36

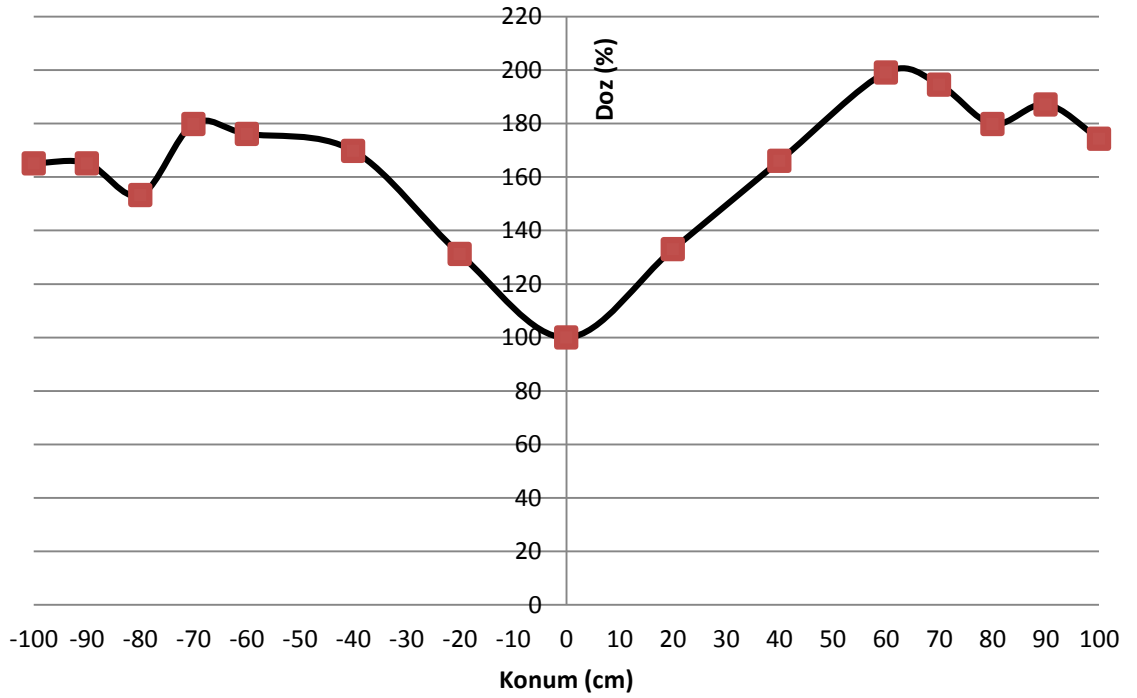


Şekil 4.25. HDRE2 3 mm azaltıcı varken gantry $90 \pm 19^\circ$ için dikey profil grafiği

HDRE2 3mm azaltıcı varken SSD = 322 cm'de gantry $90 \pm 20^\circ$ 'de yapılan dikey profil ölçümlerinde EBT3 gafkromik film ile elde edilen veriler aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 4.25. HDRE2 3 mm azaltıcı varken gantry $90 \pm 20^\circ$ için dikey profil verileri

Konum (cm)	Doz (%)	Doz farkı (%)
100	174	74
90	187	87
80	180	80
70	194	94
60	199	99
40	166	66
20	133	33
0	100	0
-20	131	31
-40	170	70
-60	176	76
-70	180	80
-80	153	53
-90	165	65
-100	165	65

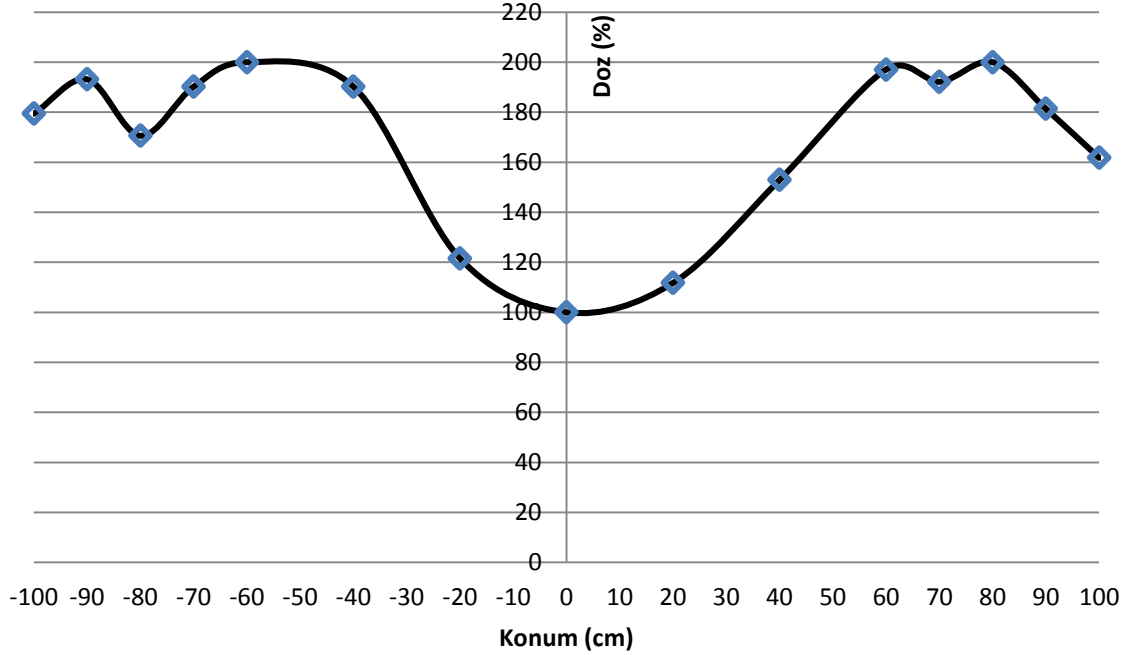


Şekil 4.26. HDRE2 3 mm azaltıcı varken gantry $90 \pm 20^\circ$ için dikey profil grafiği

HDRE2 3mm azaltıcı varken SSD = 322 cm'de gantry $90 \pm 21^\circ$ 'de yapılan dikey profil ölçümlerinde EBT3 gafkromik film ile elde edilen veriler aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 4.26. HDRE2 3 mm azaltıcı varken gantry $90 \pm 21^\circ$ için dikey profil verileri

Konum (cm)	Doz (%)	Doz farkı (%)
100	162	62
90	181	81
80	200	100
70	192	92
60	197	97
40	153	53
20	112	12
0	100	0
-20	122	22
-40	190	90
-60	200	100
-70	190	90
-80	171	71
-90	193	93
-100	179	79

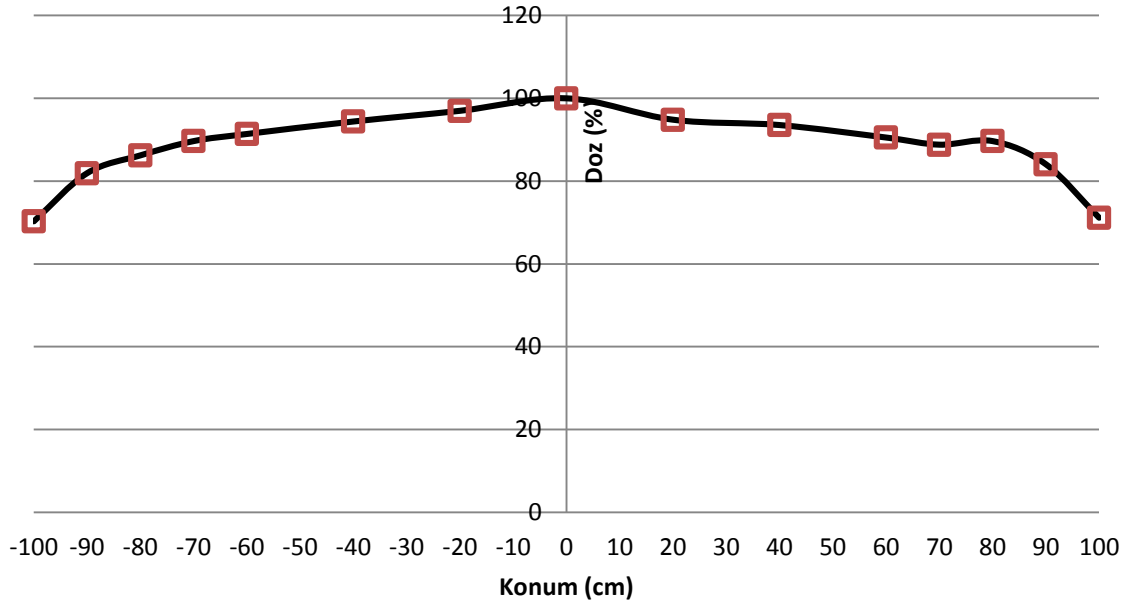


Şekil 4.27. HDRE2 3 mm azaltıcı varken gantry $90 \pm 21^\circ$ için dikey profil grafiği

HDRE2 5mm azaltıcı varken SSD = 322 cm'de gantry $90 \pm 16^\circ$ 'de yapılan dikey profil ölçümlerinde EBT3 gafkromik film ile elde edilen veriler aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 4.27. HDRE2 5 mm azaltıcı varken gantry $90 \pm 16^\circ$ için dikey profil verileri

Konum (cm)	Doz (%)	Doz farkı (%)
100	71	-29
90	84	-16
80	90	-10
70	89	-11
60	91	-9
40	94	-6
20	95	-5
0	100	0
-20	97	-3
-40	94	-6
-60	91	-9
-70	90	-10
-80	86	-14
-90	82	-18
-100	70	-30

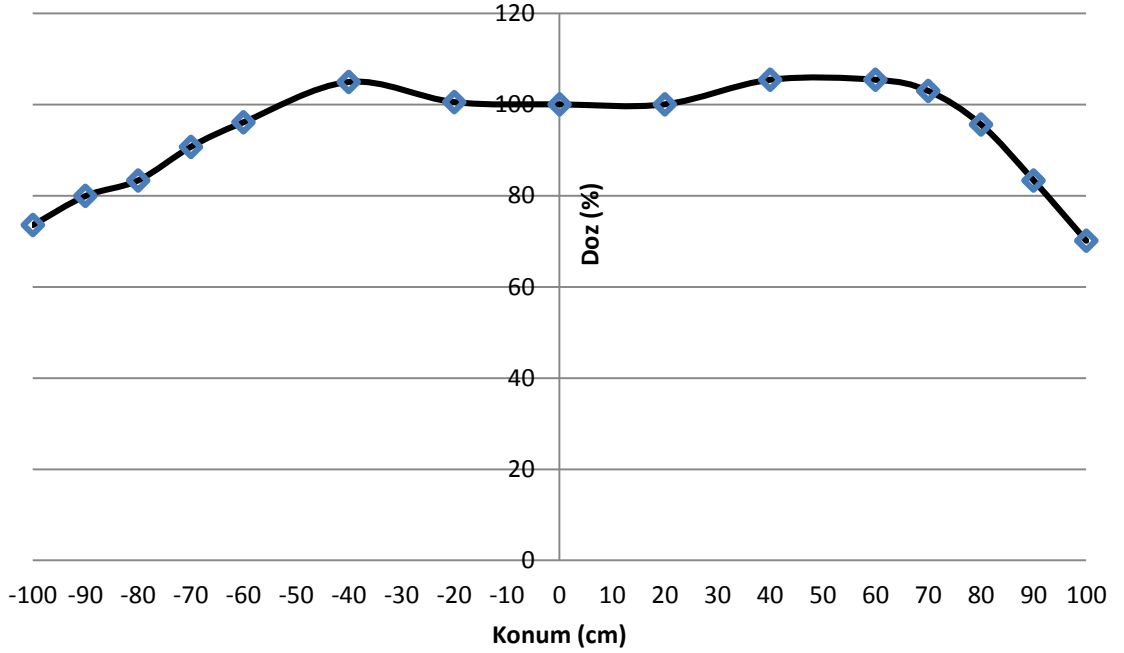


Şekil 4.28. HDRE2 5 mm azaltıcı varken gantry $90 \pm 16^\circ$ için dikey profil grafiği

HDRE2 5mm azaltıcı varken SSD = 322 cm'de gantry $90 \pm 17^\circ$ 'de yapılan dikey profil ölçümlerinde EBT3 gafkromik film ile elde edilen veriler aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 4.28. HDRE2 5 mm azaltıcı varken gantry $90 \pm 17^\circ$ için dikey profil verileri

Konum (cm)	Doz (%)	Doz farkı (%)
100	70	-30
90	83	-17
80	96	-4
70	103	3
60	105	5
40	105	5
20	100	0
0	100	0
-20	100	0
-40	105	5
-60	96	-4
-70	91	-9
-80	83	-17
-90	80	-20
-100	74	-26

