

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

**RADYOTERAPİYE BAĞLI İKİNCİL KANSER RİSKİNİ
AZALTMAK AMACIYLA KARŞI MEMEYİ ALAN DIŞINDA
BIRAKACAK SÜTYEN VE ZİRH TASARIMI**

Nur KODALOĞLU

**Radyoterapi Fiziği Programı
DOKTORA TEZİ**

ANKARA

2021

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

**RADYOTERAPİYE BAĞLI İKİNCİL KANSER RİSKİNİ
AZALTMAK AMACIYLA KARŞI MEMEYİ ALAN DIŞINDA
BIRAKACAK SÜTYEN VE ZİRH TASARIMI**

Nur KODALOĞLU

**Radyoterapi Fiziği Programı
DOKTORA TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Ferah YILDIZ**

**ANKARA
2021**

ONAY SAYFASI

HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
RADYOTERAPİYE BAĞLI İKİNCİL KANSER RİSKİNİ AZALTMAK AMACIYLA KARŞI
MEMEYİ ALAN DIŞINDA BIRAKACAK SÜTYEN VE ZİRH TASARIMI
Nur Kodaloğlu
Danışman: Prof.Dr. Ferah Yıldız

Bu tez çalışması 13.01.2021 tarihinde jürimiz tarafından "Radyoterapi Fiziki Programı" nda doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: Prof.Dr. Mehmet Tombakoğlu
(*Hacettepe Üniversitesi*)
Üye: Doç.Dr. Gözde Yazıcı
(*Hacettepe Üniversitesi*)
Üye: Doç.Dr. Melis Gültekin
(*Hacettepe Üniversitesi*)
Üye: Prof.Dr. Yılmaz Tezcan
(*Yıldırım Beyazıt Üniversitesi*)
Üye: Doç.Dr. Çağdaş Yavaş
(*Başkent Üniversitesi*)

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

27 Ocak 2021

Prof. Dr. Diclehan ORHAN
Enstitü Müdürü

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

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

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

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

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

13/01/2021

NUR KODALOĞLU

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

(1) Madde 6. 1. Lisansüstü teze ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulu iki yıl süre ile tezin erişime açılmasının ertelenmesine karar verebilir.

(2) Madde 6. 2. Yeni teknik, materyal ve metotların kullanıldığı, henüz makaleye dönüşmemiş veya patent gibi yöntemlerle korunmamış ve internetten paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç imkanı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile altı ayı aşmamak üzere tezin erişime açılması engellenebilir.

(3) Madde 7. 1. Ulusal çıkarları veya güvenliği ilgilendiren, emniyet, istihbarat, savunma ve güvenlik, sağlık vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerle ilgili gizlilik kararı, tezin yapıldığı kurum tarafından verilir. Kurum ve kuruluşlarla yapılan işbirliği protokolü çerçevesinde hazırlanan lisansüstü tezlere ilişkin gizlilik kararı ise, ilgili kurum ve kuruluşun önerisi ile enstitü veya fakültenin uygun görüşü üzerine üniversite yönetim kurulu tarafından verilir. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir.

Madde 7.2. Gizlilik kararı verilen tezler gizlilik süresince enstitü veya fakülte tarafından gizlilik kuralları çerçevesinde muhafaza edilir, gizlilik kararının kaldırılması halinde Tez Otomasyon Sistemine yüklenir

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

ETİK BEYAN

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

Nük. En. Müh. Nur KODALOĞLU

TEŞEKKÜR

Tez konusunun bulunması ve hazırlanması sırasında yapmış olduğu her türlü destek ve katkılardan dolayı danışmanım Sayın Prof. Dr. Ferah Yıldız'a,

Hacettepe Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Gökhan Özyiğit'e, Radyoterapi Fiziği Doktora Programına katkılarından dolayı Sayın Prof. Dr. Fadıl Akyol'a ve onların nezdinde Anabilim Dalı'nda görevli tüm değerli hocalarıma,

Tez çalışmam esnasında verdikleri her türlü destekten dolayı Sayın Doç. Dr. Melis Gültekin'e, Öğrenciliğim boyunca bilgi ve tecrübelerini paylaşan Sayın Prof. Dr. Mehmet Tombakoğlu'na, Desteğini her zaman hissettiğim, bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım Sayın Doç. Dr. Şule Ergün'e,

Malzeme seçimi araştırmaları sırasında tecrübelerini aktaran Sayın Prof. Dr. Üner Çolak'a,

Yapmış olduğu fedakâr yardımlarla, gece gündüz özveriyle çalışan, Monte Carlo simülasyonlarında her daim yanımda olan, desteğini hiçbir zaman esirgemeyen çok sevdiğim dostum Sayın Dr. Mehmet Türkmen'e ve onun nezdinde eşi Sayın Gülçin Türkmen'e, yine bu süreç boyunca yardımlarını esirgemeyen dostum Sayın Dr. Haluk Atak'a ve onların nezdinde tüm nükleer enerji mühendisliği ailesine,

Yapmış olduğu fedakar yardımlarla zırh üretimi ve tez ölçümleri sırasında her zaman yanımda olan Başteknisyen Sayın Seyfi Peker'e ve yine ölçümler sırasında desteklerini esirgemeyen ve büyük bir gayretle yardım eden Sayın Uğur Karakaya ve Sayın Veysel Akar'a; ayrıca BT simülasyonları sırasında yardımcı olan Sayın Adeviye Can'a, Sayın Hülya Küçükakçe'ye ve onların nezdinde tüm Radyasyon Onkolojisi AD çalışanlarına, Alderson Rando fantomun konturlaması için yardımlarını esirgemeyen Sn. Ayşenur Elmalı'ya, Sn. Zehra Yıldız, Sn. Selenge Bedük Esen, Sn. Ecem Yiğit, Sn. Tuğçe Yılmaz ve onların nezdinde tüm Radyasyon Onkolojisi AD asistanlarına,

Gafkromik film ölçümleri ve analizleri sırasında bilimsel vizyonu ve tecrübesi ile desteğini hiçbir zaman esirgemeyen Sayın Saad Aldelaijan'a, gafkromik film ölçümleri için deneyimlerini aktaran Sayın Dr. Pablo Carrasco de Fez'e ve bili

msel görüşlerini paylaştıkları için Sayın Prof. Dr. Uwe Oelfke ve Sayın Dr. Nuria Jornet Sala'ya, tedavi planlarını yapma aşamasında karşılaşılan sorunları gidermekte yardımcı olan Sayın Francesco Pascoli'ye,

Tez boyunca desteğini esirgemeyen Sayın Selami Eken'e ve ölçümler sırasında yardımcı olan Sayın Mert Cananoğlu'na,

Sütyenin prototipinin hazırlanması sırasında hafta içi veya hafta sonu demeden her bir değişikliği şevkle yapan Sayın Melek Balçık'a ve ölçümler için kullanmak üzere meme silikonlarını veren Sayın Nihal Küçük Uludoğan'a, zırhın yapıştırılması aşamasında yardımcı olan HÜ Döşeme Atölyesi personeli Kasım Bey'e,

Tezim çalışmam boyunca gerek ölçümler gerekse yazım aşamalarında her daim yanımda olan sevgili kardeşim Yük. Elektrik Elektronik Mühendisi Gülsevin Kodaloğlu'na,

Hayatım boyunca her zaman yanımda olan çok sevgili aileme,

En içten duygularıyla teşekkür ederim.

ÖZET

Kodaloğlu, N., Radyoterapiye Bağlı İkincil Kanser Riskini Azaltmak Amacıyla Karşı Memeyi Alan Dışında Bıracık Sütyen ve Zırh Tasarımı. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Radyoterapi Fiziği Programı Doktora Tezi, Ankara, 2021. Bu çalışmada radyoterapi sırasında diğer memeyi hedef memeden uzaklaştıracak bir sütyen ile karşı memenin alabileceği dozu azaltacak birkaç farklı tasarımda zırh üretilmiştir. MCNP6 ile 2 MeV tek yönlü (10 cm x 10 cm) foton kaynağı kullanılarak 10 cm uzağına konumlandırılan baryum borat, sepyolit, boraks, bakır, serrobend, kurşun ve su için simülasyonlar yapılmıştır. Yarı değer (YDK)(2.74 cm) ve onda bir kalınlık (OBK) (7.34 cm) değerleri ile maliyet, ulaşılabilirlik, şekil verilebilirlik, erime sıcaklığı göz önünde bulundurulduğunda en iyi soğurucu malzemenin serrobend olduğuna karar verilmiştir. Zırhın etkinliğini incelemek için oluşturulan 30 cm x 30 cm'lik RW3 katı fantoma yönlendirilen 15 cm x 15 cm'lik 2 MeV enerjili foton demeti ile fantom yüzeyinde zırhsız ve 5 mm kalınlığında serrobend zırhlı simülasyonları yapıp yüzde derin doz (YDD) ve yatay doz profilleri karşılaştırılmıştır. Monte Carlo simülasyonlarında, zırhın 2 ve 5 cm derinliklerde %10-15 oranında doz azalttığı bulunmuşken yüzeyde ise build-up etkisinden dolayı %15 oranında doz arttırmıştır. Çalışmanın ikinci aşamasında ise bir sütyen ile bir zırh üretilmiştir. Sütyenin etkisinin incelenebilmesi için Alderson Rando Fantoma yerleştirilen silikon memelerin üzerinde sütyenli ve sütyensiz olarak çekilen BT görüntüleri ile RayStation VMAT tekniği ile sol meme ve periferik lenfatiklere 2 Gy fraksiyone dozdan toplam 50 Gy olacak şekilde planlama yapılmıştır. Sütyen ile yapılan planlamada karşı meme ortalama dozu sütyensiz planlamaya göre ortalama 20 cGy azalmıştır. Üretilen zırhların etkinliğini ölçmek için katı su fantomunun 0, 2, 5 cm derinliklerine (alanın üst kenarı, alanın ortası ve alanın alt kenarında olmak üzere) gafkromik filmler yerleştirilerek 6 MV, 15x15 cm² foton demeti ile zırhsız, 5 mm'lik zırhlı ve 7 mm'lik zırhlı ölçümler yapılmıştır. Katı fantom ölçümlerinde 5 mm ve 7 mm'lik zırhlar, alan içi dozu sırasıyla 2 cm ve 5 cm derinlikte yaklaşık olarak 200-220 cGy, 200 cGy, alan dışı dozu hedef alandan uzaklaştıkça 50 cGy'den 10 cGy'e kadar azaltmaktadır. Alderson Rando fantomda sağ ve sol memenin mediali, meme uçları, lateral kısımlarına gafkromik filmler yerleştirilip sütyensiz-zırhsız, sadece sütyenli (zırhsız) ve sağ memeye sütyen ile 5 mm'lik zırh yerleştirilerek ölçümler yapılmıştır. Sadece sütyen kullanıldığında ve sütyen ile zırh beraber kullanıldığında sırasıyla medialdeki film dozları, sadece sütyen ile ortalama 30 cGy (maksimum 70 cGy), sütyen+zırh ile 95 cGy; meme ucu dozları sütyen ile 5 cGy (maksimum 10 cGy), sütyen+zırh ile 35 cGy (maksimum 55 cGy); lateral film dozları sütyen ile ortalama 18 cGy (maksimum 25 cGy) sütyen+zırh ile 25 cGy (maksimum 30 cGy) azalmıştır. Alderson Rando fantom ölçümlerine göre karşı memeye gelen alan dışı doz sadece sütyen ile maksimum 70 cGy, sütyen ile zırh beraber kullanıldığında ise maksimum 95 cGy kadar azalmaktadır.

Anahtar Kelimeler: Monte Carlo simülasyonu, ikincil kanser, alan dışı doz, karşı meme, zırhlama, serrobend, sütyen, VMAT.

ABSTRACT

Kodaloğlu, N. Design Of A Bra And A Shield To Spare The Contralateral Breast To Reduce The Risk of Secondary Cancer Due To Radiotherapy. Hacettepe University, Graduate School of Health Sciences, Radiation Therapy Physics, Doctor of Philosophy Thesis, Ankara, 2021. In this study, a bra to remove the contralateral breast away from the target breast and different shield designs to reduce the contralateral breast dose were produced. Simulations were made with MCNP6 for barium borate, sepiolite, borax, copper, cerrobend, lead and water which were positioned 10 cm away from the 2 MeV mono-directional (10 cm x 10 cm) photon source. Cerrobend was the best absorbent material, considering cost, accessibility, formability and melting temperature with HVL (2.74 cm) and TVL (7.34 cm) values. Unshielded and 5 mm thick cerrobend shielded simulations were performed on the phantom surface with 15 cm x 15 cm, 2 MeV photon beams directed to a 30 cm x 30 cm RW3 solid phantom, and PDD and horizontal dose profiles were compared. In Monte Carlo (MC) simulations, it was found that the shield decreased the dose by 10-15% at 2 and 5 cm depths in the in-field area, while the dose increased by 15% due to the build-up effect on the surface. Secondly a bra and water drop shaped or square-shaped shields were produced. RayStation VMAT plans were made with CT images taken with and without bras on the silicone breasts placed on Alderson Rando Phantom and treatment plans were made delivering 50 Gy in 2 Gy fractions to the left breast and local lymphatics. The mean dose of the contralateral breast was reduced by approximately 20 cGy with the bra. Gafchromic films were placed in the 0, 2, 5 cm depths of the solid water phantom (upper edge of the field, in the middle of the field and the lower edge of the field) and with 6 MV, 15x15 cm² photon beams unshielded, 5 mm shielded and 7 mm shielded measurements were made. In solid phantom measurements, 5 mm and 7 mm shields reduced the in-field dose approximately 200-220 cGy, 200 cGy at 2 cm and 5 cm depth, respectively, and the out-of-field dose from 50 cGy to 10 cGy as it moves away from the target field. Then gafchromic films were placed on the medial, nipple, lateral parts of the right and left breasts on Alderson Rando phantom, and measurements were done without the bra and the shield, with only the bra (without shield) and with both bra and 5 mm shield on the right breast. When only bra was used or the bra+shield were used together, the film doses in the medial part of the contralateral breast decreased by on average of 30 cGy (maximum 70 cGy) with the bra and on average 95 cGy with bra+shield; nipple doses decreased by 5 cGy (maximum 10 cGy) with bra and 35 cGy (maximum 55 cGy) with bra+shield; lateral film doses decreased on average of 18 cGy (maximum 25 cGy) with bra and on average of 25 cGy (maximum 30 cGy) with bra+shield. According to Alderson Rando phantom measurements, the out-of-field dose to the contralateral breast decreased by a maximum of 70 cGy only with the bra, and a maximum of 95 cGy when the bra and shield were used together.

Key Words: Monte Carlo simulation, secondary cancer, out-of-field dose, contralateral breast, shielding, cerrobend, bra, VMAT.

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN SAYFASI	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xii
ŞEKİLLER	xiii
TABLolar	xvi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1 Alan Dışı Dozun Nedenleri	3
2.1.1. Tedavi Cihazının Kafasından Saçılan Radyasyon	3
2.1.2. Tedavi Cihazının Kafasından Sızan Radyasyon	3
2.1.3. Dokuda Saçılan Radyasyon	4
2.1.4. Linak Odasından Saçılan Radyasyon	4
2.2. Alan Dışı Dozu Etkileyen Etmenler	4
2.3. Alan Dışı Doz ve Kanser İlişkisi	5
2.4. Alan Dışı Doz ve Meme Kanseri İlişkisi	7
2.5. Alan Dışı Dozu Azaltma Yöntemleri	9
2.6. Bir Analiz Yöntemi: Monte Carlo	9
3. GEREÇ VE YÖNTEM	11
3.1. Araç- Gereç	11
3.1.1. ELEKTA Versa HD Lineer Hızlandırıcı ve Raystation Tedavi Planlama Sistemi	11
3.1.2. General Electric BrightSpeed Serisi Bilgisayarlı Tomografi Simülator	12
3.1.3. Gafkromik Film EBT3 Film	12
3.1.4. EPSON Marka Expression 10000 XL Model Tarayıcı	13
3.1.5. PTW RW3 Katı Su Fantomu ve Antropomorfik Rando Fantom	13

3.2. Yöntem	14
3.2.1. MCNP-X ile Zırh Malzemesinin Seçilmesi ve Tasarlanan Zırhın Etkinliğinin Simülasyonları	14
3.2.2. Sütyen ile Zırhın Tasarlanmaları ve Üretilmeleri	21
3.2.3. Alderson Rando Fantomda Sütyenin Etkisini İncelemek İçin Sütyensiz ve Sütyenli Olarak Yapılan Parsiyel Ark VMAT Planları	30
3.2.4. Katı Su Fantomlarında Zırhsız ve Farklı Zırhlarla Gafkromik Filmlerin Işınlanması	32
3.2.6. Alderson Rando Fantomda Parsiyel Ark VMAT Planlarının Zırhsız - Sütyensiz, Sadece Sütyenli ve Zırhlı - Sütyenli Olarak Gafkromik Film Işınlamaları	38
4. BULGULAR	42
4.1. MCNP6 ile Zırh Malzemesinin Seçilmesi ve Tasarlanan Zırhın Simülasyonlarının Sonuçları	42
4.1.1. Zırh Malzemesi Seçimi için Farklı Malzemelerin YDK ve OBK Değerlerinin Hesaplama Sonuçları	42
4.1.2. Doku Etkisini İncelemek İçin Zırh Malzemelerinin YDK ve OBK Değerlerinin Doku ile Beraber Hesaplama Sonuçları	43
4.2. Alderson Rando Fantomda Sütyensiz ve Sütyenli Parsiyel Ark VMAT Planlarının Analizlerinin Karşılaştırılması	47
4.3. Katı Su Fantomlarında Zırhsız ve Farklı Zırhlarla Gafkromik Filmlerin Işınlanmalarının Analizi	53
4.3.1. Katı Su Fantomlarında Zırhsız Olarak Gafkromik Filmlerin Işınlanmasının Analizi	53
4.3.2. Katı Su Fantomlarında 5 mm kalınlığındaki zırh ile Gafkromik Filmlerin Işınlanmasının Analizi	55
4.3.3. Katı Su Fantomlarında 7 mm Kalınlığındaki Zırh ile Gafkromik Filmlerin Işınlanmasının Analizi	57
4.3.4. Katı Su Fantomlarında Zırhsız, 5 mm ve 7 mm Kalınlığındaki Zırhlarla Işınlanan Olarak Gafkromik Filmlerin Analizlerinin Karşılaştırılması	58

4.4. Alderson Rando Fantomda Parsiyel Ark VMAT Planlarının Zırhsız - Sütüensiz, Sadece Sütüenli (Zırhsız) ve Zırhlı - Sütüenli Olarak Gafkromik Film Işınlamalarının Analizi	60
4.4.1. Alderson Rando Fantomda Parsiyel Ark VMAT Planlarının Zırhsız ve Sütüensiz Olarak Gafkromik Film Işınlamalarının Analizi	61
4.4.2. Alderson Rando Fantomda Parsiyel Ark VMAT Planlarının Sadece Sütüenli (Zırhsız) Olarak Gafkromik Film Işınlamalarının Analizi	62
4.4.3. Alderson Rando Fantomda Parsiyel Ark VMAT Planlarının Sütüenli ve Zırhlı Olarak Gafkromik Film Işınlamalarının Analizi	62
5. TARTIŞMA	66
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	76
7. KAYNAKLAR	78
8. EKLER	
EK-1: Alderson Rando Fantomda Parsiyel Ark VMAT Planlarının Yapılması (Sütüensiz Olarak Yapılan Parsiyel Ark VMAT Planı)	
EK-2: Alderson Rando Fantomda Parsiyel Ark VMAT Planlarının Analizi (Sütüensiz Parsiyel Ark VMAT Planının Analizi)	
EK-3: Alderson Rando Fantomda Parsiyel Ark VMAT Planlarının Zırhsız ve Zırhlı Olarak Gafkromik Film Işınlamaları	
EK-4: Katı Su Fantomlarında Zırhsız ve Farklı Zırhlarla Gafkromik Filmlerin Işınlanmalarının Analizi	
EK-5: Alderson Rando Fantomda Parsiyel Ark VMAT Planlarının Zırhsız ve Zırhlı Olarak Gafkromik Film Işınlamalarının Analizi	
EK-6: Alderson Rando Fantomda Parsiyel Ark VMAT Planlarının Zırhsız - Sütüensiz, Sadece Sütüenli (Zırhsız) ve Zırhlı - Sütüenli Olarak Gafkromik Film Işınlamalarının Analizi	
EK-7: Tez Çalışmasıyla İlgili Etik Kurul İzni	
EK-8: Tez Çalışması Orijinallik Raporu	
EK-9: Dijital Makbuz	
9. ÖZGEÇMİŞ	

SİMGELER VE KISALTMALAR

3BKRT	3 Boyutlu Konformal Radyoterapi
APMI	Akselere Parsiyel Meme Işınlaması
BT	Bilgisayarlı Tomografi
cGy	santigray
CTV	Klinik Tümör Hacmi
ÇYK	Çok Yapraklı Kolimatör
EGS	Electron Gamma Shower
FOM	Verim Ölçüsü (Figure of Merit)
KCM	Kaynak Cilt Mesafesi
LAR	Yaşamboyu vasıflanabilir risk (Lifetime Attributable Risk)
MC	Monte Carlo
MCNP	Monte Carlo N-Particle
MRG	Manyetik Rezonans Görüntüleme
MU	Monitor Unit
MV	Milyon Volt
OAR	Risk Altındaki Organ (Organ At Risk)
OBK	Onda Bir Kalınlık
PET	Pozitron Emisyon Tomografisi
PTV	Planlanan Hedef Hacim
SAD	Kaynak Eksen Mesafesi
SSD	(Source Skin Distance)
TMRT	Tüm Meme Radyoterapisi
TPS	Tedavi Planlama Sistemi
VMAT	Volüm Ayarlı Ark Terapi ya da Volüm Modüle Ark Terapi
YART	Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
YDD	Yüzde Derin Doz
YDK	Yarı Değer Kalınlığı

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
3.1. ELEKTA Versa HD Lineer hızlandırıcı.	12
3.2. EPSON Marka Expression 10000 XL Model tarayıcı.	13
3.3. Zırh malzemesi seçimi için YDK ve OBK değerlerinin hesaplamalarında kullanılan düzenek.	15
3.4. Doku etkisini incelemek için zırh malzemelerinin YDK ve OBK değerlerinin doku ile beraber hesaplamalarında kullanılan düzenek	18
3.5. Belirlenen zırhın etkinliğinin katı fantomda simülasyonu için kullanılan düzenek (zırhlı-solda, zırhsız-sağda).	19
3.6. Zırhsız RW3 katı fantomda parçacık takibi.	20
3.7. Zırhlı RW3 katı fantomda parçacık takibi.	20
3.8. Sütyenin ilk versiyonunun önden şematik görünüşü.	21
3.9. Sütyenin itme elemanı eklenmiş halinin bir görünüşü.	22
3.10. Sütyenin bir diğer versiyonunun itme elemanı eklenmiş halinin bir başka görünüşü.	22
3.11. Zırhların tutucuya tek tek dikilmiş halinin şematik görünüşü.	23
3.12. Karşı memeyi alan dışına itmek için tasarlanan sütyen prototipine eklenen lastik ile görünümü.	27
3.13. Üretilen sütyenin önden (solda) ve yandan (sağda) görünümü	27
3.14. Üretilen sütyenin Alderson Rando fantom üzerinde önden (solda) ve yandan (sağda) görünümü	28
3.15. Zırh üretimi için dökülen farklı şekillerde (solda çubuk, sağda kare, dikdörtgen, oval, daire, su damlası) serrobend parçalar	28
3.16. Su damlası ve çubuk şeklinde dökülen serrobend parçalar	28
3.17. Su damlası (sol) ve çubuk (sağ) şeklinde dökülen serrobend parçaların kumaşa dikilişi.	29
3.18. Sütyen prototipinin üzerine konulacak su damlası şeklinde zırhın karşıdan (sol) ve alttan (sağ) görünümü.	29
3.19. Yapıştırma yöntemi ile üretilen zırhın karşıdan (sol) ve alttan (sağ) görünümü.	29
3.20. Zırhların Alderson Rando fantom üzerinde görünümü.	30
3.21. Kare şeklinde üretilen zırh.	30
3.22. Parsiyel Ark VMAT tedavi planı.	31
3.23. Silikon Memelerin Sütyensiz (sol) ve Sütyenli (sağ) BT Çekimi için konumlandırılması.	31

3.24. Sütyensiz ve Sütyenli BT kesitlerinin füzyon görüntüsü.	32
3.25. Gafkromik Filmlerin Kalibrasyon için katı su fantomunda ışınlanmaları.	33
3.26. Gafkromik filmlerin katı su fantomunda ışınlanmaları için hazırlanmaları.	34
3.27. Gafromik filmlerin katı su fantomları arasına yerleştirilmesi ve ışınlanması.	34
3.28. Katı su fantomunda zırhsız olarak yapılan ölçümlerde gafkromik filmlerin yerleştirildikleri derinlikler ve pozisyonlarının şematik görüntüsü.	35
3.29. Gafkromik filmlerin taratılmaları.	35
3.30. Gafromik filmlerin 5 mm'lik zırh ile katı su fantomları arasına yerleştirilmesi ve ışınlanması.	36
3.31. Katı su fantomunda 5 mm'lik zırh ile yapılan ölçümlerde gafkromik filmlerin yerleştirildikleri derinlikler ve pozisyonlarının şematik görüntüsü.	37
3.32. Gafromik filmlerin 7mm'lik zırh ile katı su fantomları arasına yerleştirilmesi ve ışınlanması.	38
3.33. Gafromik filmlerin rando fantomdaki memelerin üzerine sütyensiz olarak yerleştirilmesi ve ışınlanması	39
3.34. Sütyenin Rando fantomdaki memelerin üzerine yerleştirilmesi.	40
3.35. Sütyenle Gafromik filmlerin rando fantomdaki memelerin üzerine yerleştirilmesi ve ışınlanması.	40
3.36. Zırhlı ve sütyenli olarak gafromik filmlerin Rando fantom ışınlamaları.	41
4.1. İletim şiddetinin kalınlık (cm) ile değişimi	43
4.2. Plakalardan sonra dokunun olduğu durum için geçirgenlik şiddetinin kalınlık (cm) ile değişimi.	44
4.3. Zırhsız fantomda YDD eğrisi.	45
4.4. Zırhsız fantomda doz profilleri.	46
4.5. Zırhlı fantomda doz profilleri.	46
4.6. Sütyenli parsiyel ark VMAT tedavi planının doz hacim histogramı.	50
4.7. Sütyensiz (sol) ve sütyenli (sağ) VMAT planlarında tüm meme ve mamma internanın PTV ve CTV'lerinin 4 Gy ve üzerinde doz alan kısımları için doz dağılımı.	52
4.8. Zırh olmadan 0 cm derinlikteki filmler, doz görüntüleri, doz profilleri.	53
4.9. Zırhsız olarak yapılan ölçümlerde filmlerin ROI'lere ayrılmasının şematik görüntüsü.	54
4.10. Zırh olmadan 0 cm derinlikte alanın üst kenarındaki film için ilgili ROI'lerin doz istatistikleri	54

4.11. 5mm'lik Zırh ile 0 cm derinlikteki filmler, doz görüntüleri, doz profilleri	55
4.12. Zırh ile yapılan ölçümlerde filmlerin ROI'lere ayrılmasının şematik görüntüsü	56
4.13. 5 mm'lik Zırh ile 0 cm derinlikte alanın üst kenarındaki film için ilgili ROI'lerin doz istatistikleri	56
4.14. 7 mm'lik Zırh ile 0 cm derinlikteki filmler, doz görüntüleri, doz profilleri	57
4.15. Sağ memede sütyen ve zırh olmadan yapılan ışınlamada sağ memenin iç tarafındaki 1 adet, sağ meme ucundaki 1 adet ve sağ memenin dış tarafındaki 1 adet olan filmler, doz görüntüleri ve doz profilleri	61
4.16. Sağ memede sadece sütyen (zırhsız) ile yapılan ışınlamada sağ memenin iç tarafındaki 1 adet, sağ meme ucundaki 1 adet ve sağ memenin dış tarafındaki 1 adet olan filmler, doz görüntüleri ve doz profilleri	62
4.17. Sağ memede sütyen ve zırh (5 mm) ile yapılan ışınlamada sağ memenin iç tarafındaki 1 adet, sağ meme ucundaki 1 adet ve sağ memenin dış tarafındaki 1 adet olan filmler, doz görüntüleri ve doz profilleri	63
4.18. Sağ memede sütyensiz ve zırhsız, sadece sütyenli (zırhsız) ve sütyenli-zırhlı (5 mm) olarak yapılan ışınlamalarda sağ memenin iç tarafındaki 1 adet, sağ meme ucundaki 1 adet ve sağ memenin dış tarafındaki 1 adet olan filmlerdeki doz değişimleri	63

TABLolar

Tablo	Sayfa
3.1. Zırhlama malzemelerinin özellikleri.	16
3.2. Kurşun ve serrobendin karşılaştırılması.	17
3.3. 6 MV foton enerjisi için gafkromik filmlerin ışınlandığı MU değerleri ve karşılık gelen dozlar	33
4.1. Değerlendirilen malzemelerin MC simülasyonlarına göre YDK ve OBK değerleri.	42
4.2. MC yöntemi ile YDK değerlerinin doku ile ve doku olmadan karşılaştırılması	43
4.3. Sütyenli ve sütyensiz planlardaki PTV'ler ve CTV'lerin CI ve HI değerleri.	48
4.4. Sütyenli ve sütyensiz planlardaki PTV'ler ve CTV'ler için doz hacim histogram parametreleri.	49
4.5. Sütyensiz ve sütyenli planlardaki OAR'ler için doz hacim histogram parametreleri.	51
4.6. Filmlerin doz değerleri ve standart sapmaları.	58

1. GİRİŞ

Meme kanserinde radyoterapi (RT) cerrahi ve sistemik tedavi yaklaşımları ile birlikte tedavinin vazgeçilmez bir parçasıdır. Erken evre meme kanserinde meme koruyucu cerrahi (MKC) sonrası RT hemen daima uygulanırken, mastektomi yapılan olgularda lokal-bölgesel rekürrens riskini arttıran prognostik faktörler varlığında cerrahiye adjuvan olarak uygulanmaktadır.

MKC sonrası tüm meme RT günümüzde halen standart yaklaşımdır. Mastektomi yapılan olgularda ise büyük tümör, cerrahi sınır pozitifliği ve/veya lenf nod metastazı varlığında adjuvant RT endikasyonu konulmaktadır. Bu hastalarda göğüs duvarı RT daima uygulanmakta, lenfatik metastazı olan olgularda ise sıklıkla supraklavikular fossa, aksilla ve internal mammary lenfatikleri de tedavi alanına dahil edilmektedir.