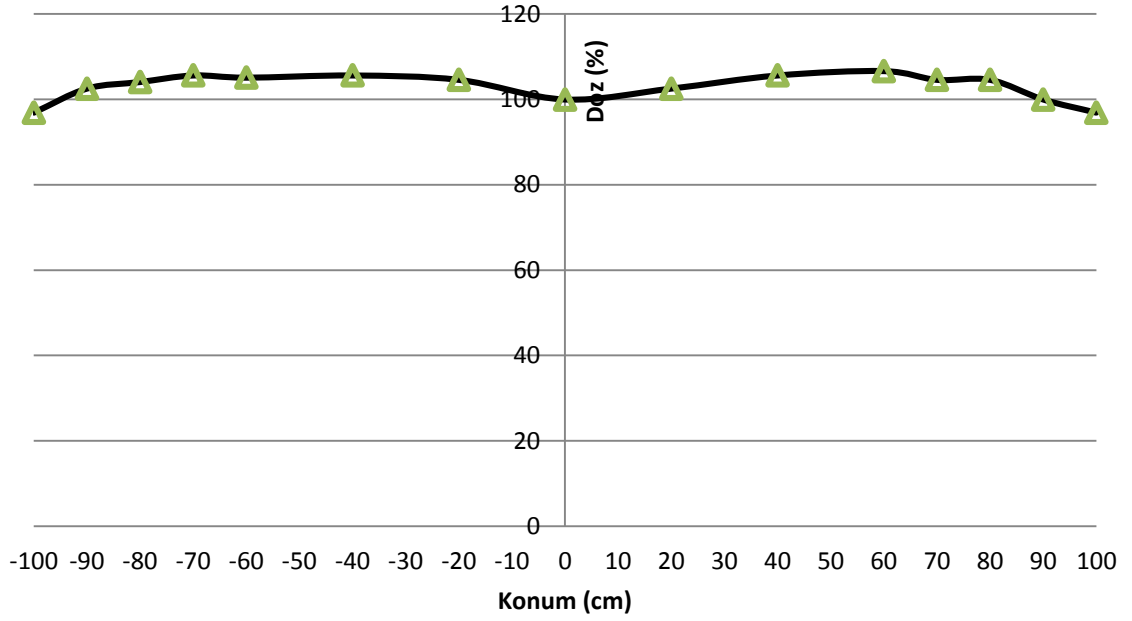


Şekil 4.29. HDRE2 5 mm azaltıcı varken gantry $90 \pm 17^\circ$ için dikey profil grafiği

HDRE2 5mm azaltıcı varken SSD = 322 cm'de gantry $90 \pm 18^\circ$ 'de yapılan dikey profil ölçümlerinde EBT3 gafkromik film ile elde edilen veriler aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 4.29. HDRE2 5 mm azaltıcı varken gantry $90 \pm 18^\circ$ için dikey profil verileri

Konum (cm)	Doz (%)	Doz farkı (%)
100	97	-3
90	100	0
80	105	5
70	105	5
60	107	7
40	106	6
20	103	3
0	100	0
-20	105	5
-40	106	6
-60	105	5
-70	106	6
-80	104	4
-90	103	3
-100	97	-3

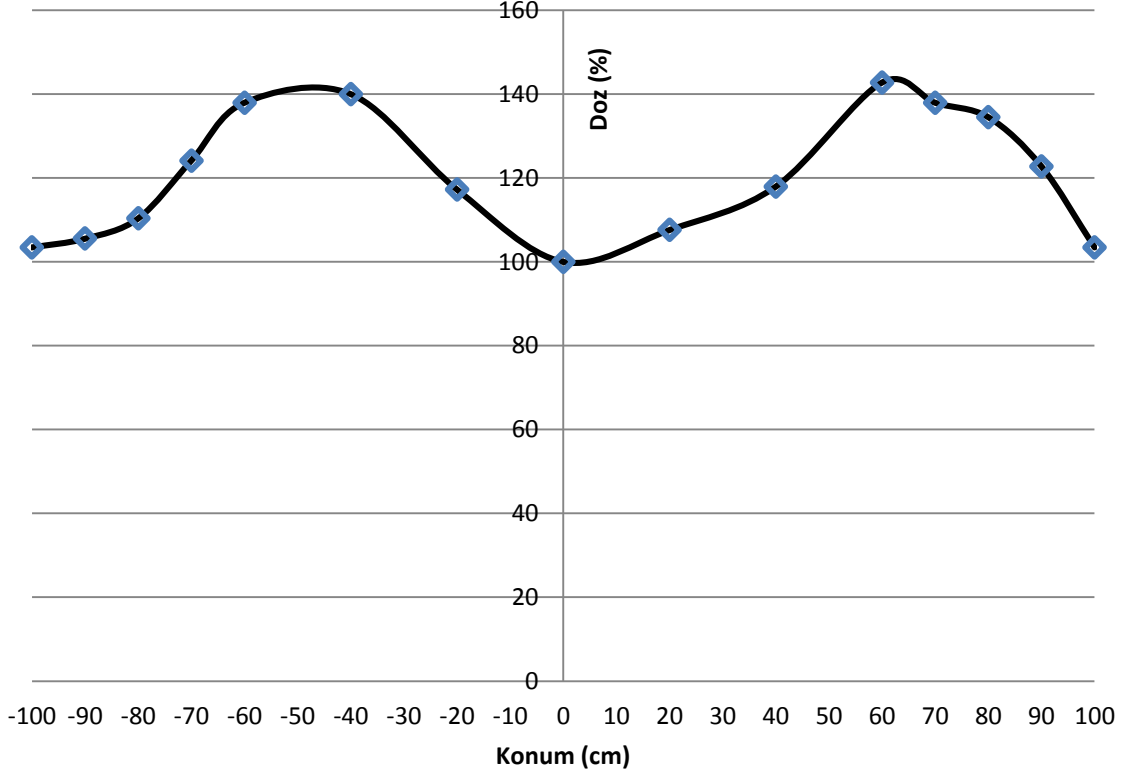


Şekil 4.30. HDRE2 5 mm azaltıcı varken gantry $90 \pm 18^\circ$ için dikey profil grafiği

HDRE2 5mm azaltıcı varken SSD = 322 cm'de gantry $90 \pm 19^\circ$ 'de yapılan dikey profil ölçümlerinde EBT3 gafkromik film ile elde edilen veriler aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 4.30. HDRE2 5 mm azaltıcı varken gantry $90 \pm 19^\circ$ için dikey profil verileri

Konum (cm)	Doz (%)	Doz farkı (%)
100	103	3
90	123	23
80	134	34
70	138	38
60	143	43
40	118	18
20	108	8
0	100	0
-20	117	17
-40	140	40
-60	138	38
-70	124	24
-80	110	10
-90	106	6
-100	103	3

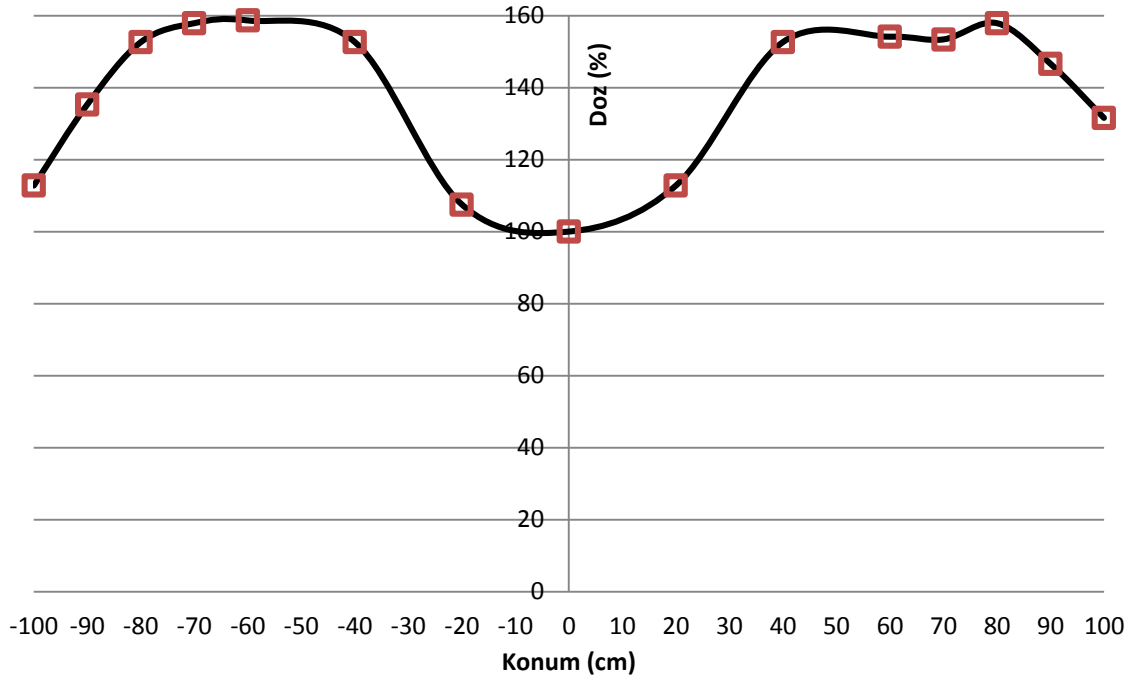


Şekil 4.31. HDRE2 5 mm azaltıcı varken gantry $90 \pm 19^\circ$ için dikey profil grafiği

HDRE2 5mm azaltıcı varken SSD = 322cm'de gantry 90 ± 20°'de yapılan dikey profil ölçümlerinde EBT3 gafkromik film ile elde edilen veriler aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 4.31. HDRE2 5 mm azaltıcı varken gantry 90 ±20° için dikey profil verileri

Konum (cm)	Doz (%)	Doz farkı (%)
100	132	32
90	147	47
80	158	58
70	153	53
60	154	54
40	153	53
20	113	13
0	100	0
-20	108	8
-40	153	53
-60	159	59
-70	158	58
-80	153	53
-90	135	35
-100	113	13

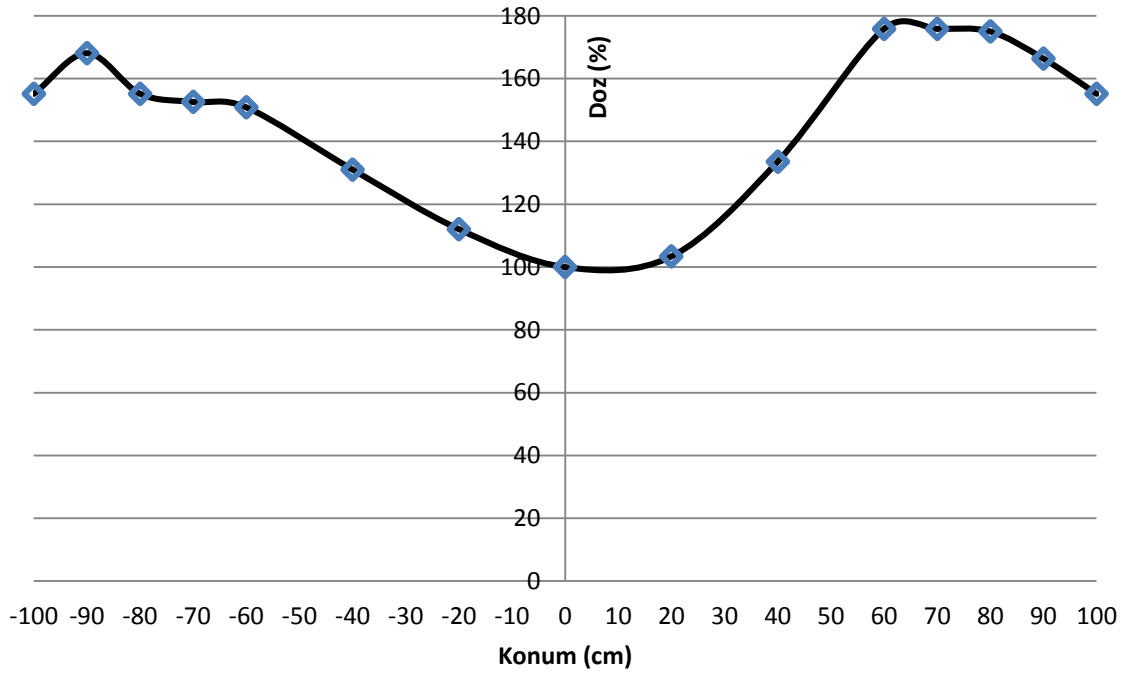


Şekil 4.32. HDRE2 5 mm azaltıcı varken gantry 90 ± 20° için dikey profil grafiği

HDRE2 5mm azaltıcı varken SSD = 322c m’de gantry $90 \pm 21^\circ$ ’de yapılan dikey profil ölçümlerinde EBT3 gafkromik film ile elde edilen veriler aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 4.32. HDRE2 5 mm azaltıcı varken gantry $90 \pm 21^\circ$ için dikey profil verileri

Konum (cm)	Doz (%)	Doz farkı (%)
100	155	55
90	166	66
80	175	75
70	176	76
60	176	76
40	134	34
20	103	3
0	100	0
-20	112	12
-40	131	31
-60	151	51
-70	153	53
-80	155	55
-90	168	68
-100	155	55