Radyoterapi geçmişte 2 boyutlu olarak yapılırken günümüzde gelişmiş teknoloji yardımı ile 3 boyutlu tedavi, yoğunluk ayarlı RT (YART) veya volumetrik ark tedavisi gibi gelişmiş tekniklerle hasta tedavisi yapılmaktadır. Yeni teknikler ile hedef hacimlerde homojen ve etkin doz dağılımı sağlanırken, çevre normal dokuları yüksek dozdan korumak mümkün olabilmektedir. Ancak bu yeni teknolojinin en önemli dezavantajı hedef dışı dokuların düşük doz banyosuna maruz kalmasıdır. Normal dokuların aldığı bu integral veya hedef dışı doz özellikle ikincil kanser riski oluşturması açısından önemlidir.

Meme radyasyona bağlı ikincil kanserler açısından oldukça duyarlı organlardan biridir. Radyasyona bağlı meme kanseri olasılığının, alınan dozla doğrusal olarak arttığı ve latent dönemin 10 yıl olarak olduğu gösterilmiştir. İkincil kanser riski özellikle genç hastalarda belirgindir. Rölatif risk 45 yaş altındaki kadınlarda 1.32 ile 1.59 arasında iken, 45 yaşın üstündeki kadınlarda ise 1.01 olarak bildirilmektedir (1).

Bu çalışmada meme kanseri radyoterapisinde karşı memenin aldığı dozu azaltmak amacı ile memeyi alan dışında tutmak ve saçılan radyasyondan memeyi

korumak hedeflenmiştir. Bu amaçla diğer memeyi uzaklaştıran sütyen tasarlanmıştır. Ek olarak alan dışı dozu azaltmak için esnek, farklı durumlarda da kullanılabilir, çok amaçlı ve toksik olmayan bir zırh üretilmiştir. Monte Carlo simülasyonları ile soğurma kabiliyeti açısından en iyi malzemeye karar verildikten sonra, radyoterapinin her bir fraksiyonunda kolayca yerleştirilebilen malzemenin şekillendirilmesi gerçekleştirilmiş, dozimetrik çalışmalar ve planlama ile bu iki aparatın doz dağılımı üzerine etkisine bakılmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Alan Dışı Dozun Nedenleri

Radyoterapinin temel amacı, tümör ve/veya tümör taşıma olasılığı olan dokuları etkin bir şekilde tedavi etmek ve lokal-bölgesel kontrolü sağlamaktır. Ancak tedavi sırasında hedef hacim/hacimler dışı vücut yapıları da doz almaktadır. Çevre normal doku ve organların aldığı bu istenmeyen dozlar dozun miktarına göre organ yetmezliğinden ikincil kanserlere dek pek çok istenmeyen yan etkiye neden olabilmektedir. Tedavide amaç tümörde etkin doza çıkarken çevre normal dokuları maksimum korumaktır.

RT de iki grup hedef dışı doz tanımlanmıştır: başlıca demet giriş ve çıkış dozlarının yarattığı hedef hacme bir faydası olmayan "alan içi hedef dışı doz" ve hem birincil alan kenarı hem de PTV'nin dışında olan "alan dışı hedef dışı doz"dur. Teropötik faydası olmayan bu dozlar en aza indirilmelidir (2).

Bu istenmeyen alan dışı-hedef dışı dozun 4 ana kaynağı vardır:

2.1.1. Tedavi Cihazının Kafasından Saçılan Radyasyon

Aynı zamanda *kolimatör saçılımı* olarak da adlandırılabilen bu radyasyon, hedeften, bloklar ve çok yapraklı kolimatör gibi kolimatörler ile blok tepsiler, fiziksel kamalar, spoiler vb. ek fiziksel araçlardan saçılan radyasyondur. Saçılan radyasyonun enerji spektrumu asıl demetten daha yumuşaktır ve MU değerine bağlıdır.

2.1.2. Tedavi Cihazının Kafasından Sızan Radyasyon

Aynı zamanda *kafa sızıntısı* olarak da adlandırılabilen bu radyasyon, akselerator kafa zırhlamasından sızan ve tedavi alanının dışında hastaya çarpan radyasyondur. Sızıntı radyasyonunun spektrumu ve karakteristiği birincil demet ile

aynıdır. Ancak, tedavi cihazının zırhlama bileşenleri tarafından soğurulma neticesinde cihaz kafasından sızan radyasyon miktarı çok düşüktür. Kolimatör saçılımına benzer şekilde, kafa sızıntısı MU değerine bağlıdır.

Tedavi edilen hacme yakın bölgelerdeki istenmeyen ana radyasyon kaynağı hasta vücudundan saçılan radyasyon iken, alan kenarından 20 cm'den daha uzak mesafelerdeki ana radyasyon kaynağı kafa sızıntısıdır. Kriterler alan kenarından 20 cm uzaklık olarak tanımlanmasına rağmen, kesin mesafe, demet modülasyonu, demetin enerjisi ve tedavi alanı parametrelerine bağlı olarak değişebilir (3).

2.1.3. Dokuda Saçılan Radyasyon

Bu bileşen, radyasyon demeti hastaya girdiğinde hedef alanın dışında üretilen istenmeyen radyasyondur. Bu bileşen çoğunlukla Compton etkileşiminin saçılan fotonundan ve az da olsa Bremsstrahlung katkılarından kaynaklanmaktadır. Enerji spektrumu iletilen demetten daha yumuşaktır. Hasta vücudu içinde saçılan doz, hedef hacme verilen doza ve hedef boyutuna bağlı olup küçük hedeflerde etkisi çok daha azdır. Çalışmalarda Varian linear akseleratörde 6-MV foton demeti için maksimum derinlikteki ortalama enerji (d_{maks}) 1.6 MeV, tedavi alanının dışındaki ilgili ortalama enerji 0.2 ile 0.6 MeV arasında gösterilmiştir (4,5).

2.1.4. Linak Odasından Saçılan Radyasyon

Bu bileşen, tedavi alanından uzakta hastaya çarpan ve tedavi odası içindeki malzemelerden saçılan radyasyondur. Yukarıda tartışılan diğer saçılan radyasyonlar kadar önemli değildir.

2.2. Alan Dışı Dozu Etkileyen Etmenler

Alan kenarından uzaklık, tedavi alanının dışındaki toplam dozu etkileyen en önemli faktörlerden biridir. Tedavi alanının dışındaki radyasyon dozu, alan kenarından olan uzaklık ile ekspanansiyel olarak azalmaktadır. Ancak, YART veya VMAT teknikleri ile yapılan tedaviler için doz tedavi planı özelliklerine veya MU

değerlerine bağlıdır (6,7). MU arttıkça kafa sızıntısı ve kolimatör saçılması artar ve bu katkı tedavi alanından uzakta daha etkili olur (8,9).

Alan dışı dozu artıran bir diğer önemli faktör alan büyüklüğüdür. Büyük alanlarda doku içi saçılım fazladır. Alan kenarında doku içi saçılım etkin iken, alan kenarından uzaklaştıkça kafa sızıntısından gelen doz baskın hale gelir. (6).

Farklı linakların kafa zırhlama tasarımlarındaki farklılıklar, alan dışı dozu az da olsa etkilemektedir (10). Alan dışı doz, linak kafasından saçılan elektronlar nedeniyle yüzeyde 2-5 kat fazladır. Yüzeyden $d(\text{maks})$ 'a kadar derinlik ile orantılı olarak azalır ve $d(\text{maks})$ 'tan sonra sabit kalır. (11,12).

Hedef dışı dozlar üç farklı doz seviyesine ayrılabilir: yüksek dozlar, orta seviye dozlar, düşük dozlar. Yüksek dozlar, 30 Gy veya reçetelendirilmiş dozun %50' sinden daha yüksek dozlar olarak tanımlanırken orta seviye dozlar, 3 ila 30 Gy veya reçetelendirilmiş dozun % 5 ila % 50'si arasındaki dozlar olarak belirlenmiştir. Düşük dozlar, 3 Gy'den veya reçetelendirilmiş dozun %5' inden daha küçük dozlar olarak tarif edilmektedir.

2.3. Alan Dışı Doz ve Kanseri İlişkisi

İyonizan radyasyon ve kanser ilişkisi uzun süreden beri bilinmektedir. (13,14,15,16,17). Radyasyona bağlı ikincil kanser riski özellikle genç hastalar için risk teşkil etmekte ve meme tiroid dokusu ile birlikte en duyarlı organlardan sayılmaktadır (18,19). Lenfoma tanısı ile Mantle ışınlaması yapılan 30 yaşından küçük hastalarda meme kanseri riskinin en az 10 kat arttığı gösterilmiştir (20).

Diallo ve ark. (7) çalışmasına göre ikincil kanserler, %12 oranla tedavi edilen hacimde, %66 oranla tedavi edilen hacmin çevresindeki ilk 5 cm'de ve %22 oranla alan dışı (> 5 cm uzakta) bölgede ortaya çıkmaktadır. Radyasyona bağlı tiroid ve meme kanserleri 100 mGy gibi düşük dozlarda görülebilirken yetişkinlerde tütün ürünlerinin de etkileri ile beraber 500 mGy dozlarında ikincil akciğer kanserleri bildirilmiştir (21).

Geleneksel süpin pozisyonda RT tedavileri, karşı meme dozunda orta hattan itibaren 4cm'den 12 cm'e kadar olan bölgede terapötik dozun %4'ten % 10'una kadar artışa sebep olmaktadır (22). Boice ve ark. 45 yaşın altında RT uygulanan kadın hastalarda karşı meme kanseri geliştirme riskinin daha fazla olduğunu bulmuşlardır. Bu yaş grubunda rölatif risk 1.32 ile 1.59 arasında değişirken, risk 45 yaşın üstündeki kadınlarda ise 1.01 olarak bildirilmektedir (1).

Athar ve ark. (23) yaptıkları çalışmada 9 aylık, 4, 8, 11, 14 yaşında çocuk hastalar ile 1 erişkin hasta için 6 MV YART ve proton terapide saçılan ve ikincil alan dışı radyasyondan kaynaklanan organ spesifik yaşam boyu vasıflanabilir risk (LAR) değerlerini hesaplamak amacıyla kranium ve spinal tedavi alanlarını karşılaştırmışlardır. Dört yaşında bir hastada 6 cm çapında bir beyin lezyonu için tiroid LAR değerleri sırasıyla proton tedavisi ve YART'ta %1.1 ile %0.3 bulunurken alan kenarından 25 cm uzaktaki mesane için bulunan LAR değerleri sırasıyla YART ve proton tedavilerinde %0.2 ile %0.02 bulunmuştur. Alan dışı riskler açısından, primer alana yakın bölgelerde YART proton tedavisine göre avantaj sağlarken primer alandan uzaklaşırken proton tedavisi avantaj sağlamaktadır.

EURATOM tarafından finanse edilen 2 yıllık ALLEGRO projesinin amacı (24), YART, VMAT, aktif ve pasif saçılan proton ve iyon demet tabanlı tedaviler gibi yeni tedavi tekniklerinin toplam dozu ve hastaya etkilerini komplikasyon olasılığı ve ikincil tümör oluşumu bakımından incelemektir. Bu proje kapsamında Van den Heuvel ve ark. tüm vücut dozunu ölçmüş ve bu değerleri TPS verileri ile karşılaştırmışlardır. Açık alan, YART ve VMAT tekniklerini içeren araştırmada gafkromik filmler ile ölçtükleri dozları, TPS verileri ve Peridose isimli tüm vücut dozunu hesaplama sistemi verileri ile karşılaştırmışlardır. Yapılan gafkromik film ölçümleri Alderson Rando fantomda TLD kullanılarak teyit edilmiş, bu ölçümlere nötron dozları da eklenerek nötron doz katkısının da fazla olduğu bulunmuştur. Her üç teknik için tedavi alanının dışındaki doz reçetelendirilmiş dozun %1'i olarak bulunmuştur. Merkezi düzlemden 20 cm uzağa gidildiğinde bu dozda artış olmakta, bu artış en fazla YART'ta görülürken VMAT'ta kısmen daha az, açık alanda ise neredeyse hiç görülmemektedir. TPS'ler tek alanlı planlamalarda alan dışı dozu hesaplamakta iyi olmakta beraber kompleks tekniklerde gerçekte olandan daha az

doz hesaplamakta, 20cm'den daha uzak mesafelerde hiç doz göstermemektedirler. Peridose ise klasik tedavilerdeki alan dışı dozu iyi hesaplamakta ancak; YART tedavilerinde %60-80 oranında dozu daha fazla göstermektedir. Bu çalışmada kompleks tedaviler için tüm vücut dozu tüm tedavi için 100 mGy ve daha fazla olarak bulunmuştur. Nötron katkısı ise birkaç mSv düzeyindedir ve 10 MV'den 18 MV'ye geçişte daha da artmaktadır.

Ghareeb ve ark. (25) pediatrik antropomorfik fantomda 3B-KRT planı ile masa rotasyonunun eklenip eklenmediği durumlar için TPS ve gafkromik film ölçümlerini karşılaştırmışlar ve özellikle kraniokaudal yöndeki demetin vücuttan çıktığı yerlerdeki alan dışı dozlarda çok büyük fark bulmuşlardır. Daha sonra gantri açısının bu saçılan doza etkilerini incelediklerinde $0^0 - 85^0$ açıları arasında %5 artışa neden olduğunu göstermişlerdir.

2.4. Alan Dışı Doz ve Meme Kanseri İlişkisi

2018 yılı GLOBOCAN verilerine göre dünya genelinde 18 milyonu aşkın yeni kanser vakası ve 2 milyonu aşkın yeni meme kanseri vakası bildirilmiştir (26). Meme kanserli olgularda yüksek sağkalım oranları nedeniyle tedaviye bağlı özellikle geç komplikasyon riskinin minimumda tutulması önemlidir. Günümüzde RT teknolojisindeki gelişmelere paralel olarak çevre normal dokuların korunması geçmiş yıllara göre daha kolaydır. Yeni teknolojik özellikler, çevre normal dokularda istenmeyen yüksek doz alanlarını önemli ölçüde azaltırken, düşük doz bölgelerinde artışa neden olmaktadır. Bu düşük doz banyosu ikincil kanserler açısından risk teşkil etmektedir. Primer meme kanseri teşhisi konmuş hastaların karşı meme kanseri geliştirme riski, genel popülasyonda birincil meme kanseri geliştirme riskine göre 2-6 kat fazla olarak bildirilmektedir (27).

Standart tanjansiyel teknikte karşı meme ortalama 200 cGy ile 600 cGy arasında doz almaktadır (28). Bir çalışmada en optimal tedavi tekniği seçildiğinde bile medial tanjansiyel tedavi alanının 5 cm dışında cilt dozlarının tedavi edilen meme için reçetelendirilen dozun %8 - %15'i arasında değişmekte olduğu

gösterilmiş, az sayıda hastada ise %36'ya kadar varan yüksek dozlar raporlanmıştır (29).

Stovall ve ark. yaptıkları büyük bir çok merkezli vaka kontrol çalışmasında 40 yaş altı kadınlarda karşı memenin spesifik bir kadranının 100 cGy'den fazla doz almasının karşı meme kanseri riskini ışınlanmayan kadınlara göre 2.5 kat arttırdığını bulmuşlardır (19). Meme radyoterapisinde tanjansiyel alanlar kullanılmışsa lateral tanjansiyel alandan gelen katkı doku içi saçılan doz şeklinde olduğundan azaltılması zordur. Medial tanjansiyel demetten gelen katkı ise lateral demetten kaynaklanan dozun 3 ile 5 katıdır. Medial ve supraklavikular alanlardan gelen katkı ise kollimatör ve ilgili aksesuarlarından kaynaklanmaktadır (30).

Saçılan dozun kama filtre açısı, kama filtre büyüklüğü, kaynak cilt mesafesinin azalması, karşı memenin geometrik demet kenarına yakın olması ile arttığı bilinmektedir. Özellikle büyük memeli hastalarda çoğunlukla daha büyük kama filtre ve daha yüksek enerjili demetler kullanılması nedeni ile karşı meme dozunun da arttığı gösterilmiştir (31). Fraas ve ark. 1985 yılında yaptıkları bir çalışmada karşı meme dozunun etkin bir şekilde azaltılması için kalın kurşun levhalar kullanmışlar, 2.5 cm'lik kurşun levhanın diğer memenin derin dokusunun aldığı dozu 3'te 1 oranında azalttığını ancak kullanım pratikliği anlamında problem çıkabileceğini vurgulamışlardır (31). Donovan ve ark. (32) erken evre meme kanserli hastalarda MKC sonrasında standart ve kompleks eksternal demet radyoterapilerinin organa spesifik kanser insidanslarına etkisini incelemek için yaptıkları çalışmada tüm meme radyoterapisi (TMRT), akselere parsiyel meme ışınlaması (APMI), simultane integre boost (SIB) gibi farklı tedavi yöntemleri karşılaştırılmıştır. Alderson Rando fantom ile yapılan çalışmada beyin, tükrük bezleri, tiroid, karşı meme, sağ ve sol akciğerler, özofagus, mide, karaciğer, kolon ve mesane risk altındaki organlar (OAR) olarak tanımlanmış ve aldıkları dozlar TLD ile ölçülmüştür. Daha sonra İyonlaştırıcı Radyasyonun Biyolojik Etkileri VII (BEIR VII) modeli, ölçülen organ dozlarına uygulanarak 35 ile 80 yaş aralığı için LAR hesaplanmıştır. Kompleks SIB tedavilerinin genç hastalar ile yüksek rekürrens riski olan hastalarda standart TMRT'ye göre 5 yıllık lokal rekürrens riskini 1/3 oranında azaltmasına rağmen akciğerlerde sekonder kanser riskini arttırdığı gösterilmiştir. Bu çalışmada karşı

meme için doz sınırları belirlenen değerleri aşmazsa kompleks tedavilerin LAR'ı arttırmadığı gösterilmiş; ancak klinikte yaşa özgü olarak farklı karşı meme dozu sınırı uygulanma gerektiği vurgulanmıştır. APBI tedavisinde ise rekürrens riski düşük olan hastalarda, karşı meme ikincil kanser riskinin TMRT tekniklerinden daha düşük olduğu gösterilmiştir. Ancak bu çalışmada LAR değerleri hesaplanırken fraksiyon dozu yerine toplam doz üzerinden hesap yapılmıştır. Bu nedenle akselere ve SIB tekniklerindeki toplam dozdaki azalmanın etkisi, OAR riskini gerçekte olabileceğinden daha az gösterebileceği unutulmamalıdır.

2.5. Alan Dışı Dozu Azaltma Yöntemleri

Kollimatör açısını değiştirerek hedef dışı dokuları alan dışında bırakmak, mümkünse FFF modunda ışınlama yapmak, cihaza göre değişmekle birlikte kranio kaudal yönde tedavi alanının X büyüklüğünü kontrol etmek, kama filtre, blok kullanımını minimumda tutmak veya kama filtre açılarını olabildiğince küçük kullanmak, optimal MLC dizilimi ve kolimatör oryantasyonunu sağlamak, uygun tedavi modalitesi ve enerji seçimi, nonkoplanar demet seçimi, hasta zırhlaması alan dışı dozu azaltmak için önerilen uygulamalardır (33).

Bu amaçla radyoterapi sırasında kullanılmak üzere birçok zırhlama düzeneği üretilmiştir (6, 31, 34, 35, 36, 29). Ancak alan dışı dozun etkin şekilde azaltılması için zırh kalınlıklarının arttırılması gerekmektedir; bu durum ise zırhların kullanım kolaylığını azaltmakta ya da ağır zırhların taşınması için ek masa veya düzenekler üretilmesine gerek duyulmaktadır..

2.6. Bir Analiz Yöntemi: Monte Carlo

Monte Carlo (MC) yöntemi, radyasyon dozimetresi problemleri dahil olmak üzere fiziksel ve matematiksel problemleri çözmek için yaygın olarak kullanılabilen bir yöntemdir. Karmaşık geometri problemleri çözmede ve analitik yaklaşımın ilgili problemi çözemediği ve nümerik şemaların işe yaramadığı durumlarda güçlüdür. MC yöntemi, problem değişkenleri için örnek değerler elde etmek amacıyla kullanılan

rasgele sayı üretimine dayanan nümerik bir analiz tekniğidir. MC'de kullanılan hesaplama yöntemi aslında bir simülasyon / modellemedir.

MC tekniği, parçacıkların madde içindeki davranışını simüle eden bir bilgisayar programıdır. Bu teknik, parçacıkların her bir etkileşiminin olasılık dağılımlarını hesaplamak için temel fizik kurallarını kullanır. Simüle edilen parçacık sayısı ne kadar yüksek olursa, hesaplanan dağılımlar o kadar doğru olur. Bununla birlikte, simüle edilmiş parçacıklardaki artış, hesaplama süresinin de önemli ölçüde artacağı anlamına gelir.

Radyasyon iletim simülasyonlarında, çeşitli MC kodları kullanılmaktadır; bu kodların arasında en iyi bilinenleri: Electron Gamma Shower (EGS), ETRAN / ITS, Monte Carlo N-Particle (MCNP), Penelope ve PEREGRINE'dir.

En çok kullanılan kod olan MCNP, birleştirilmiş foton-elektron transportu gerçekleştirebilir. Kod, nötron yakalama terapisi, YART tedavileri, VMAT tedavileri, doz dağılımları, BT simülasyonları, brakiterapi, nükleer tıp cihazlarının dedektör özelliklerini belirleme gibi medikal fizik uygulamalarını simüle edebilir. Ayrıca RT, radyoloji, nükleer tıp odalarının zırhlama hesapları da bu kodla yapılabilir. Foton ve elektron transport aralığı 1 keV ile 100 MeV arasındadır. Karakteristik X-ışınları ve Auger kaskadları gibi düşük enerji fiziği de modellenilebilir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Araç- Gereç

3.1.1. ELEKTA Versa HD Linear Hızlandırıcı ve Raystation Tedavi Planlama Sistemi

Elekta Versa HD lineer hızlandırıcı cihazı, 6,10, 15 MV ve 6 MV FFF foton enerjileri üretebilmektedir (Şekil 3.1). SSD = 100 cm'de minimum alan boyutu 0.5x0.5 cm² ve maksimum alan boyutu 40x40 cm²'dir (37).

Lineer hızlandırıcının çok yapraklı kolimatör sistemi, 80 çift olmak üzere toplam 160 yapraktan oluşmaktadır. Yaprakların kalınlığı izomerkezde 5 mm'dir ve yaprakların hareket hızı 6.5 cm/sn'ye kadar ulaşabilmektedir. Görüntü kılavuzluğunda radyoterapi yapmak amacıyla X-ışını Hacim Görüntüleme (X-ray Volume Imaging-XVI) sistemi kullanılmaktadır. Bu cihaz ile YART ve VMAT tedavileri ve iViewDose QA sistemi ile de bu tedavilerin kalite kontrolleri yapılabilmektedir.

Raystation 8, kliniğimizdeki Elekta Versa HD cihazlarında kullanılan tedavi planlama sistemidir. Bilgisayarlı Tomografi (BT), Manyetik rezonans görüntüleme (MRG), Pozitron Emisyon tomografi (PET) görüntülerini DICOM formatında alarak tedavi planlarının yapılmasını sağlar. Raystation 8 TPS, konvansiyonel RT planlarının yanı sıra YART ve VMAT tekniklerinin de uygulanmasını sağlamaktadır (38).



Şekil 3.1. ELEKTA Versa HD Lineer hızlandırıcı.

3.1.2. General Electric BrightSpeed Serisi Bilgisayarlı Tomografi Simülatör

BrightSpeed; aynı anda 16 sıra tarama verisi toplayabilen, çok kesitli bir BT cihazıdır. Gantri dönüş hızı yüksektir ve 3600'yi 0.5, 0.6, 0.7, 0.8, 0.9, 1, 2, 3, 4 sn'de tamamlayabilmektedir. Tüm vücut için 0.625, 1.25, 2.5, 3.75, 5, 7.5, 10 mm kalınlıklarında görüntü alabilmektedir. 53.2 kW'lık jeneratörü bulunan cihaz jeneratörünün voltaj opsiyonları 80, 100, 120, 140 kV şekilde ve akım opsiyonları ise 5 mA'şar artacak şekilde 10'dan 440 mA'ya kadardır. Elde edilen BT görüntüleri DICOM formatında istenilen TPS'e aktarılmaktadır (39).

3.1.3. Gafkromik Film EBT3 Film

Gafkromik EBT-3 dozimetre filmleri iyonize radyasyonun neden olduğu absorbe dozu ölçmek için tasarlanmıştır. Özellikle yüksek enerjiler için geliştirilmekle beraber doz aralığı 0.2 ile 10 Gy arasındadır. 8"x10" boyutunda olup 25 °C'nin altında saklanmalıdır. Oda ışığında kullanılması için tasarlanmış olup, güneş ışığına maruz bırakılmamalı ve 50 °C'nin üzerinde sıcaklıkta bulundurulmamalıdır. 125 µm'lik iki matte-polyester tabakanın arasında 28 µm'lik aktif bir tabakadan oluşmaktadır (40).

3.1.4. EPSON Marka Expression 10000 XL Model Tarayıcı

Gafkromik filmlerin taratılması için kullanılan bu cihaz A3 grafik tarayıcıdır (Şekil 3.2). Tarama çözünürlüğü 2400 DPI x 4800 DPI'dir. Işık kaynağı olarak Xenon floresan lamba kullanmaktadır. Optik yoğunluğu 3.8 Dmax'tır (41).



Şekil 3.2. EPSON Marka Expression 10000 XL Model tarayıcı.

3.1.5. PTW RW3 Katı Su Fantomu ve Antropomorfik Rando Fantom

Radyoterapide yapılan ölçümlerin çoğu su referans alınarak yapılmaktadır ve dolayısıyla su eşdeğeri maddelerin kullanımı oldukça fazladır. Su eşdeğeri katı fantom da bunlara örneklerden biridir. MU kalibrasyonu ve kalite temini ile kalite kontrol ölçümleri için katı su fantomu kullanılmaktadır. Co-60 enerjisinden 25 MV fotona ve elektronlarda 4 MeV'den 25 MeV'e kadar olan enerji aralığında su eşdeğeridir. 1, 2, 5, 10 mm kalınlıklarında ve 30x30 cm² boyutundadır. Elektron yoğunluğu 3.43×10^{23} e/cm³ ve yoğunluğu 1.045 g/cm³'tür (42).

Tez çalışmasında kullanılan Alderson Rando Fantom, 175 cm boyunda ve 73.5 kg ağırlığında bir erkek modellenerek üretilmiştir ve 30 yılı aşkın süredir ölçümler için kullanılmaktadır. 2.5 cm kalınlıklarında 32 yatay kesiti bulunmaktadır ve her bir kesitte TLD yerleştirmek için delikler bulunmaktadır. Kemikler insan kemikleridir, yumuşak doku sertleştirilmiş sentetik bir made (yoğunluğu 0.985 +/- % 1.25 g/cm³) ve akciğerler sentetik köpükten (yoğunluğu 0.33 g/cm³) oluşturulmuştur (43).

3.2. Yöntem

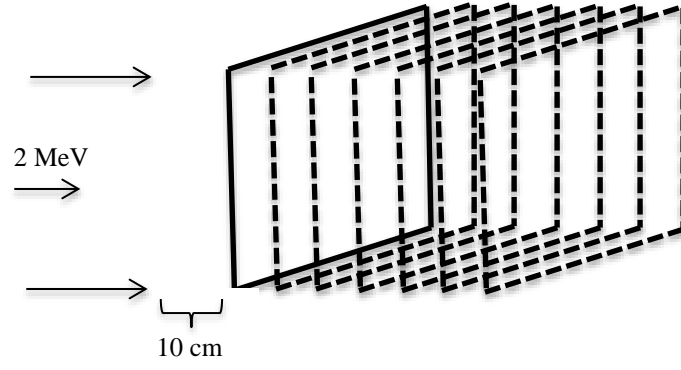
3.2.1. MCNP-X ile Zırh Malzemesinin Seçilmesi ve Tasarlanan Zırhın Etkinliğinin Simülasyonları

Çalışmada zırh maddesinin seçimi ve etkinliğinin simülasyonları MC yöntemi kullanılarak yapılmıştır. Bu amaçla MCNP6 programı kullanılmıştır (44).

Zırh Malzemesi Seçimi için Farklı Malzemelerin Yarı değer (YDK) ve Onda bir Kalınlık (OBK) Değerlerinin Hesaplanması

Bu çalışmada zırhlamada seçilecek malzemelerin etkinliğini ayırt etmek ve yeni bir malzeme geliştirmek için bir grup malzeme MC simülasyonları ile analiz edilmiştir. Bu amaçla baryum borat, sepyolit, boraks, bakır, cerrobend (Lipowitz Metal, Wood's metal), kurşun ve su analiz edilmiştir. Doz soğurmasını karşılaştırmak için referans materyal olarak su ve kurşun ilave edilmiştir. Tablo 3.1'de görülen bu malzemelerin yoğunlukları ve ağırlık oranları, Pasifik Kuzeybatı Ulusal Laboratuvarı Radyasyon Transport Modellemesi için Malzeme Bileşimi Verilerinin Özeti'nden (Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling of Pacific Northwest National Laboratory) (45) alınmıştır.

Meme RT'sinde sıklıkla 6 MV foton enerjisi kullanıldığı için bu çalışmada MC simülasyonları 2 MeV tek yönlü (10 cm x10 cm) foton kaynağı ile yapılmıştır. Zırhlama malzemeleri havadan oluşmuş olan bir silindir ile çevrelenmiştir. Yarı değer kalınlığı ve onda bir kalınlık hesaplayabilmek için malzemelerin kalınlıkları öz kütlelerine bağlı olarak arttırılmıştır. Malzemeler kaynaktan 10 cm uzağa ve kaynağa dik olarak yerleştirilmiştir (Şekil 3.3). Malzemelerin YDK arasında büyük farklar olduğu için kalınlık arttırmaları ilgili malzemenin özkütlesi ile orantılı olarak yapılmıştır. Bu sebeple bir komut dizisi yazılmıştır.



Şekil 3.3. Zırh malzemesi seçimi için YDK ve OBK değerlerinin hesaplamalarında kullanılan düzenek.

Bir noktadaki foton akısı, yüzeyden geçen akım/şiddet ve bir hücrede depolanan ortalama enerji gibi gerekli bilgiler çetele kartları tarafından elde edilmiştir. 10^6 parçacıklı simülasyonların foton akısı için F2 çeteleleri kullanılmıştır ve maksimum hesaplama belirsizliği 0.003 olmuştur. Fizik kartları, foton ve elektronların malzemelerle etkileşimleri için etkinleştirilmiştir.

Tablo 3.1. Zırhlama malzemelerinin özellikleri.