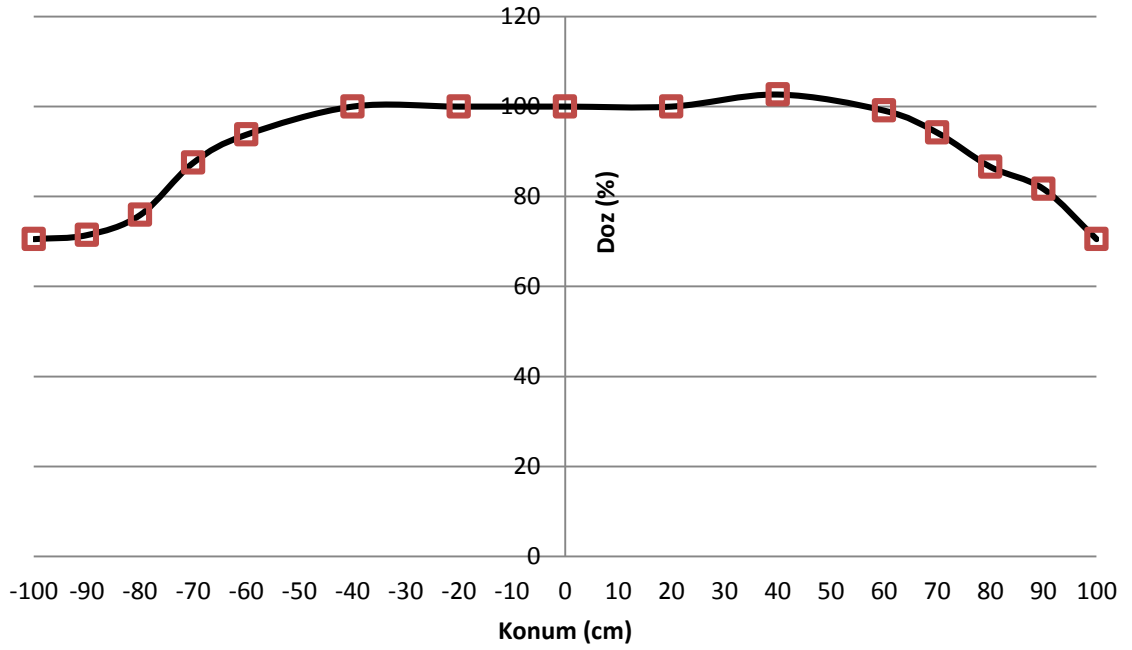


Şekil 4.33. HDRE2 5 mm azaltıcı varken gantry $90 \pm 21^\circ$ için dikey profil grafiği

HDRE2 8mm azaltıcı varken SSD = 322cm'de gantry $90 \pm 16^\circ$ 'de yapılan dikey profil ölçümlerinde EBT3 gafkromik film ile elde edilen veriler aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 4.33. HDRE2 8 mm azaltıcı varken gantry $90 \pm 16^\circ$ için dikey profil verileri

Konum (cm)	Doz (%)	Doz farkı (%)
100	71	-29
90	82	-18
80	87	-13
70	94	-6
60	99	-1
40	103	3
20	100	0
0	100	0
-20	100	0
-40	100	0
-60	94	-6
-70	88	-13
-80	76	-24
-90	71	-29
-100	71	-29

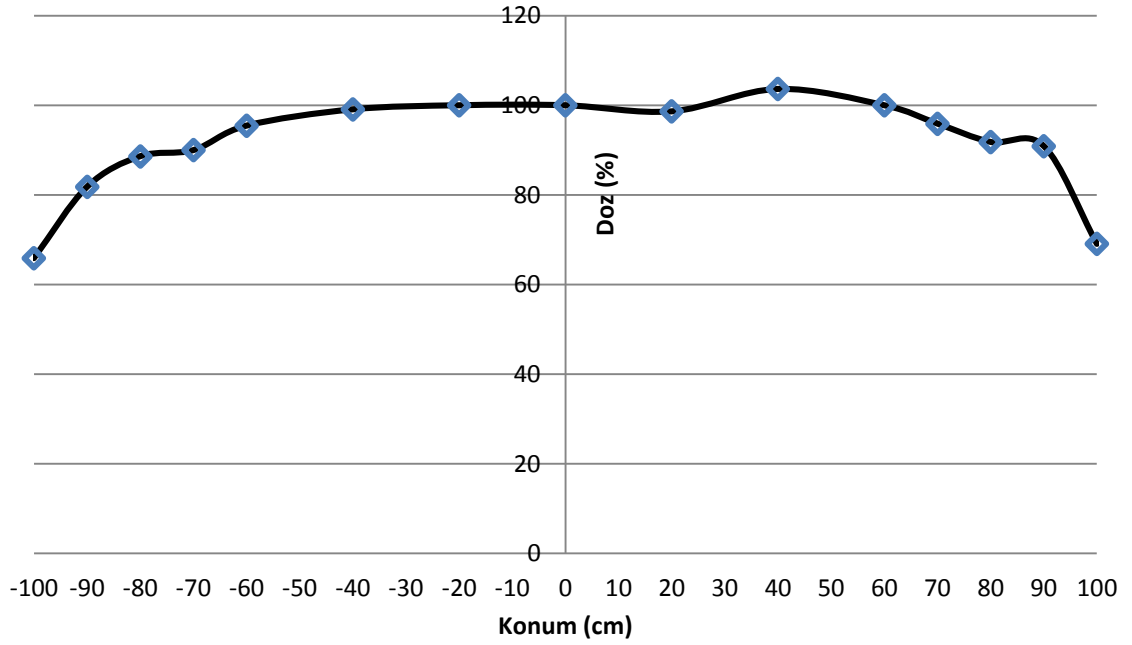


Şekil 4.34. HDRE2 8 mm azaltıcı varken gantry $90 \pm 16^\circ$ için dikey profil grafiği

HDRE2 8mm azaltıcı varken SSD = 322 cm'de gantry $90 \pm 17^\circ$ 'de yapılan dikey profil ölçümlerinde EBT3 gafkromik film ile elde edilen veriler aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 4.34. HDRE2 8 mm azaltıcı varken gantry $90 \pm 17^\circ$ için dikey profil verileri

Konum (cm)	Doz (%)	Doz farkı (%)
100	69	-31
90	91	-9
80	92	-8
70	96	-4
60	100	0
40	104	4
20	99	-1
0	100	0
-20	100	0
-40	99	-1
-60	95	-5
-70	90	-10
-80	89	-11
-90	82	-18
-100	66	-34

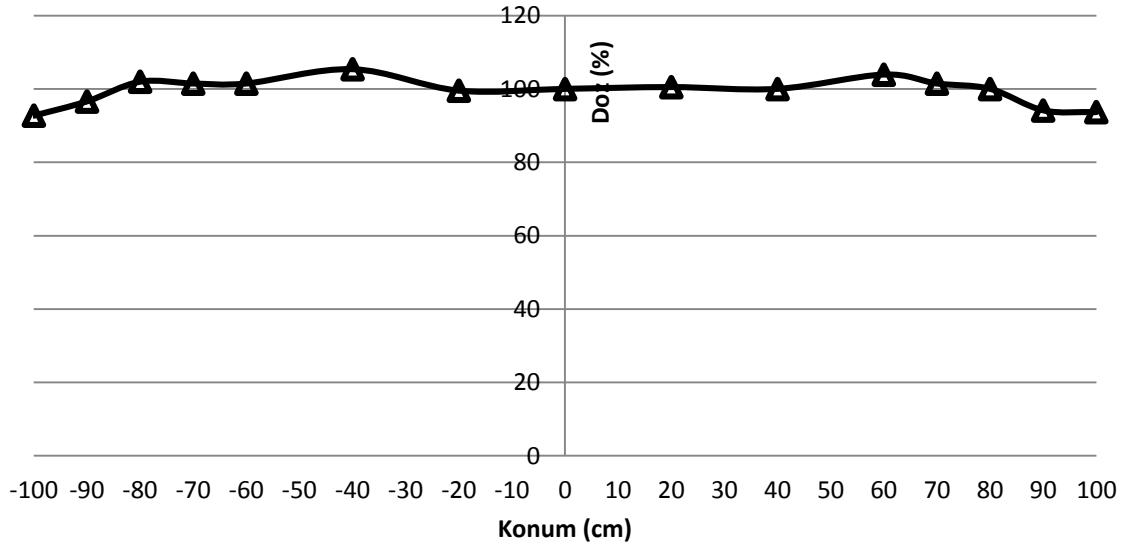


Şekil 4.35. HDRE2 8 mm azaltıcı varken gantry $90 \pm 17^\circ$ için dikey profil grafiği

HDRE2 8mm azaltıcı varken SSD = 322 cm'de gantry $90 \pm 18^\circ$ 'de yapılan dikey profil ölçümlerinde EBT3 gafkromik film ile elde edilen veriler aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 4.35. HDRE2 8 mm azaltıcı varken gantry $90 \pm 18^\circ$ için dikey profil verileri

Konum (cm)	Doz (%)	Doz farkı (%)
100	94	-6
90	94	-6
80	100	0
70	101	1
60	104	4
40	100	0
20	100	0
0	100	0
-20	100	0
-40	105	5
-60	101	1
-70	101	1
-80	102	2
-90	97	-3
-100	93	-7

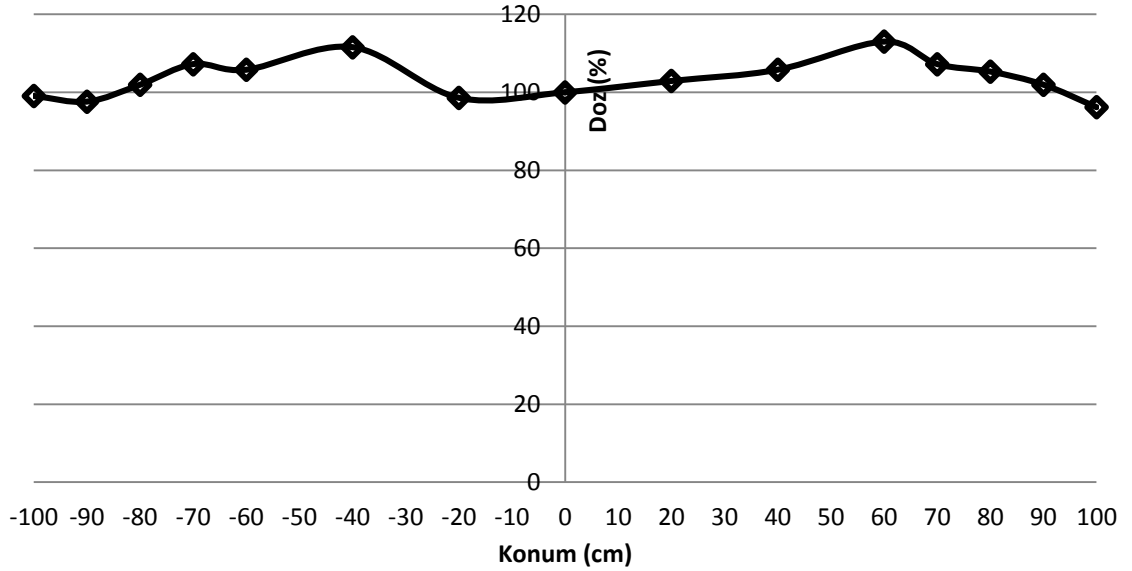


Şekil 4.36. HDRE2 8 mm azaltıcı varken gantry $90 \pm 18^\circ$ için dikey profil grafiği

HDRE2 8mm azaltıcı varken SSD = 322 cm'de gantry $90 \pm 19^\circ$ 'de yapılan dikey profil ölçümlerinde EBT3 gafkromik film ile elde edilen veriler aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 4.36. HDRE2 8 mm azaltıcı varken gantry $90 \pm 19^\circ$ için dikey profil verileri

Konum (cm)	Doz (%)	Doz farkı (%)
100	96	-4
90	102	2
80	105	5
70	107	7
60	113	13
40	106	6
20	103	3
0	100	0
-20	99	-1
-40	112	12
-60	106	6
-70	107	7
-80	102	2
-90	98	-2
-100	99	-1

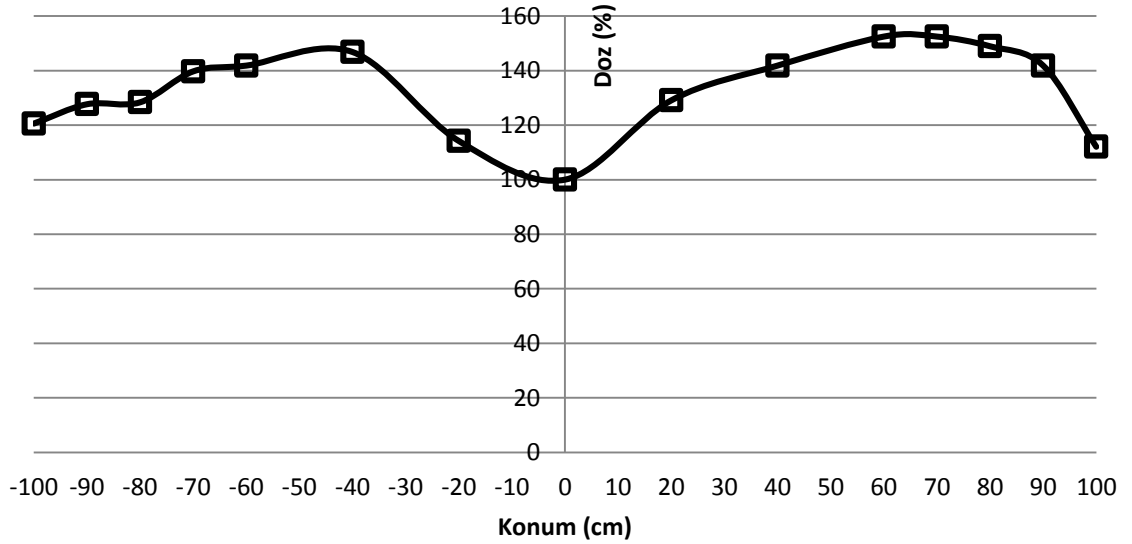


Şekil 4.37. HDRE2 8 mm azaltıcı varken gantry $90 \pm 19^\circ$ için dikey profil grafiği