	Özkütle (g/cm ³)	ZAİD Numarası*	Ağırlık Oranı
Sepiyolit	2,14	1001	0,021782
		8016	0,568029
		12000	0,150070
		14000	0,260119
Bakır	8,96	29000	1
Boraks	1,73	1000	0,052859
		5000	0,113391
		8000	0,713187
		11000	0,120563
Baryum Borat	3,85	5000	0,09050
		8016	0,61991
		56000	0,28959
Su	1	1001	0,1119
		8016	0,8881
Kurşun	11,35	82204	0,014
		82206	0,241
		82207	0,221
		82208	0,524
Serrobend	9,665	83209	0,5
		82204	0,004452
		82206	0,076638
		82207	0,070278
		82208	0,166632
		50112	0,001765
		50114	0,001183
		50115	0,000619
		50116	0,026463
		50117	0,023978
		50118	0,044080
		50119	0,015616
		50120	0,059314
		50122	0,008427
50124	0,010538		
Hava	0,001205	6000	0,000124
		7014	0,755268
		8016	0,0231781
		18000	0,012827
Meme Dokusu	1,02	1000	0,106
		6000	0,332
		7000	0,030
		8000	0,527
		11000	0,001
		15000	0,001
		16000	0,002
		17000	0,001
RW3 Katı Fantom	1,045	1000	0,0759
		6000	0,9041
		8000	0,008
		22000	0,012

*İzotopun Z AID numarası (Z AID I D e n t i f i c a t i o n), Z Z Z A A A olmak üzere 6 basamaktan oluşur. Z'ler atom sayısı, A'lar ise atom kütle numarasını simgelemektedir.

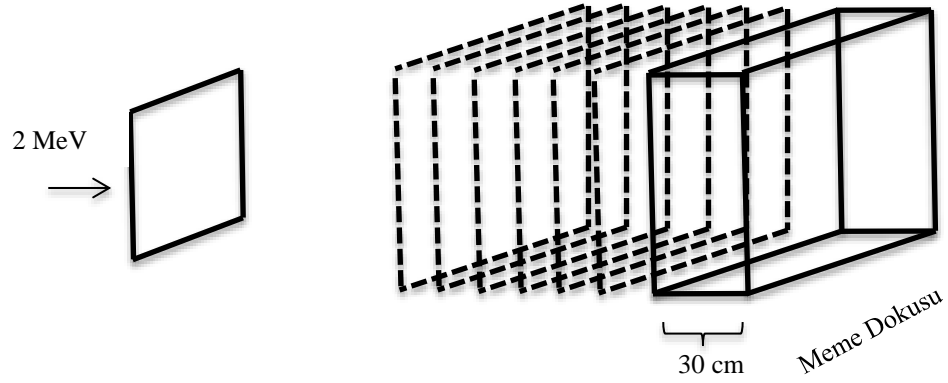
Bu çalışmanın başlangıcında ortaya çıkan fikir, yeni bir kompozit malzeme geliştirmek veya büyük atom numaralı bir malzemeyi epoksi gibi bir 'tutkal' görevi göreceği bir malzeme ile karıştırmak olmasına rağmen, MC simülasyonlarının YDK ve OBK değerlerinden kurşun ve serrobendin radyasyon soğurması açısından en iyi seçenekler olduğu ortaya çıkmıştır. Bu nedenle Tablo 3.2'de (46) verilen kurşun ve serrobendin özellikleri, erime noktası, şekillendirme, tekrar kullanılabilirlik vb. açısından karşılaştırılmıştır. Literatürde meme kanserli, çocuk veya hamile hastalar için üretilen zırhların hastaya özgü olduğu ve sadece bir kez kullanılması gerektiği vurgulanmaktadır. Bu çalışmada vücuttaki herhangi bir bölge ve herhangi bir hasta için kullanılacak çok amaçlı esnek bir zırh üretilmesi amaçlanmıştır. Serrobendin kolay şekillendirilebilirlik ve erişilebilirlik gibi daha üstün olan özellikleri, kurşun ile karşılaştırıldığında seçilme nedenlerindedir.

Tablo 3.2. Kurşun ve serrobendin karşılaştırılması.

	Kurşun	Serrobend
Elementler	Pb	Bi (50%), Pb (26,7%), Sn (13,3%), Cd (10%)
Erime Noktası (⁰ C)	327,5	73
Atom Numarası	82	
Özkütle (g/cm³)	11,35	9,665

Doku Etkisini İncelemek İçin Zırh Malzemelerinin YDK ve OBK Değerlerinin Doku ile Beraber Hesaplanması

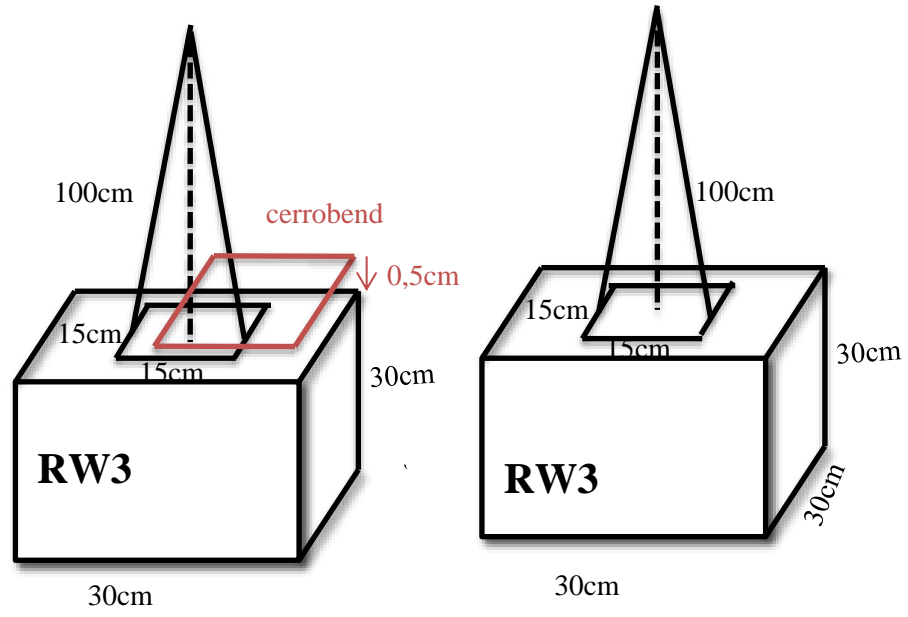
Otuz cm doku (meme) ilavesinin yalın YDK / OBK değerleri üzerindeki etkisini incelemek için benzer simülasyonlar yapılmıştır. Doku, zırhlama malzemelerinin hemen arkasına yerleştirilmiştir (Şekil 3.4). 2 MeV tek yönlü (10 cm x10 cm) foton kaynağı simülasyonu yapılacak malzemelere yönlendirilmiştir. Malzemeler kaynaktan 10 cm uzağa ve kaynağa dik olarak yerleştirilmiştir. YDK ve OBK hesaplayabilmek için malzemelerin kalınlıkları öz kütlelerine bağlı olarak artırılmıştır.



Şekil 3.4. Doku etkisini incelemek için zırh malzemelerinin YDK ve OBK değerlerinin doku ile beraber hesaplamalarında kullanılan düzenek

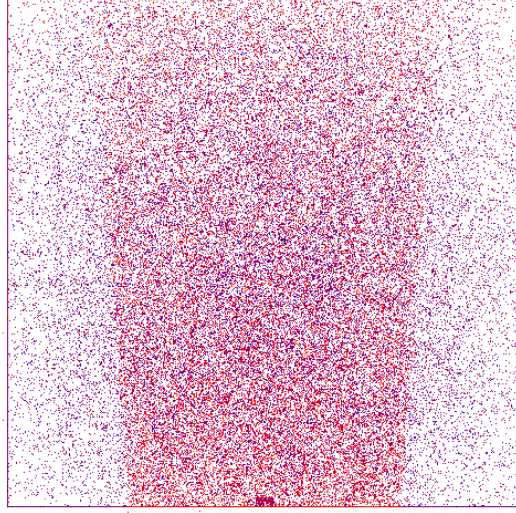
Belirlenen Zırhın Etkinliğinin Katı Fantomda Simülasyonu

Zırh malzemesine karar verildikten sonra, alan dışı doz ve zırh altındaki doz azaltma aralığını hesaplamak için su eşdeğeri bir katı fantom (RW3) düzeneği geliştirilmiştir. Amaç fantomdaki geri saçılmanın etkisini görmektir. Bu amaçla 30x30 cm² en ile boyunda ve 30 cm kalınlığında bir fantom ve fantomun yüzeyinde 15x15 cm² izdüşümlü bir ışın demeti tasarlanmıştır (Şekil 3.5). Fantom, 2 MeV tek-enerjili foton demet kaynağından 100 cm uzağa yerleştirilmiştir. Foton demetinin diverjansının linak benzeri etkisini tam olarak simüle etmek için, kaynak SSD 100 cm'de 15x15 cm² olacak şekilde ayarlanmıştır. Parçacık takibinin bir çizimi Şekil 3.6'da gösterilmektedir. Daha sonra, katı fantomun hemen önüne 0.5 cm'lik serrobend zırh yerleştirilmiştir ve zırhlamanın etkisini karşılaştırmak için katı fantomun yarı tarafı zırh ile kaplanmıştır. Zırhlı fantom için parçacık takiplerinin bir çizimi Şekil 3.7'de gösterilmektedir. 0, 2 ve 5 cm eksen dışı doz profillerinde soğurulan dozlar ve 30 cm derinliğe kadar yüzde derin doz (YDD) elde edilmiştir. Merkezi demet ekseninde sırasıyla x, y, z yönlerinde 0.5x0.5x0.5 cm³ boyutlarında vokseller oluşturulmuştur (47,48). Hesaplama belirsizliğini azaltmak ve başarımlı ölçüsünü (FOM) arttırmak için 5x10⁹ parçacık sayısının yanı sıra farklı varyans azaltma yöntemleri uygulanmıştır. Bunu yapmak için, foton ve elektron için enerji alt kesme değerleri sırasıyla 10 keV ve 0.5 MeV olarak ayarlanmıştır. DXTRAN küresi, sözü edilen çetelenin yanında parçacık örneklemini geliştirmek için kullanılmıştır. Doz hesaplaması için *F8 enerji depolama tali (tally) kullanılmıştır. Hesaplama belirsizliği 0.01'in altına düşürülmüştür.

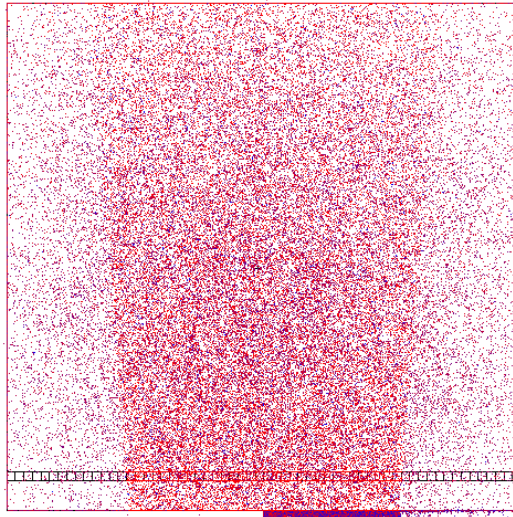


Şekil 3.5. Belirlenen zırhın etkinliğinin katı fantomda simülasyonu için kullanılan düzenek (zırlı-solda, zırhsız-sağda).

YDD, radyasyon ışınının ışın enerjisine, kaynak-cilt mesafesine (KCM), alan büyüklüğüne ve malzemenin derinliğine bağlı olarak değişen karakteristik özelliklerini gösteren en önemli göstergelerden biridir. Bu nedenle YDD, merkezi eksen boyunca elde edilmiştir. Ek olarak, doz profilleri 2 cm derinlikte maksimum doz değerine normalize edilmiştir.



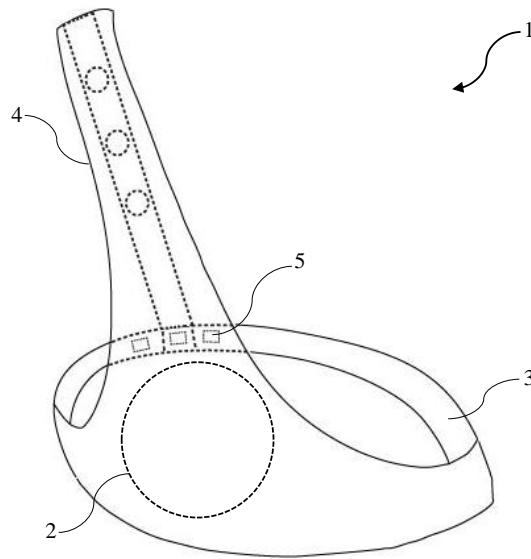
Şekil 3.6. Zırhsız RW3 katı fantomda parçacık takibi.



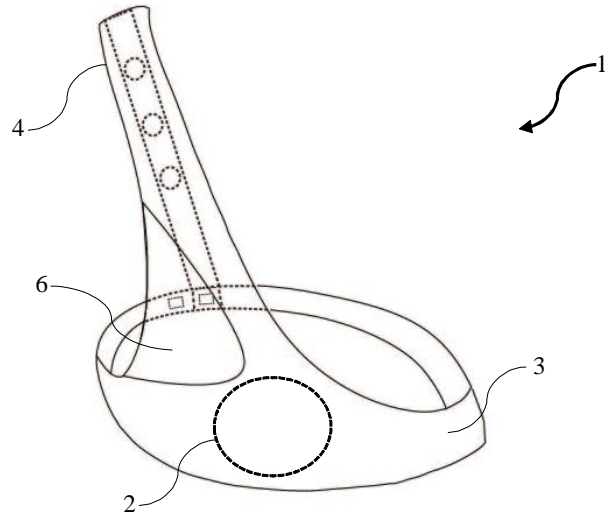
Şekil 3.7. Zırlı RW3 katı fantomda parçacık takibi.

3.2.2. Sütyen ile Zırhın Tasarlanmaları ve Üretilmeleri

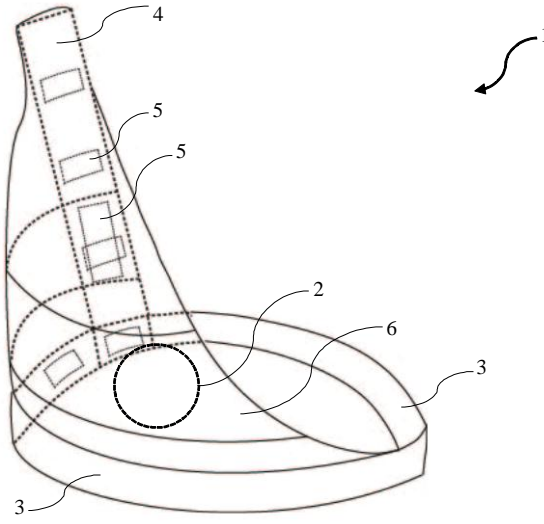
Bu tezin amaçlarından bir diğeri meme kanseri hastalarının radyoterapisi sırasında diğeri memenin aldığı dozu azaltmak amacı ile memeleri birbirinden uzaklaştıracak bir sütyen üretimidir. Tasarlanan sütyenin, bu tez için üretilen zırh ile birlikte kullanılması amaçlanmıştır. Böylece RT sırasında karşı memeyi hedef memeden olabildiğince uzağa iterek tanjansiyel alanlardan doz almasını engellemek, zırhla birlikte kullanarak saçılan radyasyondan korunmasını sağlamak ve ikincil kanser olasılığını azaltmak hedeflenmiştir. Zırhın üretimi sırasında, düzensiz alanlar da dahil olmak üzere her alanda kullanılabilmesi için esnek yapıda olup, kolay ve doğru bir şekilde konumlandırılabilmesi amaçlanmıştır. Sütyen tasarımında ise her meme büyüklüğü ve tipine uyarlanabilen ve her iki meme için de kullanılabilen bir sütyen üretmek amaçlanmıştır.