HDRE2 8mm azaltıcı varken SSD = 322 cm'de gantry $90 \pm 20^\circ$ 'de yapılan dikey profil ölçümlerinde EBT3 gafkromik film ile elde edilen veriler aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 4.37. HDRE2 8 mm azaltıcı varken gantry $90 \pm 20^\circ$ için dikey profil verileri

Konum (cm)	Doz (%)	Doz farkı (%)
100	112	12
90	142	42
80	149	49
70	152	52
60	152	52
40	142	42
20	129	29
0	100	0
-20	114	14
-40	147	47
-60	142	42
-70	140	40
-80	128	28
-90	128	28
-100	121	21

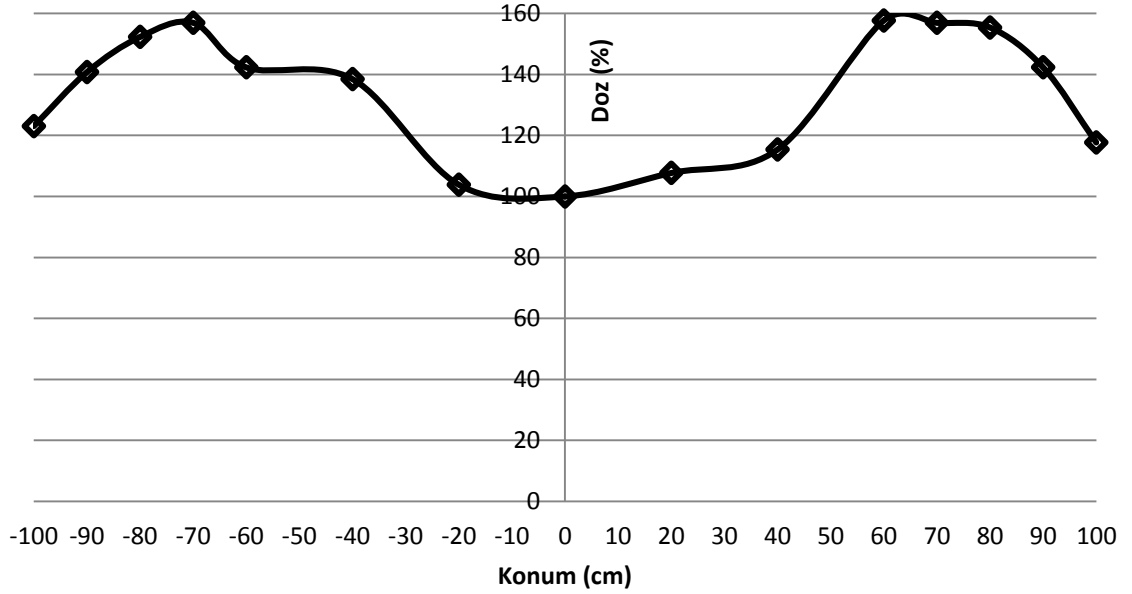


Şekil 4.38. HDRE2 8 mm azaltıcı varken gantry $90 \pm 20^\circ$ için dikey profil grafiği

HDRE2 8mm azaltıcı varken SSD = 322 cm'de gantry $90 \pm 21^\circ$ 'de yapılan dikey profil ölçümlerinde EBT3 gafkromik film ile elde edilen veriler aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 4.38. HDRE2 8 mm azaltıcı varken gantry $90 \pm 21^\circ$ için dikey profil verileri

Konum (cm)	Doz (%)	Doz farkı (%)
100	118	18
90	142	42
80	155	55
70	157	57
60	158	58
40	115	15
20	108	8
0	100	0
-20	104	4
-40	138	38
-60	142	42
-70	157	57
-80	152	52
-90	141	41
-100	123	23



Şekil 4.39. HDRE2 8 mm azaltıcı varken gantry $90 \pm 21^\circ$ için dikey profil grafiği

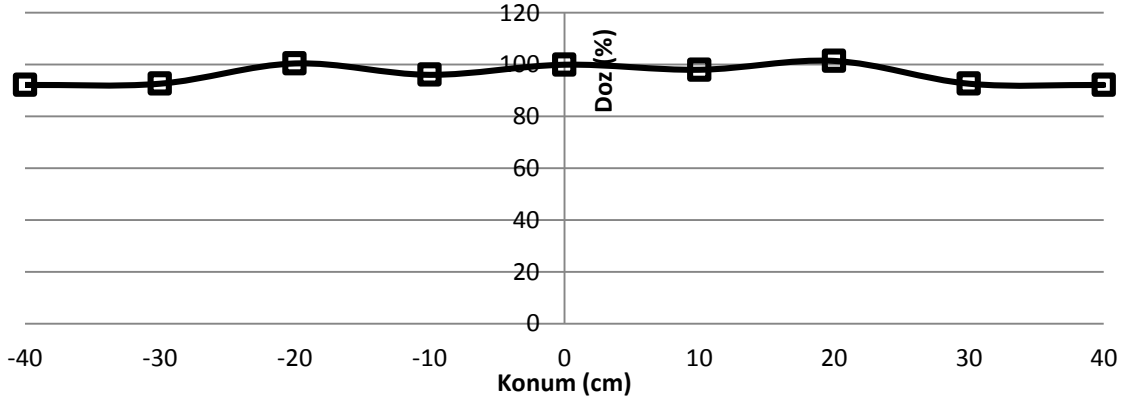
4.5. HDRE1 ve HDRE2 için Yatay Profil Ölçümleri

HDRE1 enerjisi için azaltıcı takılmadan yapılan dikey profil ölçümleri sonucunda ± 8 doz homojenitesi kriterini sağlayan profile ait açılar $90 \pm 18^\circ$ olarak bulunmuştur. HDRE2 enerjisi için azaltıcı takılmadan, 3 mm azaltıcı, 5 mm azaltıcı ve 8 mm azaltıcı takılarak yapılan dikey profil ölçümleri sonucunda ± 8 doz homojenitesi kriterini sağlayan profile ait açılar her koşul için $90 \pm 18^\circ$ olarak bulunmuştur. Bütün koşullar için $90 \pm 18^\circ$ açılarında yatay düzlemde 80 cm boyunca EBT3 gafkromik film ile yatay profil ölçümleri yapıldı.

HDRE1 enerjisi için azaltıcı takılmadan SSD = 322 cm'de gantry $90 \pm 18^\circ$ 'de yapılan yatay profil ölçümlerinde EBT3 gafkromik film ile elde edilen veriler aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 4.39. HDRE1 azaltıcı yokken gantry $90 \pm 18^\circ$ için yatay profil verileri

Konum (cm)	Doz (%)	Doz farkı (%)
40	92	-8
30	93	-7
20	101	1
10	98	-2
0	100	0
-10	96	-4
-20	100	0
-30	93	-7
-40	92	-8

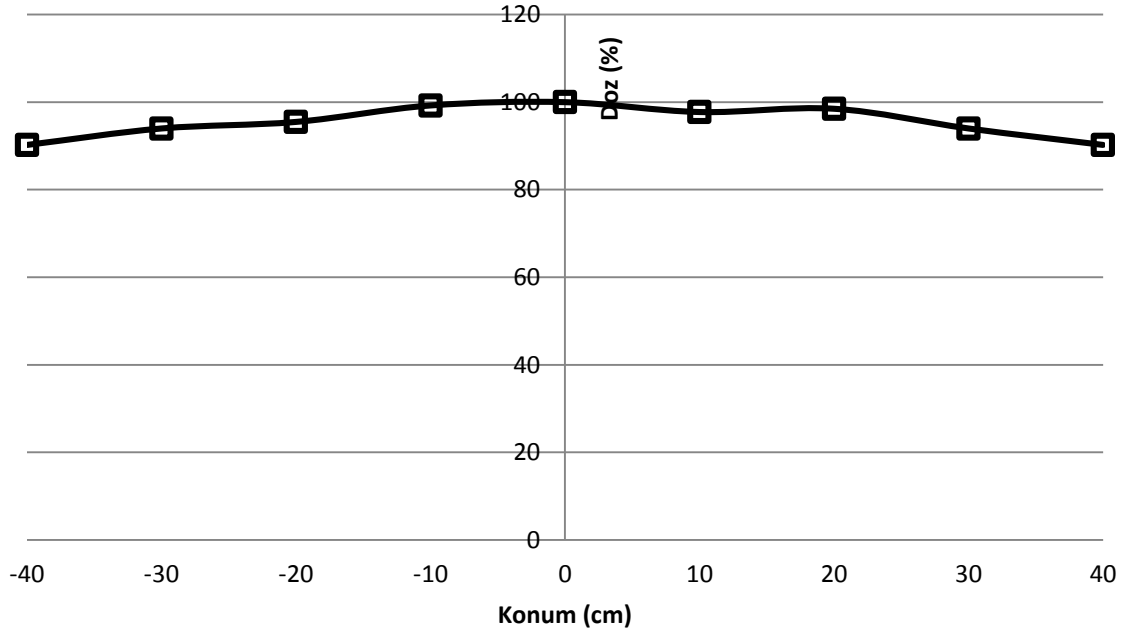


Şekil 4.40. HDRE1 azaltıcı yokken gantry $90 \pm 18^\circ$ için yatay profil grafiği

HDRE2 enerjisi için azaltıcı takılmadan SSD = 322 cm'de gantry $90 \pm 18^\circ$ 'de yapılan yatay profil ölçümlerinde EBT3 gafkromik film ile elde edilen veriler aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 4.40. HDRE2 azaltıcı yokken gantry $90 \pm 18^\circ$ için yatay profil verileri

Konum (cm)	Doz (%)	Doz farkı (%)
40	90	-10
30	94	-6
20	98	-2
10	98	-2
0	100	0
-10	99	-1
-20	95	-5
-30	94	-6
-40	90	-10

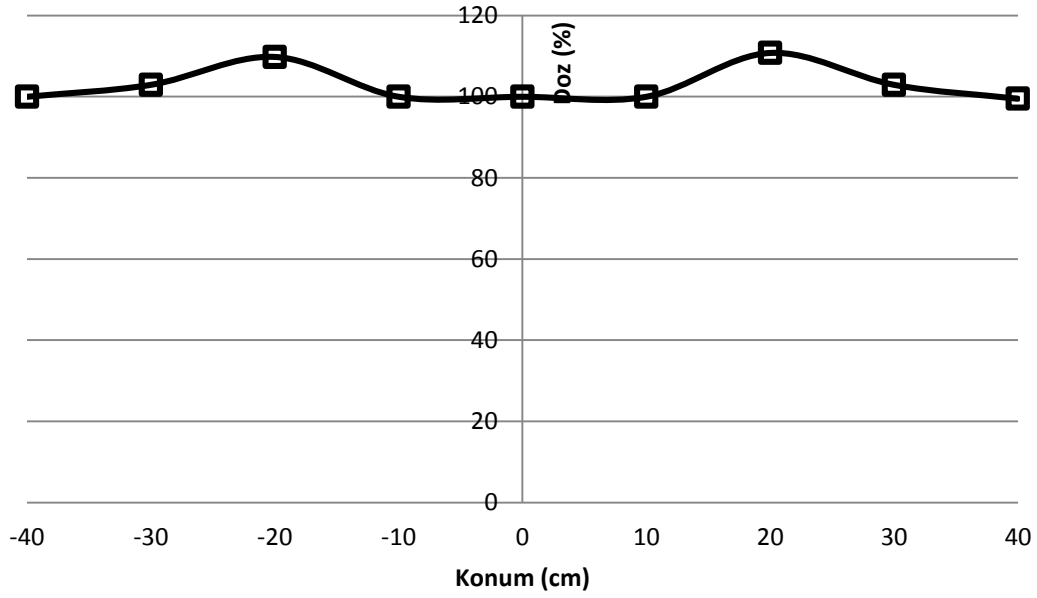


Şekil 4.41. HDRE2 azaltıcı yokken gantry $90 \pm 18^\circ$ için yatay profil grafiği

HDRE2 enerjisi için 3 mm azaltıcı takılarak SSD = 322 cm'de gantry $90 \pm 18^\circ$ de yapılan yatay profil ölçümlerinde EBT3 gafkromik film ile elde edilen veriler aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 4.41. HDRE2 3 mm azaltıcı varken gantry $90 \pm 18^\circ$ için yatay profil verileri

Konum (cm)	Doz (%)	Doz farkı (%)
40	100	0
30	103	3
20	111	11
10	100	0
0	100	0
-10	100	0
-20	110	10
-30	103	3
-40	100	0

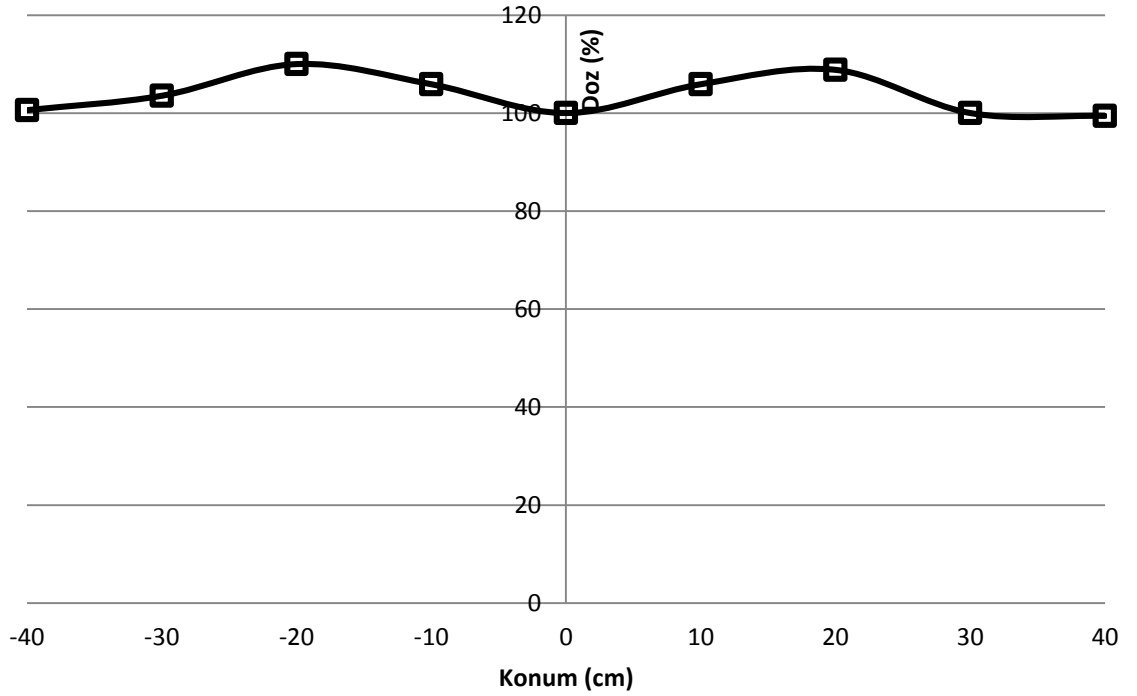


Şekil 4.42. HDRE2 3 mm azaltıcı varken gantry $90 \pm 18^\circ$ için yatay profil grafiği

HDRE2 enerjisi için 5 mm azaltıcı takılarak SSD = 322 cm'de gantry $90 \pm 18^\circ$ de yapılan yatay profil ölçümlerinde EBT3 gafkromik film ile elde edilen veriler aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 4.42. HDRE2 5 mm azaltıcı varken gantry $90 \pm 18^\circ$ için yatay profil verileri

Konum (cm)	Doz (%)	Doz farkı (%)
40	99	-1
30	100	0
20	109	9
10	106	6
0	100	0
-10	106	6
-20	110	10
-30	104	4
-40	101	1

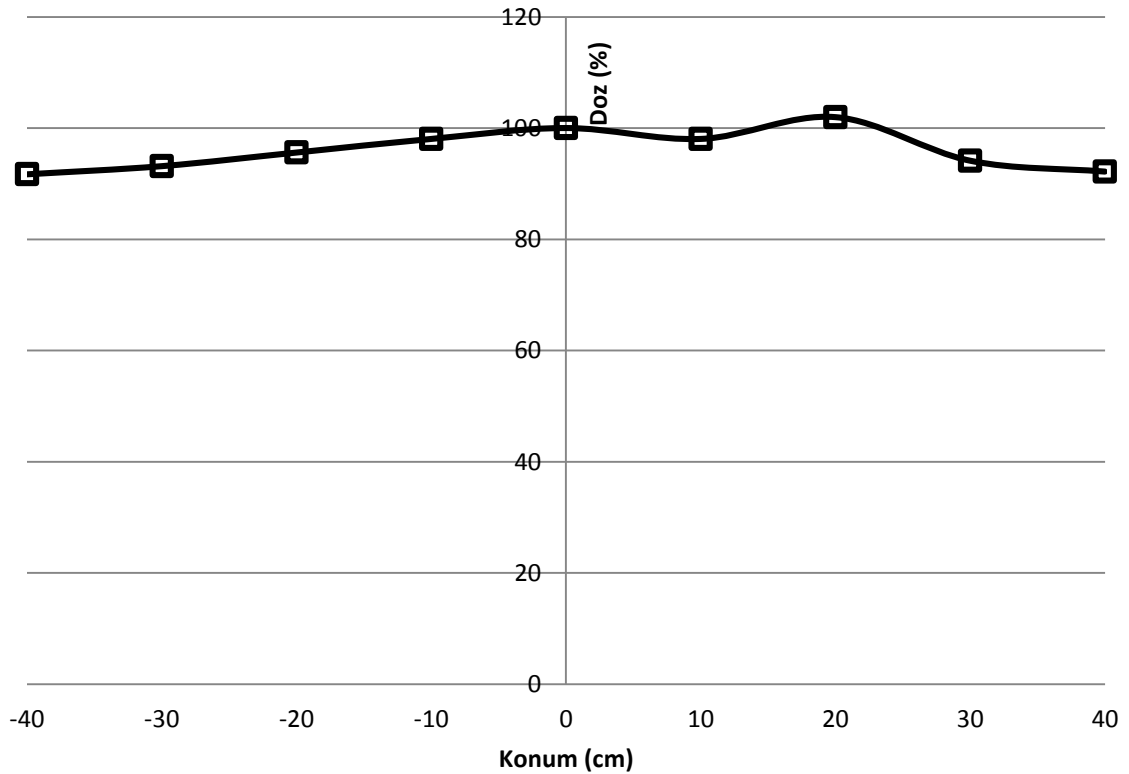


Şekil 4.43. HDRE2 5 mm azaltıcı varken gantry $90 \pm 18^\circ$ için yatay profi grafiği

HDRE2 enerjisi için 8mm azaltıcı takılarak SSD = 322 cm'de gantry $90 \pm 18^\circ$ de yapılan yatay profil ölçümlerinde EBT3 gafkromik film ile elde edilen veriler aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 4.43. HDRE2 8 mm azaltıcı varken gantry $90 \pm 18^\circ$ için yatay profil verileri

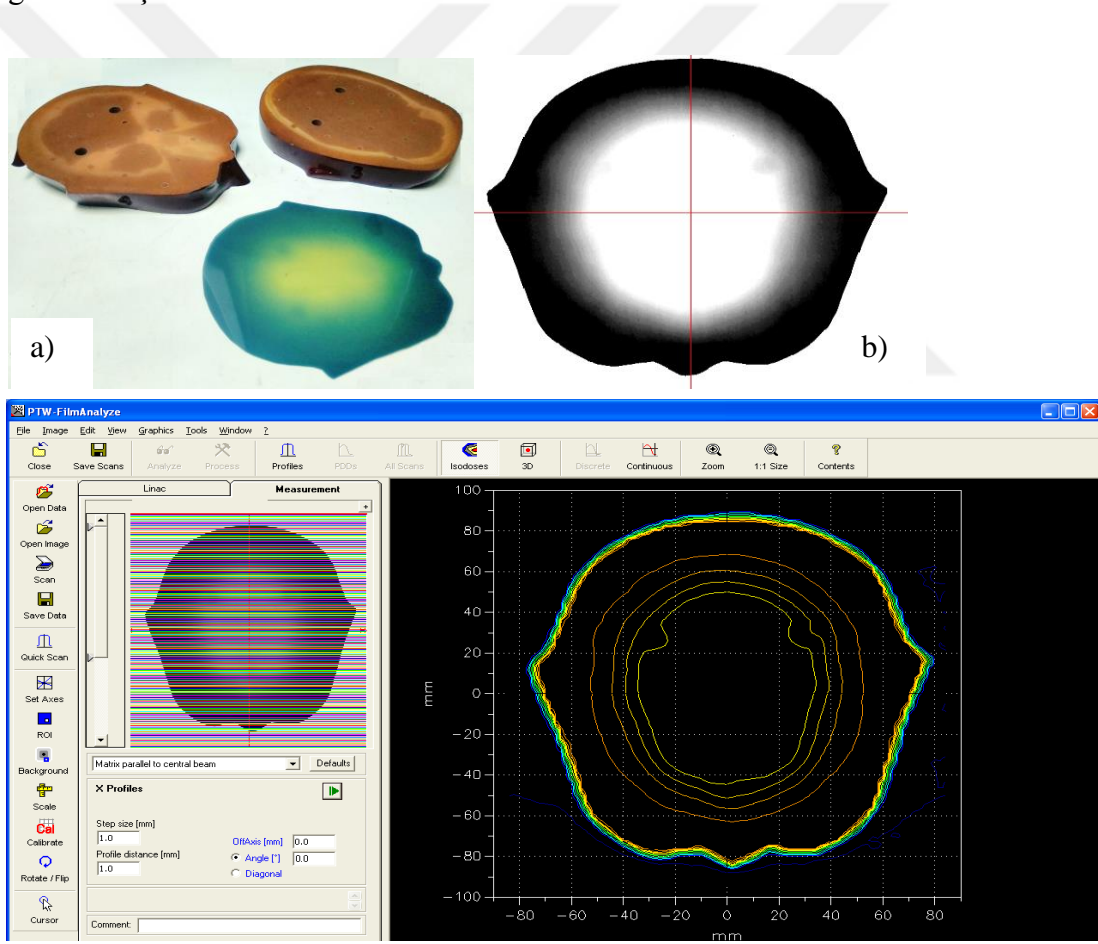
Konum (cm)	Doz (%)	Doz farkı (%)
40	92	-8
30	94	-6
20	102	2
10	98	-2
0	100	0
-10	98	-2
-20	96	-4
-30	93	-7
-40	92	-8



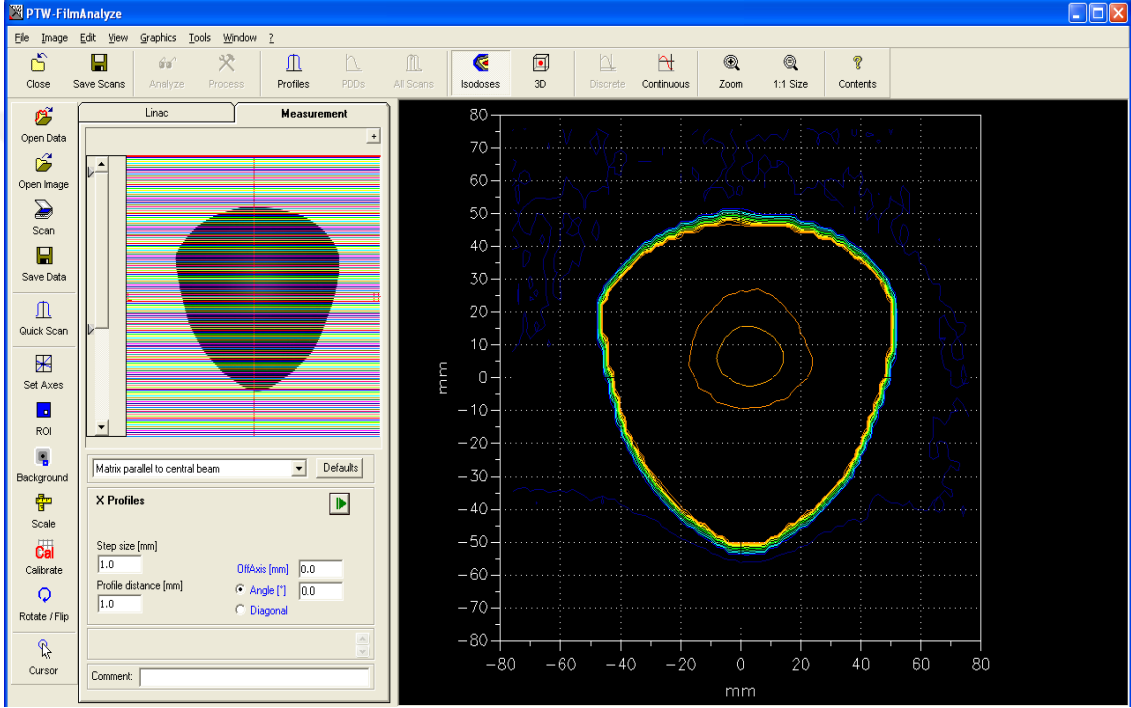
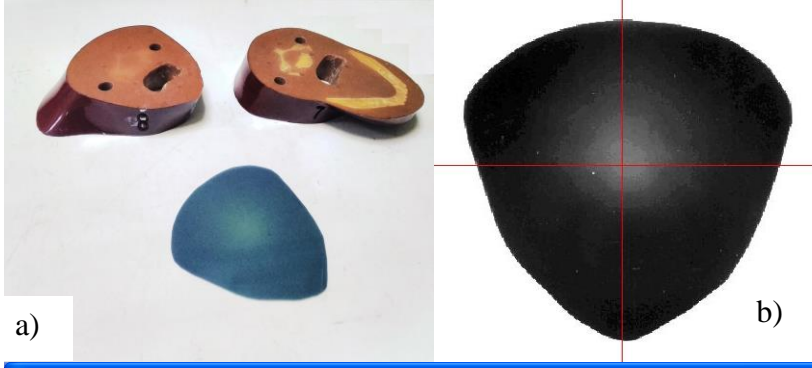
Şekil 4.44. HDRE2 8 mm azaltıcı varken gantry $90 \pm 18^\circ$ için yatay profil grafiği

4.6. Tüm Cilt Elektron Işınlaması Hastasının Aldığı Dozların İncelemesi

TCEI ile tedavi edilen hastanın aldığı dozların belirlenmesi için insan benzeri Alderson Rando Fantomunda çeşitli yerlere EBT3 gafkromik filmler yerleştirildi. Alderson Rando Fantomunun cilt yüzeyinden 1 cm derinliğe doz verecek şekilde HDRE2 enerjisi için beam spoiler ve 8 mm azaltıcı kullanılarak gantry açısının 72 ve 108 değerleri için hesaplamalar yapıldı. Alderson rando fantomuna, Stanford tekniğine uygun bir şekilde tedavi ediliyormuş gibi tedavi dozları uygulandı. Kesitsel olarak doz dağılımının nasıl değiştiği PTW Film Analysis programı ile analiz edilerek elde edilen sonuçlar aşağıda gösterilmiştir.