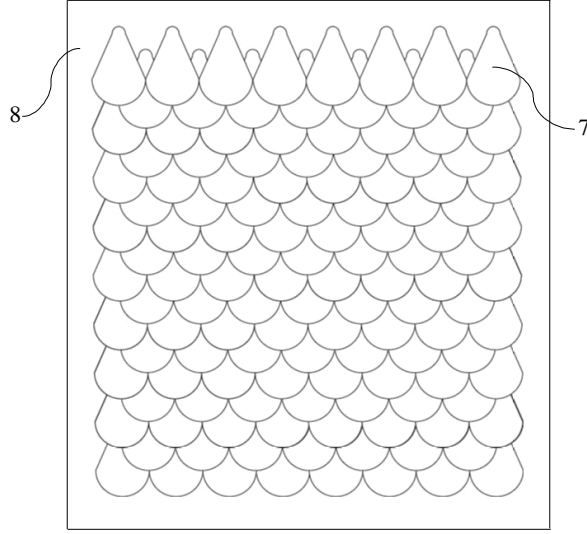
Şekil 3.8. Sütyenin ilk versiyonunun önden şematik görünüşü.



Şekil 3.9. Sütyenin itme elemanı eklenmiş halinin bir görünüşü.



Şekil 3.10. Sütyenin bir diğer versiyonunun itme elemanı eklenmiş halinin bir başka görünüşü.



Şekil 3.11. Zırhların tutucuya tek tek dikilmiş halinin şematik görünüşü.

Şekillerde yer alan parçalar tek tek numaralandırılmış olup bu numaraların karşılıkları aşağıda verilmiştir:

1. Sütyen
2. Kavrama elemanı
3. Yan bant
4. Omuz askısı
5. Bağlantı elemanı
6. İtme elemanı
7. Zırh
8. Tutucu

Meme kanseri hastalarının tedavisi sırasında ikincil kanser riskini azaltmak amacı ile tasarlanan sütyen [1];

- kanserli memeye radyasyon tedavisi uygulanması aşamasında, kanserli memeyi açıkta bırakarak yalnızca kanserli olmayan memeyi korumak üzere kavrayan bir kavrama elemanı [2],

- kavrama elemanının [2] vücuda tutunmasını sağlamak üzere kavrama elemanının [2] yan kısımlarından hastanın sırtına doğru uzanan en az bir yan bant [3],

- kavrama elemanından [2] kanserli olmayan memenin bulunduğu taraftaki omzun üzerinden geçerek sırt kısmındaki yan banda [3] kadar uzanan, kavrama elemanının [2] kanserli olmayan memeye baskı yapmasını sağlayarak memenin kavranmasını sağlamlaştıran ve ayarlanabilir yapıda olan en az bir omuz askısı [4],

- yan bantların [3] ve omuz askısının [4] ucunda bulunup, yan bantların [3] ve omuz askısının [4] birbirine bağlanmasını sağlayan en az bir bağlantı elemanı [5],

- bir ucu kavrama elemanının [2] iki meme arasına gelen noktasına dikilen, diğer ucu ise kavrama elemanının [2] üzerinden ve hastanın kol altından geçerek hastanın sırt bölgesindeki bağlantı elemanına [5] sabitlenen bir itme elemanı [6],

- kavrama elemanının [2] üzerine sonradan yerleştirilerek kanserli olmayan memeyi tedavi odasına saçılan radyasyondan koruyan en az bir zırh [7] ve

- kavrama elemanının [2] üzerinde zırhların [7] istenilen şekil ve sayıda bir arada kalmasını sağlayan en az bir tutucu [8] içermektedir.

Kavrama elemanı [2] kanserli olmayan memeyi kapatacak şekilde memenin üzerine yerleştirilmekte ve kanserli memeye hiçbir şekilde temasta bulunmamaktadır. (Şekil 3.8-3.10). Böylelikle kanserli memeye radyoterapi tedavisi uygulanırken, kanserli olmayan memenin tedavi uygulanacak alandan uzaklaştırılması ve tedavi amacıyla etrafa yayılan radyasyondan korunması sağlanmaktadır. Kavrama elemanının [2] üzerine, radyoterapi tedavisi sırasında tutucu [8] üstüne sabitlenen ve koruma amacıyla kullanılan zırhlar [7] yerleştirilmektedir (Şekil 3.11). Kavrama elemanı [2] esneyebilen ve doğrudan hastanın cildine kullanılabilen, toksik olmayan sünger benzeri yumuşak bir kumaştan elde edilmektedir. Bu sayede her hastada

kullanım açısından kolaylık oluşturmakta ve cilt ile sütyen [1] arasında tahrişi ya da oluşabilecek herhangi bir zararı önleyici ek malzeme kullanımına duyulan gereksinimi ortadan kaldırmaktadır. Aynı zamanda kavrama elemanı [2], farklı boyutlardaki (A, B, C, D...) meme yapılarının hepsine uyum sağlayacak şekilde ve tek bedende üretilmekte, sağ ve sol memenin her ikisi için de kullanılıp ayrı ayrı kavrama elemanı [2] üretimine duyulan ihtiyaca ve yapılan harcamaya engel olmaktadır.

Aynı zamanda kavrama elemanı [2], farklı boyutlardaki (A, B, C, D...) meme yapılarının hepsine uyum sağlayacak şekilde ve tek bedende üretilmekte, sağ ve sol memenin her ikisi için de kullanılıp ayrı ayrı kavrama elemanı [2] üretimine duyulan ihtiyaca ve yapılan harcamaya engel olmaktadır.

Tasarlanan sütyende [1] yer alan yan bant [3], kanserli olmayan memenin önünde bulunan kavrama elemanının [2] yan kısımlarından bağlantılı olup kavrama elemanının [2] vücuda sabitlenmesini sağlamak üzere sağ ve sol kol altından geçerek sırta doğru uzanmaktadır (Şekil 3.12-3.14). Bu sırada kanserli memeye temas etmemekte ve doğal duruşunu (sarkıklığını, şeklini) bozacak hiçbir etki yaratmamaktadır. Yan bant [3], uç kısmından bağlantı elemanına [5] tutunan ve hastanın sırt bölgesinde bedenine uygun olacak şekilde birleştirilmesini sağlayan esnek bir lastiğe sahiptir. Lastik sayesinde farklı bedenlerdeki hastalara aynı sütyen [1] kullanılarak radyoterapi tedavisi uygulamak mümkün olmaktadır. Yan bant [3] esneyebilen ve doğrudan hastanın cildine kullanılabilen sünger benzeri yumuşak bir kumaştan üretilmektedir. Bu sebeple hastalarda cilt hassasiyeti oluşturmadan rahatlıkla kullanılabilir.

Tasarlanan sütyende [1] yer alan omuz askısı [4], kavrama elemanı [2] ile üst kısmından bağlantılı olup kanserli olmayan memenin bulunduğu taraftaki omzun üzerinden hastanın sırtına doğru uzanmaktadır. Omuz askısı [4] esnek malzemedен üretilmiştir. Bu sayede hastanın bedenine göre kolaylıkla ayarlanabilmektedir. Omuz askısının [4] ucunda lastik yer almakta olup, lastik üzerinde belirli aralıklarla delikler bulunmaktadır (Şekil 3.8 ve 3.9). Bağlantı elemanı [5], tercihen kanca, cırcırt, kopça gibi bağlantı sağlayan bir elemandır.

Tasarlanan sütyen [1] ile birlikte kullanılan zırh [7], tutucu (8) üzerine istenilen sıklıkta sabitlenebilmektedir. Zırh [7] yapımında radyasyonu durdurma kapasitesine sahip sepyolit, bakır, kurşun, baryum borat, boraks ve serrobend malzemeler kullanılabilmektedir. Bu malzemelerden radyasyonu durdurma kapasitesi en yüksek olan kurşun olmasına rağmen çalışmada ulaşılabilirliği ve fiyat maliyet analizi en yüksek olan serrobend malzeme tercih edilmiştir. Serrobend malzeme; %50 bizmut, %26,7 kurşun, %13,3 kalay ve %10 kadmiyum bileşiminden oluşmaktadır. Bu malzeme şekillendirilmek için yüksek sıcaklıklara çıkılmaya gerek kalmadan 70 °C sıcaklıkta eritilebilmektedir. Bu sıcaklıkta eritme işlemi gerçekleştirildikten sonra serrobend malzeme su damlası, kare ya da çubuk şeklindeki silikon kalıplara dökülerek küçük boyutlarda çok sayıda zırh [7] üretilmiştir (Şekil 3.15). Ardından zırh [7], kavrama elemanının [2] üzerine kanserli olmayan memenin olabildiğince az radyasyon dozuna maruz kalmasını sağlayacak sıklıkta ve kısmen üst üste olacak şekilde yerleştirilmiştir (Şekil 3.16, 3.17). Zırh [7] kalınlığı tercihen 4 ila 7 mm aralığındadır. Zırh [7], küçük yapısı sayesinde tutucu [8] üzerinde sabitlenip, kavrama elemanı [2] üstüne yerleştirildikten sonra cilde tam temasta bulunabilmekte (Şekil 3.19), tedavi odası içine saçılan radyasyonun cilde ulaşma oranını yaptığı tam kavrama sayesinde azaltmakta, kolay ve doğru olarak düzensiz şekilli tedavi alanlarına da uyum sağlanmasına olanak tanımaktadır. Tasarlanan zırh [7] memeyi tedavi odasına ve/veya lineer hızlandırıcı cihazından saçılan alan dışı dozu oluşturan radyasyondan korumaktadır. Buluşun bir başka uygulamasında zırh [7], tiroid ve pediatrik formlarda da üretilmiştir. Tutucu [8] üzerine yerleştirilecek zırhlar [7] tek tek dikilebilmektedir.

Tek tek dikme yönteminde (Şekil 3.18), üretilen zırhların [7] tutucuya [8] dikilme zamanı göz önünde bulundurulduğunda zırhların [7] hastanın cildinde yumuşak bir his oluşturacak şerit şeklindeki kadife parçalarına yapıştırılıp (Şekil 3.20), bu şeritlerinde üst üste tutucuya [8] dikilmesi ile hızlı şekilde zırhlı [7] tutucu [8] üretimi gerçekleştirilebilmektedir. Ardından tutucu [8], kavrama elemanı [2] üzerine cırt cırt ile sabitlenmekte, tedavi alanı dışına saçılan ve gereksiz yere vücuda alınacak olan radyasyon dozunun azaltılmasını sağlayarak ikincil kanser riskini azaltmak amaçlanmaktadır. Şekil 3.18'deki dikilme yöntemi ile üretilen zırh 1.8 kg,

3.19'deki yapıştırma yöntemiyle üretilen zırh 3.4 kg ve 3.21'deki kare şeklinde yapıştırma yöntemiyle üretilen sütyen 1.6 kg ağırlığındadır.

Tasarlanan sütyenin [1], sahip olduğu yapı sayesinde hastanın tedavi süresi boyunca bilgisayarlı tomografi çekildiği ve radyasyon uygulandığı her gün, hareket potansiyeli yüksek memeyi aynı pozisyonda tutmayı ve aynı pozisyonda iken tedavi uygulamayı amaçlanmıştır.

Ayrıca kavrama elemanı [2] üzerine yerleştirilen serrobend zırh [7] sayesinde meme kanseri hastalarının radyoterapi tedavileri sırasında kanserli memelerinin sağ ya da sol oluşuna ve boyutuna bakılmaksızın her hastada kolaylıkla ve kanserli memenin formunu hiç bozmadan kullanılabilir.



Şekil 3.12. Karşı memeyi alan dışına itmek için tasarlanan sütyen prototipine eklenen lastik ile görünümü.



Şekil 3.13. Üretilen sütyenin önden (solda) ve yandan (sağda) görünümü



Şekil 3.14. Üretilen sütyenin Alderson Rando fantom üzerinde önden (solda) ve yandan (sağda) görünümü



Şekil 3.15. Zırh üretimi için dökülen farklı şekillerde (solda çubuk, sağda kare, dikdörtgen, oval, daire, su damlası) serrobend parçalar



Şekil 3.16. Su damlası ve çubuk şeklinde dökülen serrobend parçalar



Şekil 3.17. Su damlası (sol) ve çubuk (sağ) şeklinde dökülen serrobend parçaların kumaşa dikilişi.



Şekil 3.18. Sütyen prototipinin üzerine konulacak su damlası şeklinde zırhın karşıdan (sol) ve alttan (sağ) görünümü.



Şekil 3.19. Yapıştırma yöntemi ile üretilen zırhın karşıdan (sol) ve alttan (sağ) görünümü.



Şekil 3.20. Zırhların Alderson Rando fantom üzerinde görünümü.



Şekil 3.21. Kare şeklinde üretilen zırh.

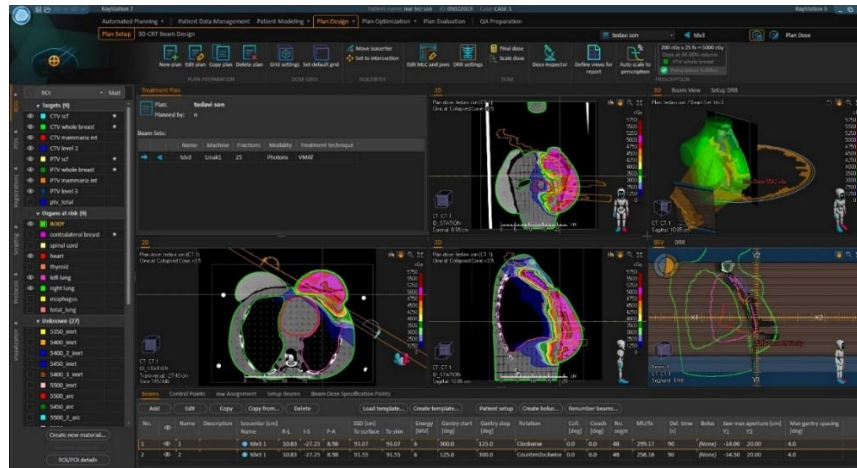
3.2.3. Alderson Rando Fantomda Sütyenin Etkisini İncelemek İçin Sütyensiz ve Sütyenli Olarak Yapılan Parsiyel Ark VMAT Planları

Alderson Rando fantomun sütyensiz ve sütyenli BT görüntüleri, General Electric Bright Speed BT Simülatörü ile 1 mm kesit kalınlığı ile çekilmiştir (Şekil 3.23, 3.24). Poliüretan bir kılıfta bulunan silikon jelden üretilmiş Venusia meme silikonları, bir meme hastasını modellemek için Rando fantom üzerinde birbirinden yaklaşık 3 cm uzaklıkta konumlandırılmıştır. DICOM formatındaki bu görüntüler daha sonra PACS yoluyla RayStation 8 tedavi planlama sistemine (TPS) aktarılmıştır. BT kesitleri üzerinde tüm meme, supraklaviküler fossa, mamma interna ve level 3 lenf nodları çizilmiştir. Ardından, bahsi geçen klinik hedef hacimlere (CTV) 5 mm'lik emniyet sınırları eklenerek planlanan hedef hacimler (PTV) oluşturulmuş ve ciltten 3 mm kırılmıştır. Sol ve sağ akciğerler, kalp, karşı

meme, tiroid, özofagus, spinal kord risk altındaki organlar (OAR) olarak tanımlanmıştır.