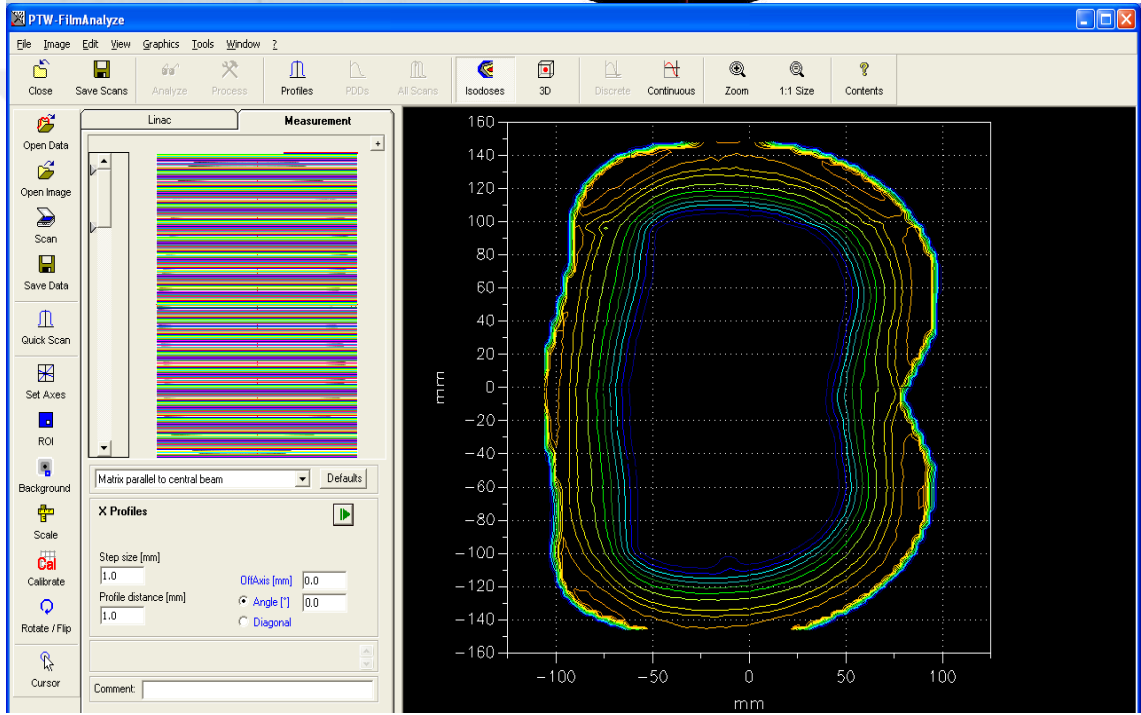
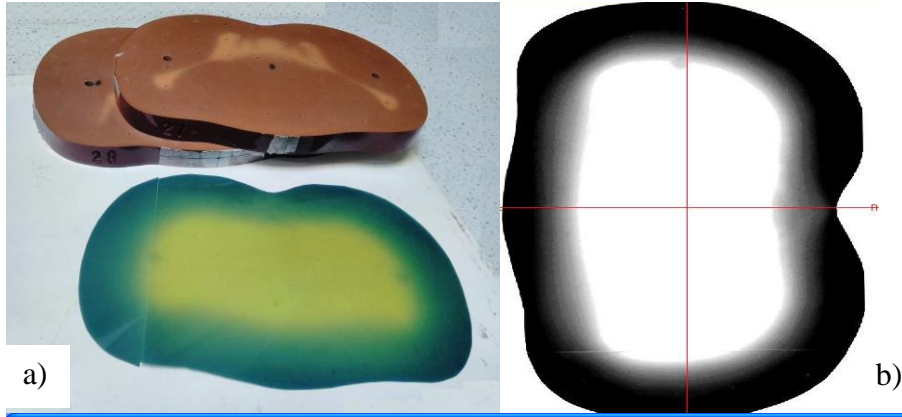


Şekil 4.45. a) Alderson rando fantomunun 3-4 nolu kesitleri ve ışınlanmış olan EBT3 Gafkromik film b) Kalibrasyon işlemi uygulanmış olan EBT3 gafkromik film c) Kalibrasyon işlemi uygulanmış olan EBT3 gafkromik filmin analiz sonuçları



c)

Şekil 4.46. a) Alderson rando fantomunun 7-8 nolu kesitleri ve ışınlanmış olan EBT3 Gafkromik film b) Kalibrasyon işlemi uygulanmış olan EBT3 gafkromik film c) Kalibrasyon işlemi uygulanmış olan EBT3 gafkromik filmin analiz sonuçları



c)

Şekil 4.47. a) Alderson rando fantomunun 27-28 nolu kesitleri ve ışınlanmış olan EBT3 Gafkromik film b) Kalibrasyon işlemi uygulanmış olan EBT3 gafkromik film c) Kalibrasyon işlemi uygulanmış olan EBT3 gafkromik filmin analiz sonuçları

5. TARTIŞMA

Tüm cilt elektron ışınlamasında vücut yüzeyinin tamamı ve cildin hemen altı hedef tedavi alanı olarak tanımlanır ve bu bölgeye radyoterapi uygulanır. Cilt ve cilt yüzeyine yakın derinliklerde yer alan hedeflerin tedavisi için elektron enerjisi bu tedavi tekniği için tercih edilir. Tüm cilt yüzeyinin tedavisinin gerçekleştirilebilmesi için standart tedavilerden farklı tekniklere gereksinim duyulmaktadır. En yaygın olarak kullanılan teknik Stanford Tekniğidir. Bu teknik de hasta tedavi cihazından daha uzak bir yerde konumlandırılır. Hastanın belirli 6 farklı şekilde durması sağlanır ve 60° açıyla döndürülerek tedavisi gerçekleştirilir.

Bu çalışmada tüm cilt elektron ışınlamasında Stanford Tekniğinin klinik olarak uygulaması yapıldı. Bunun için HDRE1 ve HDRE2 enerjilerinde su fantomunda gerekli kalibrasyon işlemleri yapıldı. SSD = 322 cm 'de her iki enerji için tedavi platformu içerisinde paralel plate iyon odası ile yüzde derin doz ve profil ölçümleri alındı. Farklı tedavi derinlikleri elde edebilmek için Beam spoiler ve çeşitli kalınlıklara sahip azaltıcılar kullanıldı. Stanford Tekniği için uygun gantry açısının bulunabilmesi için gantry 90 ± 16° den başlayarak 90 ± 21°'ye kadar olan açılarda EBT3 gafkromik film kullanılarak profil ölçümleri alındı.

Bu çalışmanın sonuçlarına göre cilt yüzeyinden başlayarak cildin 15 mm altına kadar ulaşabilen farklı elektron enerjileri elde edildi. Stanford tekniği için dikey ekseninde ±%8, yatay ekseninde ±%4 koşulunu sağlayan ganty açısı bulundu. Çalışmada kullanılan beam spoiler ve 3 mm, 5 mm ve 8 mm azaltıcılar için uygun gantry açısının 90 ± 18° derece olduğu bulundu.

Benzer bir çalışma Kabadayı tarafından yapılmış ve HDRE modunda 6 MeV elektron enerjisi kullanılmıştır. SSD = 310 cm'de 4 mm ve 10 mm azaltıcılar kullanarak gantry 90 ± 17° den başlayarak 90 ± 23°'e kadar olan açılarda paralel plate iyon odası ve TLD kullanılarak dikey ve yatay profil ölçümleri alınmıştır. Stanford tekniği için uygun gantry açıları azaltıcı olmadan 90 ± 18,5°, 4 mm azaltıcı varken 90 ± 18,5° ve 10 mm azaltıcı varken 90 ± 19° derece olduğu belirtilmiştir.

Platoni ve arkadaşlarının yaptığı benzer bir çalışmada HDRE modunda 6 MeV elektron enerjisi kullanılmıştır. SSD = 380 cm'de 5 mm kalınlığında beam spoiler kullanılarak gantry $90 \pm 16^\circ$ den başlayarak $90 \pm 25^\circ$ 'e kadar olan açılarda paralel plate iyon odası ile dikey ve yatay profil ölçümleri alınmıştır. Uygun gantry açısının $90 \pm 17,5^\circ$ olduğu belirtilmiştir.

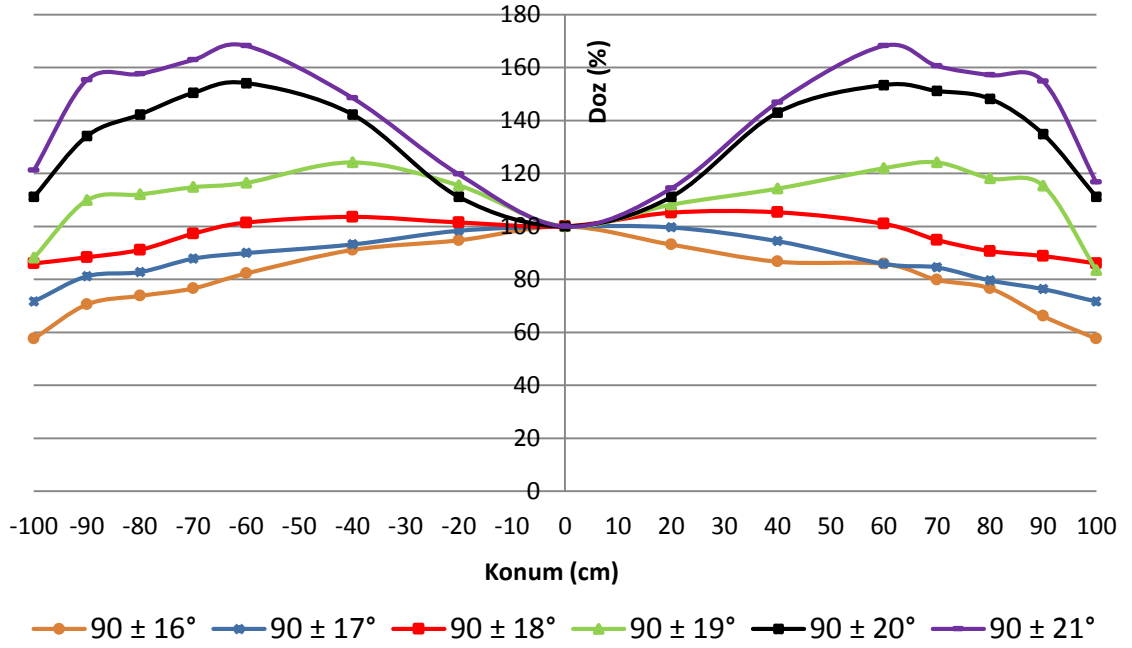
Hensley ve arkadaşlarının yapmış olduğu başka bir çalışmada ise HDRE modunda 6 MeV elektron enerjisi kullanılmıştır. SSD = 370 cm'de 6 mm kalınlığında beam spoiler kullanılarak gantry $90 \pm 12^\circ$, $90 \pm 18^\circ$, $90 \pm 20^\circ$ ve $90 \pm 22^\circ$ açılarda LA48 iyon odası ile dikey ve yatay profil ölçümleri alınmıştır. Uygun gantry açısının $90 \pm 18^\circ$ olduğu belirtilmiştir.

Bu çalışma ile klinik olarak tüm cilt elektron ışınlaması tedavisinin uygulanabilmesi için gerekli olan ön hazırlık, dozimetrik ölçümler yapıldı.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

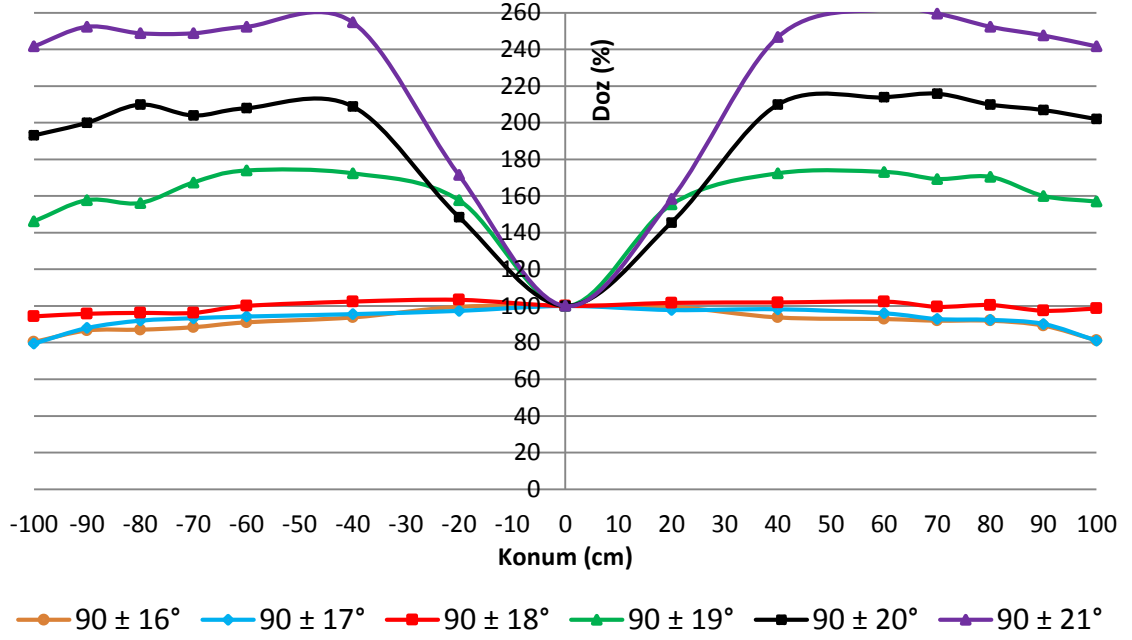
Stanford tekniği için enerjinin seçimi yapılırken mevcut Beam Spoilerin ve azaltıcıların kalınlığı dikkate alınmalıdır. Stanford tekniğinde kullanılacak olan elektron enerjisi değerinin yüksek seçilmesiyle, uygun gantry açısının değerindeki değişkenlik azalmaktadır. Gantry'nin $90 \pm 16^\circ$, $90 \pm 17^\circ$ ve $90 \pm 18^\circ$ değerleri için elde edilen dikey profil grafikleri neredeyse birbirleriyle aynıdır. Gantry açısı değerinin arttırılmasıyla doz farklılığı, düşük elektron enerjisine nazaran yüksek elektron enerjisinde hızlı bir artış göstermektedir.

HDRE1 enerjisi için yapılan dikey profil ölçümlerinde $\pm\%8$ doz homojenitesi şartını sağlayan uygun Gantry açısı $90 \pm 18^\circ$ olarak bulundu. (Şekil 6.1.)



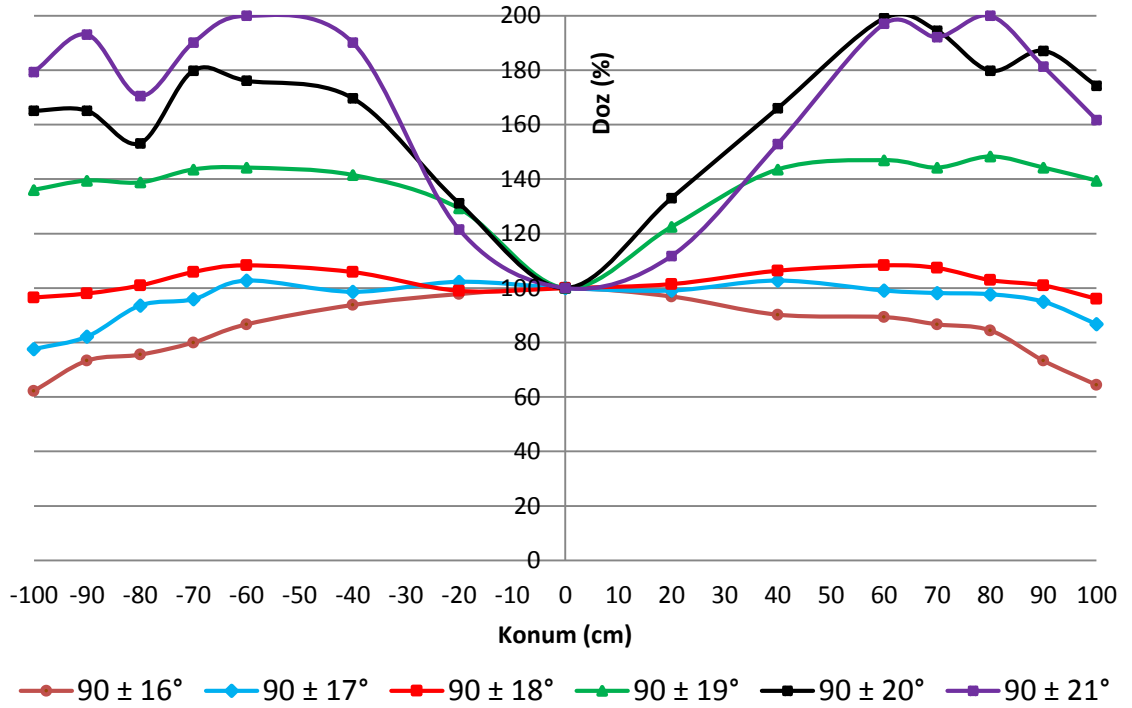
Şekil 6.1. HDRE1 enerjisi için dikey profil grafiklerinin karşılaştırması

HDRE2 enerjisi için yapılan dikey profil ölçümlerinde $\pm\%8$ doz homojenitesi şartını sağlayan uygun Gantry açısı $90 \pm 18^\circ$ olarak bulundu. (Şekil 6.2.)



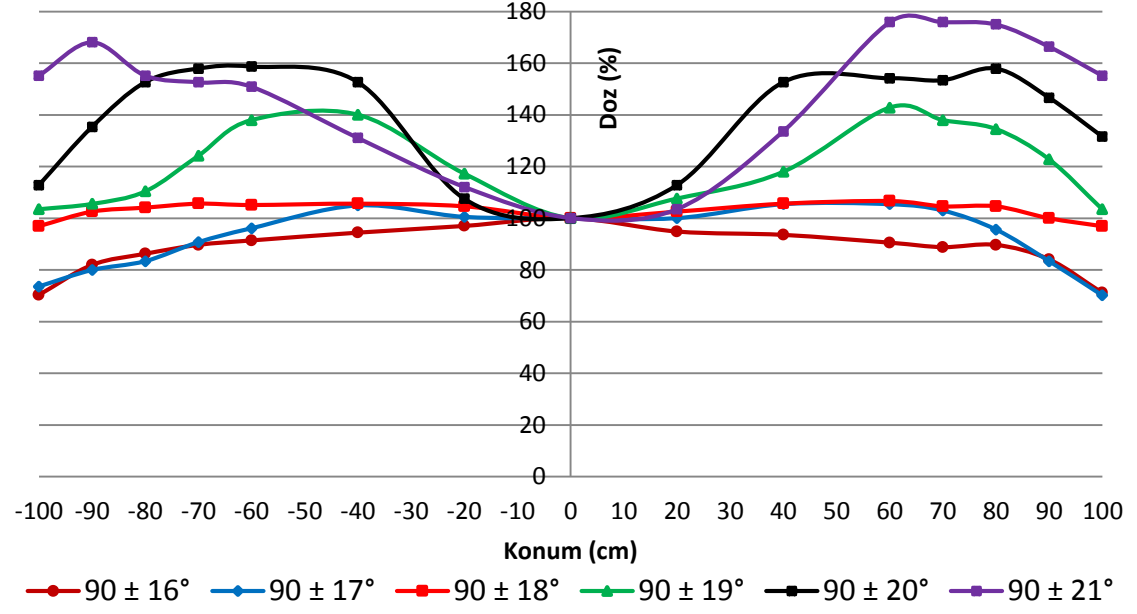
Şekil 6.2. HDRE2 enerjisi için dikey profil grafiklerinin karşılaştırması

HDRE2 enerjisi ve 3 mm azaltıcı için yapılan dikey profil ölçümlerinde $\pm\%8$ doz homojenitesi şartını sağlayan uygun Gantry açısı $90 \pm 18^\circ$ olarak bulundu. (Şekil 6.3.)



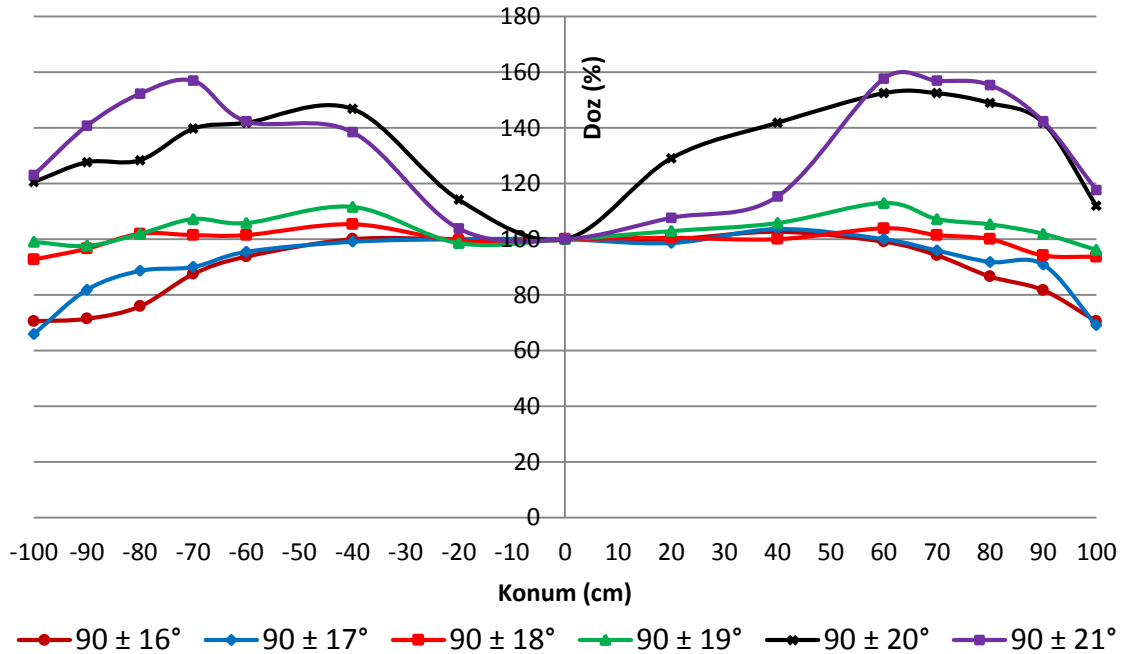
Şekil 6.3. HDRE2 enerjisi ve 3 mm azaltıcı için dikey profil grafiklerinin karşılaştırması

HDRE2 enerjisi ve 5 mm azaltıcı için yapılan dikey profil ölçümlerinde $\pm\%8$ doz homojenitesi şartını sağlayan uygun Gantry açısı $90 \pm 18^\circ$ olarak bulundu. (Şekil 6.4.)



Şekil 6.4. HDRE2 enerjisi ve 5 mm azaltıcı için dikey profil grafiklerinin karşılaştırması

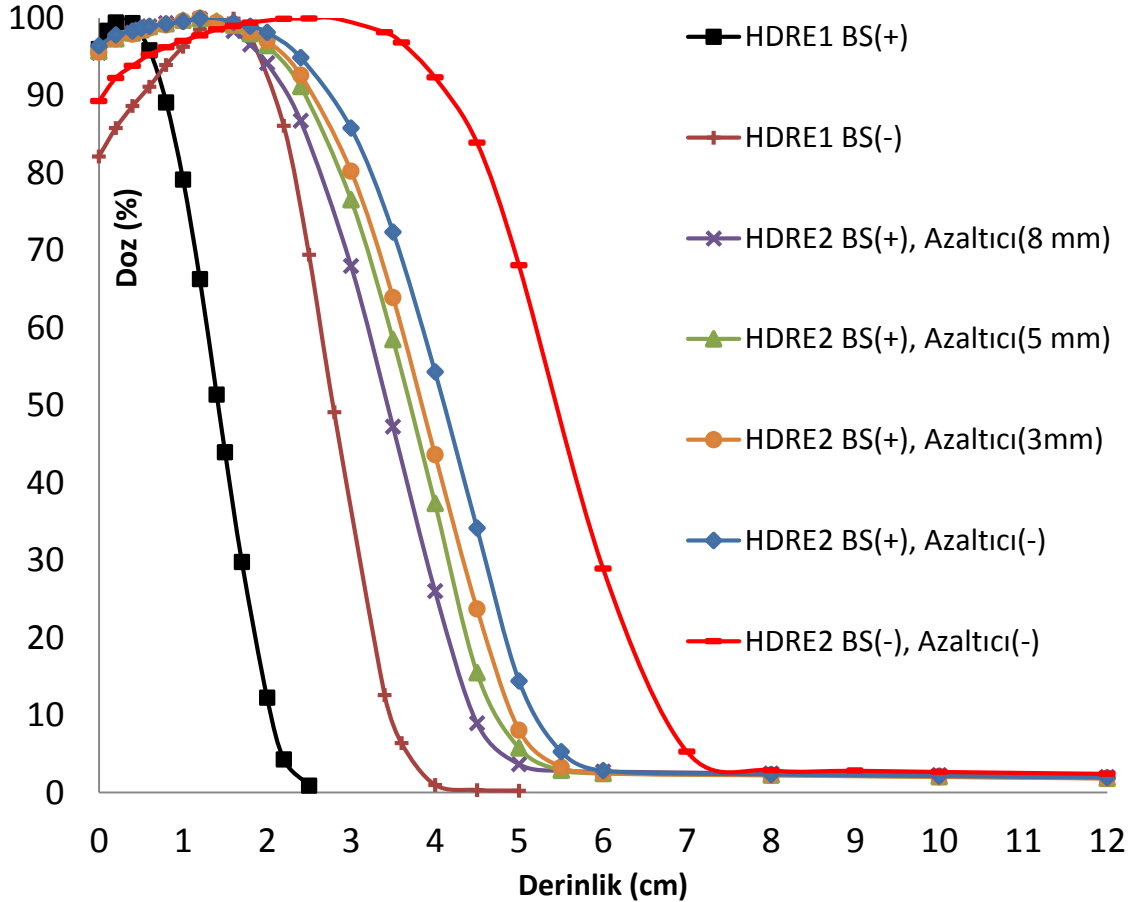
HDRE2 enerjisi ve 8 mm azaltıcı için yapılan dikey profil ölçümlerinde $\pm\%8$ doz homojenitesi şartını sağlayan uygun açı $90 \pm 18^\circ$ olarak bulundu. (Şekil6.5.)