Planlama aşamasında iki parsiyel arklı bir hacimsel yoğunluk ayarlı ark terapi (VMAT) planı, Multi Criteria Optimization (MCO) kullanılarak RayStation 8 TPS ile optimize edilmiştir. Tüm meme PTV'ye 6 MV ile 25 fraksiyon için fraksiyon başına 200cGy reçete edilmiştir. Tedavi planı Şekil 3.22'de gösterilmiştir.

Aldeson Rando fantomda memelerin 1 cm uzaklıkla yerleştirilerek yapılan VMAT planı, alan boyutları, gantri başlama ve durma açıları, dönme yönü, kolimatör açıları, fraksiyon başına monitor unitleri (MU), Y1 ve Y2 eksenlerindeki jaw açıklıkları Ek 1'de verilmiştir.



Şekil 3.22. Parsiyel Ark VMAT tedavi planı.



Şekil 3.23. Silikon Memelerin Sütyensiz (sol) ve Sütyenli (sağ) BT Çekimi için konumlandırılması.

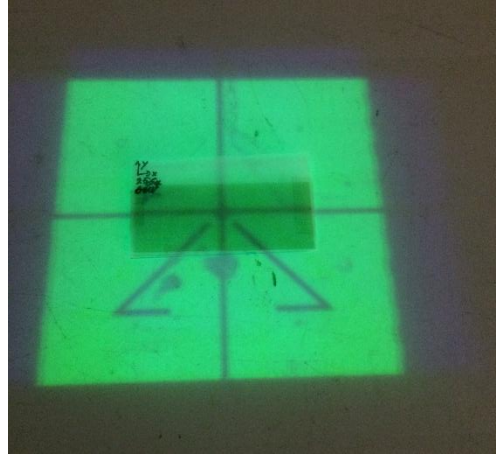


Şekil 3.24. Sütyensiz ve Sütyenli BT kesitlerinin füzyon görüntüsü.

3.2.4. Katı Su Fantomlarında Zırhsız ve Farklı Zırhlarla Gafkromik Filmlerin Işınlanması

Katı Su Fantomlarında Zırhsız Olarak Gafkromik Filmlerin Işınlanması

Gafkromik filmlerle ölçüm yapabilmek için önce kalibre edilmeleri gerekmektedir. Yapılan tüm ışınlamalar, lineer hızlandırıcının bakımının ertesi günü yapılmıştır. Lineer hızlandırıcının çıkış kalibrasyonu 1 MU için 1.5 cm derinlikte 1 cGy'ye eşittir ve Linak çıkışı, SAD 100 cm'de (alan boyutu 10x10 cm²) 100.1 cGy olarak ölçülmüştür. Ölçüm, PTW 30010 0,6 cc Farmer tipi silindir iyon odası ile TRS 398 kılavuzuna göre yapılmıştır. Ölçümler için 30 adet 1 cm kalınlığında su eşdeğeri RW3 katı fantomdan oluşan 30x30 cm²'lik bir küp kullanılmıştır. Kalibrasyon amacıyla, gafkromik filmler RW3 katı su fantomunun 10 cm derinliğine yerleştirilmiştir (Şekil 3.25) ve 6 MV için SSD 100 cm mesafedeki 10x10 cm²'lik alanlar için MU olarak yapılan ışınlamaların doz karşılıkları Tablo 3.3'te gösterilmiştir. Filmler, ışınlamadan önce bir giyotin kullanılarak ve yönleri dikkate alınarak parçalar halinde kesilmiştir. Kalibrasyon için, film tabakasının uzun kenarı tarayıcının uzun kenarıyla eşleşecek şekilde dikdörtgen filmler 2cm x 5cm olarak kesilmiştir; yönleri etiketlenmiştir; toz ve parmak izlerinden kaçınmak için özel olarak üretilmiş eskiz kağıdı zarflara yerleştirilmiştir.



Şekil 3.25. Gafkromik Filmlerin Kalibrasyon için katı su fantomunda ışınlanmaları.

Tablo 3.3. 6 MV foton enerjisi için gafkromik filmlerin ışınlandığı MU değerleri ve karşılık gelen dozlar

MU	Doz (cGy)
0	0
25	17,04
50	34,08
75	51,13
100	68,16
150	102,25
200	136,33
250	170,41
300	204,50
400	272,67
500	340,83
600	409,00
800	545,33
1000	681,66

Filmler taratılmadan önce, Epson 10000 XL tarayıcı 600 dpi ve üzerinde değerlerde taratılarak ısıtılmıştır. Filmler ışınlandıktan sonra landscape modunda taratılıp, tiff formatında kaydedilmiştir. Taranan filmler MATLAB R2018a programında analiz edilmiştir.

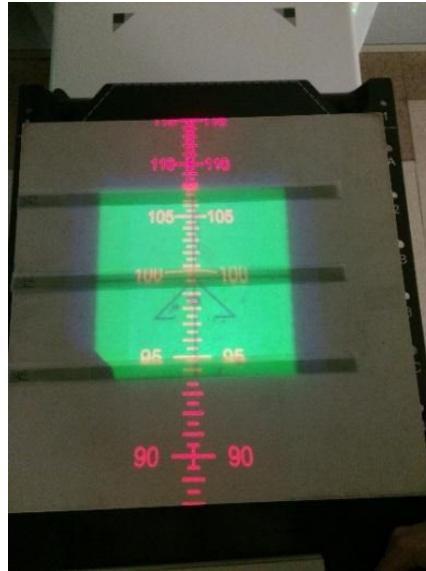
Filmlerin kalibrasyon işleminden sonra, gafkromik filmler RW3 katı fantom içinde ışınlanmıştır. Kalibrasyon filmlerine benzer şekilde, yeni film seti film

tabakasının uzun kenarı boyutu tarayıcının uzun boyutu ile eşleşecek şekilde giyotin kullanılarak 1 cm x 25 cm boyutunda dikdörtgen şeritler halinde kesilmiştir; yönlerine göre etiketlenmiştir ve. Şekil 3.26'da görüldüğü gibi toz ve parmak izlerinden kaçınmak için özel olarak üretilmiş eskiz kağıdı zarfları içine yerleştirilmiştir.

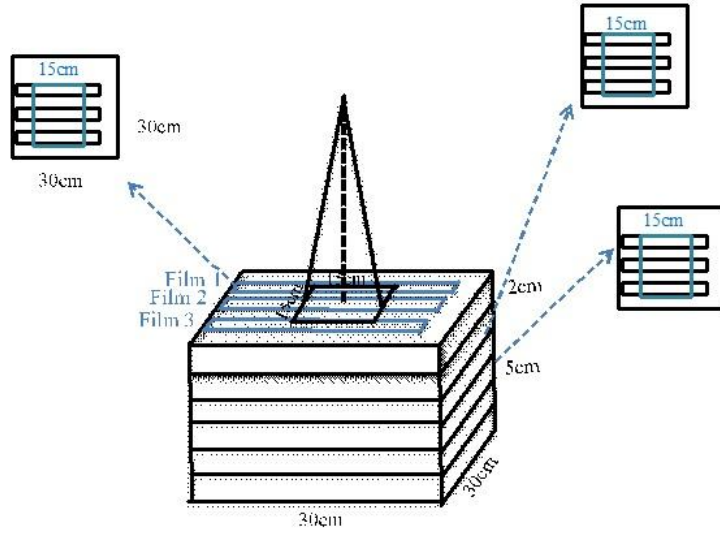


Şekil 3.26. Gafkromik filmlerin katı su fantomunda ışınlanmaları için hazırlanmaları.

Demet alanındaki farklı derinlik ve farklı pozisyonlara bağlı olarak değişen doz değişimlerini gözlemlemek için, katı fantom içine film şeritleri yerleştirilmiştir. 15x15 cm² alanın (SSD 100cm'de) ortasına, üst kenarına (gantri) ve alt kenarına (masa) üçer adet olmak üzere; 0, 2, 5 cm derinliklerde toplam dokuz film şeridi yerleştirilmiştir (Şekil 3.27, 3.28). Filmler, 6 MV enerjili foton demeti ile 750 MU ışınlanmıştır.

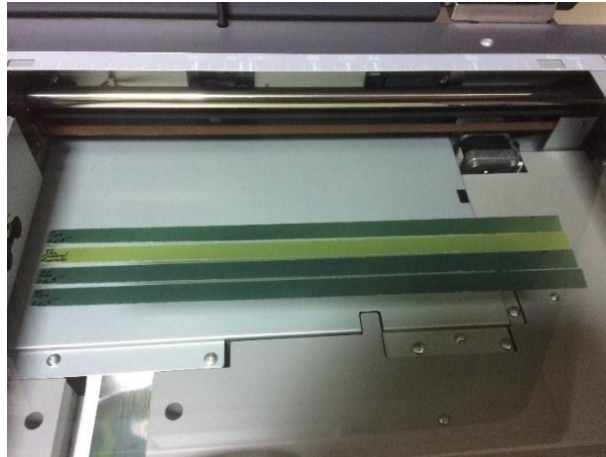


Şekil 3.27. Gafkromik filmlerin katı su fantomları arasında yerleştirilmesi ve ışınlanması.



Şekil 3.28. Katı su fantomunda zırhsız olarak yapılan ölçümlerde gafkromik filmlerin yerleştirildikleri derinlikler ve pozisyonlarının şematik görüntüsü.

Filmlerin ışınlanmasından sonra, kalibrasyon filmlerine benzer şekilde, filmler Şekil 3.29'da görüldüğü gibi taranmıştır.



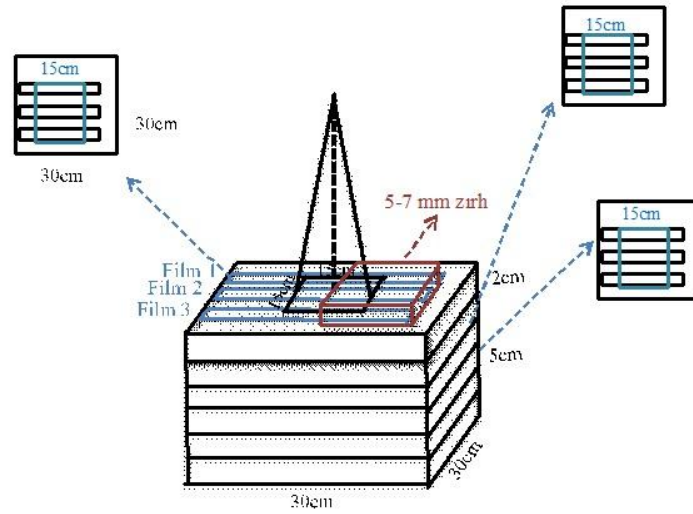
Şekil 3.29. Gafkromik filmlerin taratılmaları.

Katı Su Fantomlarında 5mm Kalınlığındaki Zırh ile Gafkromik Filmlerin Işınlanması

5 mm zırhın etkisini gözlemlemek için zırh, Şekil 3.30'da görüldüğü gibi alanın sağ yarısına yerleştirilmiştir. Zırhsız önceki ışınlamaya benzer şekilde, film şeritleri 15x15 cm² alanın (SSD 100cm'de) ortasına, üst kenarına (gantri) ve alt kenarına (masa) üçer adet olmak üzere; 0, 2, 5 cm derinliklerde toplam dokuz film şeridi aynı yerlere yerleştirilmiştir (Şekil 3.31). Filmler, 6 MV enerjili foton demeti ile 750 MU ışınlanmıştır.



Şekil 3.30. Gafromik filmlerin 5 mm'lik zırh ile katı su fantomları arasında yerleştirilmesi ve ışınlanması.

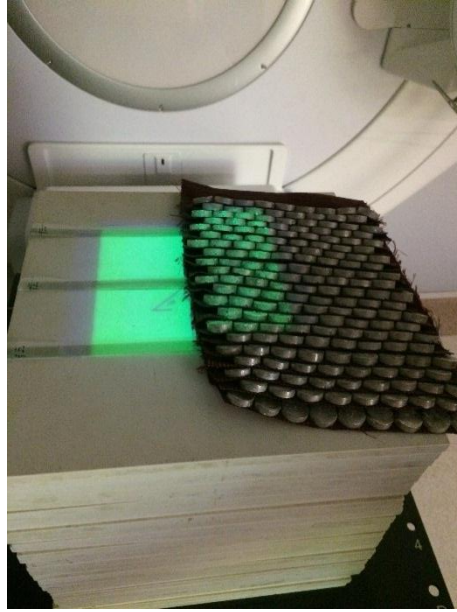


Şekil 3.31. Katı su fantomunda 5 mm'lik zırh ile yapılan ölçümlerde gafkromik filmlerin yerleştirildikleri derinlikler ve pozisyonlarının şematik görüntüsü.

Filmlerin ışınlanmasından sonra, önceki filmlere benzer şekilde taranmıştır.

Katı Su Fantomlarında 7 mm Kalınlığındaki Zırh ile Gafkromik Filmlerin Işınlanması

7 mm zırhın etkisini gözlemlemek için zırh, Şekil 3.32'de görüldüğü gibi alanın sağ yarısına yerleştirilmiştir. Zırhsız önceki ışınlamaya benzer şekilde, film şeritleri 15x15 cm² alanın (SSD 100cm'de) ortasına, üst kenarına (gantri) ve alt kenarına (masa) üçer adet olmak üzere; 0, 2, 5 cm derinliklerde toplam dokuz film şeridi aynı yerlere yerleştirilmiştir (Şekil 3.32). Filmler, 6 MV enerjili foton demeti ile 750 MU ışınlanmıştır.



Şekil 3.32. Gafromik filmlerin 7mm'lik zırh ile katı su fantomları arasına yerleştirilmesi ve ışınlanması.

Filmlerin ışınlanmasından sonra, önceki filmlere benzer şekilde taranmıştır.

3.2.6. Alderson Rando Fantomda Parsiyel Ark VMAT Planlarının Zırhsız - Sütyensiz, Sadece Sütyenli ve Zırhlı - Sütyenli Olarak Gafkromik Film Işınlamaları

Silikon memelerin birbirine çok yakın olarak konumlandırıldığı Alderson Rando fantomun zırhsız ve zırhlı ölçümlerde gafkromik filmlerin her iki memenin mediali, meme ucu (3 adet), laterali, silikonlar ile fantomun arası, akciğer ve kalp bölgesi, tiroid, gonad bölgesine yerleştirilme prosedürü Ek 3'te verilmektedir.

Alderson Rando Fantomda Parsiyel Ark VMAT Planlarının Zırhsız ve Sütyensiz Olarak Gafkromik Film Işınlamaları

Sütyenin etkisinin incelenebilmesi için Alderson Rando fantom üzerinde silikon memeler tekrar konumlandırılarak yeni parsiyel ark VMAT planı hazırlanmış, gafkromik film ışınlamaları bu planla yapılmıştır. Işınlama için 3.2.3 bölümündeki sütyensiz parsiyel ark VMAT planı kullanılmıştır ve bu plan Alderson Rando fantom üzerinde 5 kere ışınlanmıştır. Şerit filmler her iki memeye simetrik olarak

yerleştirilmiştir. Memelerin iç tarafına birer adet (1 numara olarak isimlendirilmiştir), meme uçlarına birer adet (2 olarak isimlendirilmiştir), memelerin dış tarafına birer adet (3 numara olarak isimlendirilmiştir) film yerleştirilmiştir (Şekil 3.33).