Şekil 6.5. HDRE2 enerjisi ve 8 mm azaltıcı için dikey profil grafiklerinin karşılaştırması

HDRE1 enerjisi için beam spoiler kullanılmadığı durumda dozun max noktası 16 mm'de oluşurken beam spoiler kullanıldığı durumda dozun max noktası 3mm'de oluşmaktadır (Şekil 6.6). Beam spoilerin kullanılmasıyla dozun max noktası cilt yüzeyine yaklaşmış oldu. Cilt dozu %13,8 artarak %96 olmuştur. HDRE1 enerjisinde beam spoilerin kullanılmasıyla dozun max noktası 3mm'de olduğu için azaltıcıların kullanılmasına gerek görülmemiştir.

HDRE2 enerjisi için beam spoiler kullanılmadığı durumda dozun max noktası 28 mm'de oluşurken beam spoiler kullanıldığı durumda dozun max noktası 14 mm'de oluşmaktadır. Beam spoilere ek olarak 3 mm azaltıcının kullanılmasıyla dozun max noktası 12 mm'de, 5 mm azaltıcının kullanılmasıyla dozun max noktası 12 mm'de, 8 mm azaltıcının kullanılmasıyla dozun max noktası 10mm'de oluşmaktadır.



Şekil 6.6. HDRE1 ve HDRE2 enerjilerine ait PDD eğrilerinin karşılaştırması

Stanford tekniği için yapılan bütün bu enerji ayarlamaları, output, profil ve PDD ölçümleri, tekniğin uygulamasında kullanılan lineer hızlandırıcı tedavi cihazına, Beam spoilerin kalınlığı ve yapısına, azaltıcıların kalınlığına ve yapısına, lineer hızlandırıcı tedavi cihazı ile tedavi platformu arasındaki mesafe gibi birçok parametreye bağlıdır. Stanford Tekniğinin radyasyon onkolojisi kliniğide hasta tedavisinde kullanılabilmesi için her kliniğin kendine özgü ölçümleri yapması gereklidir.

Alderson Rando Fantomunun kesitlerinin arasına konularak ışınlanan EBT3 gafkromik filmlerin analiz edilmesi sonucunda göz ve umblikus hizasındaki EBT3 gafkromik filmlerin Alderson Rando Fantomunun cilt yüzeyine yaklaşılan kısımlarının doz aldığı kesitlerin derinlerine gidildikçe doz değerinin hızla azaldığı görülebilmektedir. Cildin birkaç cm derinliğinde doz değerlerinin çok düşük olduğu görülebilmektedir. Kesitlerin orta noktalarında ise bremstrahlung'dan kaynaklanan %2'lik bir doz bulunmaktadır. Alderson Rando fantomunun boyun hizasındaki kesitin analiz edilmesiyle cilt yüzeylerinin doz aldığı ve cildin derinliklerine doğru gidildikçe doz değerinin azaldığı görülebilmektedir. Boyun bölgesindeki kesitin diğer kesitlere nazaran daha çok doz aldığı görülmüştür. Bunun nedeni boyun kesitinin ince olmasıdır. Boyun bölgesinin denk geldiği kısımlara azaltıcılar ilave edilerek bu sorun giderilebilir.

Stanford tekniği uygulanırken hastaya altı farklı pozisyon verilerek vücudun homojen radyasyon dozu alması sağlanmaktadır fakat hastanın kafasının üst kısımları ve ayakların alt kısımları planlanan tedavi dozunu bu teknikde yeteri kadar alamamaktadır. Bu bölgelerin tedavisi için ek tedavi planlamaları yapılarak eksik kalan tedavi dozları verilmelidir.

KAYNAKLAR

Antolak John A., Deufela Christopher L. Total skin electron therapy in the lying-on-the-floor position using a customized flattening filter to accommodate frail patients. Journal of Applied Clinical Medical Physics, Vol. 14, No. 5, 2013

American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Repots No:23 1987

Bairamov O., Engin B., Kutlubay Z., Tüzün Y. Mikozis Fungoidesde Tedavi Yaklaşımları Dermatoloj 2013; 4(1): 35-39.

Beli I., Diamantopoulos S., Dilvoji M., Efstathopoulos E., Geropantaz K., Koulouliaz V., Maravelis G., Nazos I., Pantelakos P., Platoni K., Tolia M. Clinical implementation of total skin electron beam (TSEB) therapy: A review of the relevant literature. European Journal of Medical Physics (2011) 27, 62-68

Butson M. J., Cheung T., Yu P.K.N., Scanning orientation effects on Gafchromic EBT Film dosimetry Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine 2006 Volume 29 Number 3

Canöz Ö., Çetin M., Ferahbaş A., Pala Ç. Primer Deri Lenfomaları Hematoloj 2013:3-2

Caprile P., Goset K., Lučić F., Sánchez-Nieto B., Zelada G., Dosimetric characterization and optimization of a customized Stanford Total Skin Electron Irradiation (TSEI) technique. Journal of Applied Clinical Medical Physics, Vol. 14, No. 5, 2013

Deveci U., Kebudi A., İltihabi Meme Kanseri. The Journal of Breast Health 2012 Vol: 8 No: 2 S:55-62

Diamantopoulos S., Efstathopoulos E., Kelekis N., Koulouliaz V., Panayiotakis G., Pantelakos P., Platoni K. First application of total skin electron beam irradiation in Greece: Setup, measurements and dosimetry. European Journal of Medical Physics (2012) 28, 174-182

Dizer U., Hayat L. Human Herpes Virus 8 ve Kaposi Sarkomu. Türk Hijyen ve Deneysel Biyoloji Dergisi 2001 Cilt 58, No. 3, S:129-134

Evans Michael D.C., Freeman Carolyn R., Hudon C., Podgorsak Ervin B. Institutional experience with a rotational total skin electron irradiation (RTSEI) technique-A three decade review (1981–2012). Reports Of Practical Oncology And Radiotherapy 19 (2014) 120–134

Kabadayı M. Stanford tekniği kullanılarak uygulanan tüm cilt elektron ışınlamalarında çeşitli enerjilere ait doz profillerinin farklı dozimetrik teknikler kullanılarak karşılaştırılması. Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü yüksek lisans tezi 2013. İzmir (Danışman: Öğr. Gör. Dr.Fiz. Nezahat OLACAK)

Khan Faiz M. Physics of Radiation Therapy Third Edition 2003 S:298-307

Mayles P., Nahum A., Rosenwald J.C., Handbook of radiotherapy physics theory and practice 2007 S:1044-1052

Podgorsak E.B. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students 2005 S:136-147

PORTAKAL Z. Gizem, YEĞİNGİL Z., YÜKSEL M., Radyoterapide kullanılan EBT3 gafkromik filmlerin dozimetrik karakterizasyonu 2015

PTW Ionizing radiation detectors Including Codes of Practice 2018/2019

Schlegel W., Bortfeld T., Grosu A. L. New Technologies in Radiation Oncology 2006

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Ertuğrul	Uyruğu	TC
Soyadı	DÜNDAR	Tel no	0 544 276 68 13
Doğum tarihi	18.03.1981	e-posta	dundarertugrul@hotmail.com

Eğitim Bilgileri

Mezun olduğu kurum		Mezuniyet yılı
Lise	Antalya Çağlayan Lisesi	1998
Lisans	Akdeniz Ü. F.EF. Fizik	2004
Yüksek Lisans	Akdeniz Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Radyoterapi Fiziği	Devam ediyor
Doktora	-	-

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (yıl-yıl)
Sağlık Fizikçisi	Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi	08.2004 - devam ediyor

Yabancı Dilleri	Sınav türü	Puanı

Proje Deneyimi

Proje Adı	Destekleyen kurum	Süre (Yıl-Yıl)
Tüm Cilt Elektron Işınlamasında Stanford Tekniğinin Klinik Uygulaması	Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yönetim Birimi	2015

Burslar-Ödüller: -

Yayınlar ve Bildiriler:

- 1-** Kalınlıkla MU Değişiminin Hesaplanması. (10. Ulusal Medikal Fizik Kongresi 2005)
- 2-** Akut Lenfoblastik Lösemide Kranial Profilaktik Radyoterapi: İki Farklı Tedavi Alanı ve Enerjinin Karşılaştırılması (UHOD 2007, VOL 17, NUM 2 PAGE(S) 079-086)
- 3-** Küçük Alanlarda Elektron Demetlerinin Dozimetrik İncelemesi (11. Ulusal Medikal Fizik Kongresi 2007)
- 4-** Küçük Alanlarda Foton Demetlerinin Dozimetrik İncelemesi (11. Ulusal Medikal Fizik Kongresi 2007)
- 5-** Radyasyon Kullanımıyla Haploid Yönteminde Bitki Islahı. (11. Ulusal Medikal Fizik Kongresi 2007)
- 6-** Farklı Elektron Enerjileri ve Alan Boyutlarında Uzatılmış SSD'ye Bağlı Verim Değişiminin İncelemesi (11. Ulusal Medikal Fizik Kongresi 2007)
- 7-** Hematitli ve Kolemanitli Betonların Radyasyon Transmisyon Özelliklerinin İncelemesi. (11. Ulusal Medikal Fizik Kongresi 2007)
- 8-** Role of Adaptive Radiotherapy during Concomitant Chemoradiotherapy for Small Cell Lung Cancer (International Journal of Radiation Oncology Biology Physics Vol. 78, Issue 3, Supplement, Page S510)
- 9-** Küçük Hücreli Akciğer kanserinin (KHAK) Radyoterapisinde Tümör Volüm Değişiklikleri: Adaptif Radyoterapinin Rolü Varmı.? (9. Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi 2010)
- 10-** Dosimetric Evaluation of Small Field Photons Set in Fized Colimation (Journal of European Society For Therapeutic Radiology and Oncology VOL 84 Supplement 1)
- 11-** Cranial Rophylactic Radiothrapy in Acute Lymphoblastic Leukemia: The Comparison of Two Different Trearment Portals And Energies. (Journal of European Society For Therapeutic Radiology and Oncology VOL 84 Supplement 1)
- 12-** Tüm Vücut Işınlamasında Orta-hat Dozun Doğrulanması; Yarı iletken ile İn-vivo Dozimetresi (13. Ulusal Medikal Fizik Kongresi 2011)
- 13-** IMRT Planlarının Dozimetrik Kalite Kontrolü (13. Ulusal Medikal Fizik Kongresi 2011)

- 14- Yüksek Riskli Prostat Kanseri IMRT’inde Görüntü Klavuzluğunda Radyoterapinin (IGRT) Hedef Hacimlere ve Riskli Organlara Katkısının Dozimetrik olarak incelenmesi. (13. Ulusal Medikal Fizik Kongresi 2011)
- 15- Prostat Kanserinde IMRT ve Konformal Radyoterapi Planlarının Dozimetrik Olarak Karşılaştırılması (13. Ulusal Medikal Fizik Kongresi 2011)
- 16- Mamariya İnterna endikasyonlu Meme Kanseri Hastalarının Geniş Tanjansiyel ile elektron ve Foton Kombinasyonlu Tanjansiyel Tedavi Planlarının Dozimetrik Değerlendirilmesi (13. Ulusal Medikal Fizik Kongresi 2011)
- 17- Pediatrik Hastalarda Alan içi Alan Tekniği ile Tüm Vücut Işınlaması (TVI) (10. Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi 2012)
- 18- Gantri Aplikatörlü 2D Array İyon Dasının Açısız Cevabının Araştırılması ve IMRT Kalite Kontrolüne Etkisi (10. Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi 2012)
- 19- Serviks Kanserinde Postoperatif Radyoterapi Sonuçlarımız (10. Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi 2012)
- 20- Endometrium Kanserinde Postoperatif Vaginal Brakiterapi. (10. Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi 2012)
- 21- Yüksek Doz Hızlı (HDR) Brakiterapide İki Boyutlu İyon Odası ile Kalite Kontrol (14. Ulusal Medikal Fizik Kongresi 2013)
- 22- Meme Kanserli Hastaların Alan içi Alan yöntemi Kullanılarak Tek ve İki Eşmerkez ile Tadavisini Karşılaştırılması (14. Ulusal Medikal Fizik Kongresi 2013)
- 23- Lokal İleri Evre Endometrium Karsinomunda tedavi Sonuçlarımız (11. Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi 2014)
- 24- Düşük ve Orta Riskli Prostat Kanseri Hastalarının Küçük Alanlı IMRT Planlarında CI ve Diğer Hedef Hacim Sarım Kriterleri CN, TC, HI değerlendirilmesi (11. Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi 2014)
- 25- Endometrium Kanserli Hastaların Alan İçi Alan Boz Planları ile IMRT Planlarının Karşılaştırılması (11. Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi 2014)
- 26- Baş-Boyun Kanserlerinde Farklı Tedavi Tekniklerinin Karşılaştırılması. (11. Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi 2014)