Şekil 3.33. Gafromik filmlerin rando fantomdaki memelerin üzerine sütyensiz olarak yerleştirilmesi ve ışınlanması

Alderson Rando Fantomda Parsiyel Ark VMAT Planlarının Sadece Sütyenli Olarak Gafkromik Film Işınlamaları

Önceki Alderson Rando fantom ölçümlerindekine benzer şekilde, yeni film seti hazırlanmıştır. Işınlama için yine 3.2.3 bölümündeki sütyenli parsiyel ark VMAT planı kullanılmıştır ve bu plan Alderson Rando fantom üzerinde 5 kere ışınlanmıştır. Filmler konumlandırılmadan önce sütyen sağ meme üzerine yerleştirilmiştir (Şekil 3.34). Filmler önceki bölümde tarif edilen konumlara birebir örtüşecek şekilde yerleştirilmiştir (Şekil 3.35).



Şekil 3.34. Sütynin Rando fantomdaki memelerin üzerine yerleştirilmesi.



Şekil 3.35. Sütynle Gafromik filmlerin rando fantomdaki memelerin üzerine yerleştirilmesi ve ışınlanması.

Alderson Rando Fantomda Parsiyel Ark VMAT Planlarının Sütynli ve Zırlı Olarak Gafkromik Film Işınlamaları

Önceki Alderson Rando fantom ölçümlerindekine benzer şekilde, yeni film seti hazırlanmıştır. Işınlama için yine 3.2.3 bölümündeki sütynli parsiyel ark VMAT planı kullanılmıştır ve bu plan Alderson Rando fantom üzerinde 5 kere ışınlanmıştır. Filmler sütynin üzerine önceki bölümde tarif edilen konumlara birebir örtülecek şekilde yerleştirilmiştir. Tüm filmler yerleştirildikten sonra zırhların etkisinin ölçülmesi için 5 mm kalınlığındaki zırh sağ memenin üzerine konumlandırılmıştır (Şekil 3.36).



Şekil 3.36. Zırlı ve sütyenli olarak gafromik filmlerin Rando fantom ışınlamaları.

4. BULGULAR

4.1. MCNP6 ile Zırh Malzemesinin Seçilmesi ve Tasarlanan Zırhın Simülasyonlarının Sonuçları

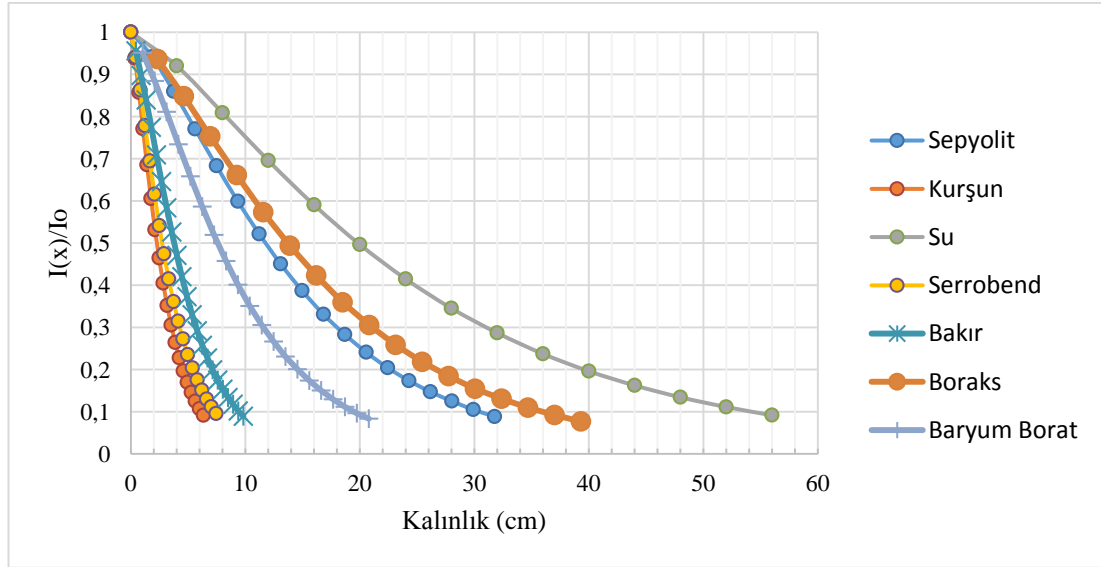
4.1.1. Zırh Malzemesi Seçimi için Farklı Malzemelerin YDK ve OBK Değerlerinin Hesaplama Sonuçları

Plakaya gelen akı ve plakadan çıkan akı her bir kalınlık ve malzeme için hesaplatılmış ve sonrasında Şekil 4.1’de çizdirilmiştir. İlgili malzemelerin MC simülasyonlarına göre hesaplanmış YDK ve OBK değerleri Tablo 4.1’de görülmektedir.

Tablo 4.1 ve Şekil 4.1’de görüldüğü gibi, kurşun bu yedi malzeme arasında radyasyon soğurması açısından en iyi seçenektir. Ve sıralama kurşundan sonra sırasıyla serrobend, bakır, baryum borat, sepiyolit, boraks olarak devam etmektedir.

Tablo 4.1. Değerlendirilen malzemelerin MC simülasyonlarına göre YDK ve OBK değerleri.

Dokunun Olmadığı		
	YDK (cm)	OBK (cm)
Sepiyolit	11,78	30,47
Bakır	3,78	9,44
Boraks	13,69	35,95
Baryum Borat	7,59	19,48
Su	19,85	54,28
Kurşun	2,28	6,15
Serrobend	2,74	7,34



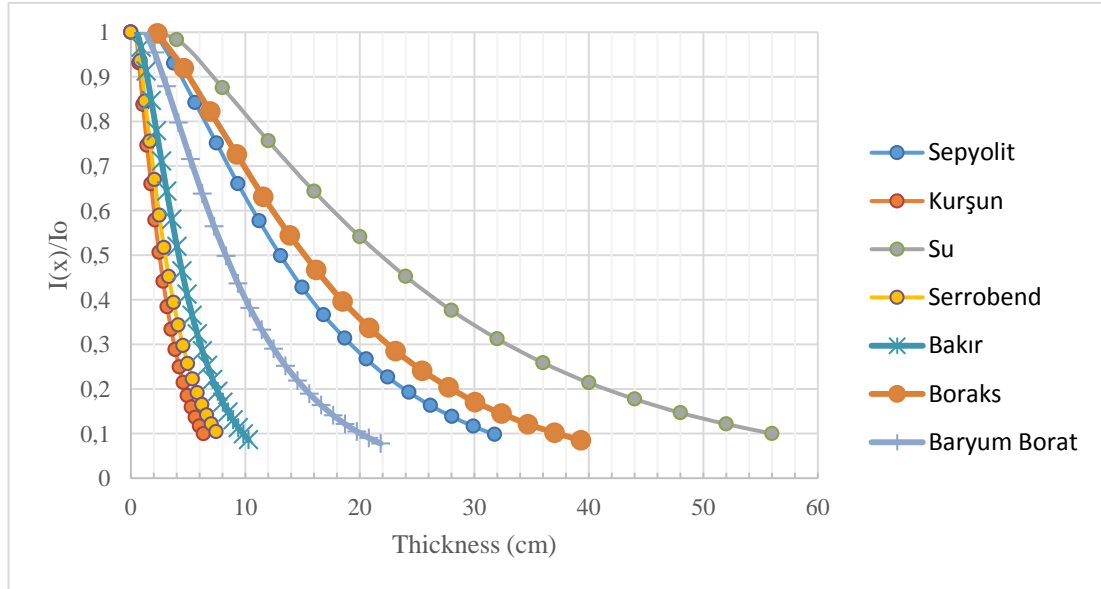
Şekil 4.1. İletim şiddetinin kalınlık (cm) ile değişimi

4.1.2. Doku Etkisini İncelemek İçin Zırh Malzemelerinin YDK ve OBK Değerlerinin Doku ile Beraber Hesaplama Sonuçları

Plakaya gelen akı ve plakadan çıkan akı, plakalardan sonra 30 cm'lik doku (meme) ilave edildiği durum için her bir kalınlık ve malzeme için hesaplatılmış ve sonrasında Şekil 4.2'de çizdirilmiştir. MC ile hesaplanan veriler Tablo 4.2'de gösterilmiştir.

Tablo 4.2. MC yöntemi ile YDK değerlerinin doku ile ve doku olmadan karşılaştırılması

	Dokunun Olmadığı		Dokunun Olduğu	
	YDK (cm)	OBK (cm)	YDK (cm)	OBK (cm)
Sepiyolit	11,78	30,47	13,05	31,57
Bakır	3,78	9,44	4,18	9,79
Boraks	13,69	35,95	15,19	37,21
Baryum Borat	7,59	19,48	8,29	20,07
Su	19,85	54,28	21,86	55,97
Kurşun	2,28	6,15	2,50	6,34
Serrobend	2,74	7,33	3,01	7,56



Şekil 4.2. Plakalardan sonra dokunun olduğu durum için geçirgenlik şiddetinin kalınlık (cm) ile değişimi.

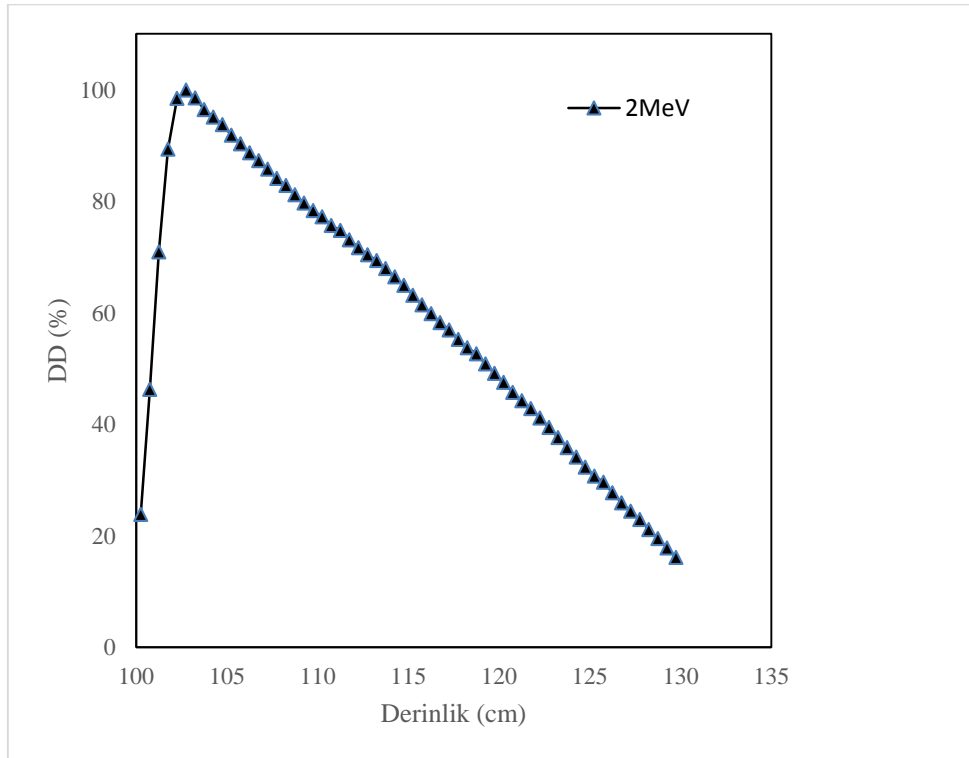
Tablo 4.2 ve Şekil 4.2'de görüldüğü gibi, çıkan akı değerlerindeki artış nedeniyle YDK ve OBK değerleri hafifçe artmıştır. Bu durum zırhın arkasına yerleştirilen doku maddesinden geri saçılarak zırha dönen foton akısı nedeni ile olmaktadır. Bu nedenle havaya yerleştirilen zırhlarla karşılaştırıldığında doku üzerine yerleştirilen zırh kalınlığının daha fazla olması gerekmektedir.

Dokudan geri saçılma zırhlama malzemesinin çıkan akısında net bir artışa neden olur. YDK ve OBK değerlerini hesaplarken, zırhın giriş ve çıkış yüzeylerindeki foton akısına bakıyorduk. Zırhın arkasında hava olduğu durumda, zırhtan çıkan fotonlar, fotonların hava ile neredeyse sıfır etkileşim olasılığı nedeniyle geri gelemezler. Zırhın arkasında doku olduğu durumda ise, aynı fotonlar doku ile etkileşime girer ve bunların bir kısmı geri saçılarak zırha geri dönebilir. Bu durum, zırhın içindeki foton akısında önemli bir artışa, dolayısıyla zırhın çıkan akısında da artışa neden olur. Artan çıkan akıyı gelen akının onda birine düşürmek için, bu durumda sadece hava olan durumdaki kalınlığından daha kalın bir zırh gereklidir. Zırhın hemen arkasına hava dışında bir malzeme yerleştirildiğinde daha kalın bir zırh gerekli olmasının nedeni budur.

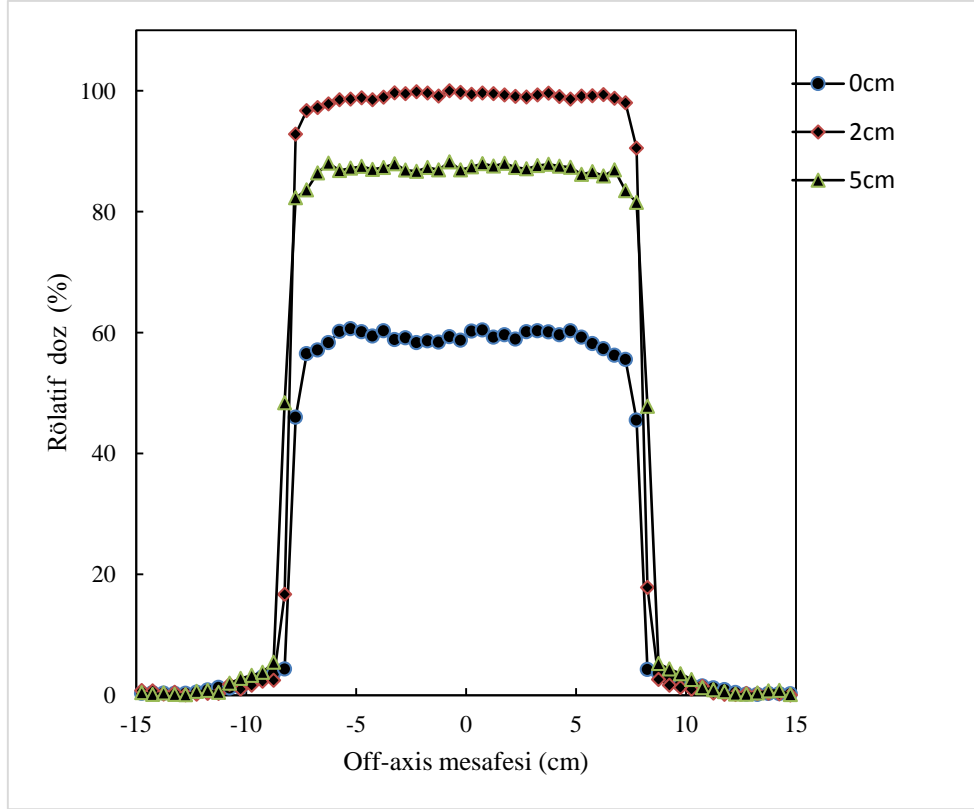
Belirlenen Zırhın Etkinliğinin Katı Fantomda Simülasyonunun Sonuçları

Zırhlı ve zırhsız fantom için maksimum doza normalize edilmiş YDD eğrileri Şekil 4.3 ve Şekil 4.4'te verilmiştir. Zırhsız ve zırhlı fantomlar için 0, 2, 5 cm derinliklerindeki doz profilleri sırasıyla Şekil 4.4 ve Şekil 4.5'te gösterilmiştir.

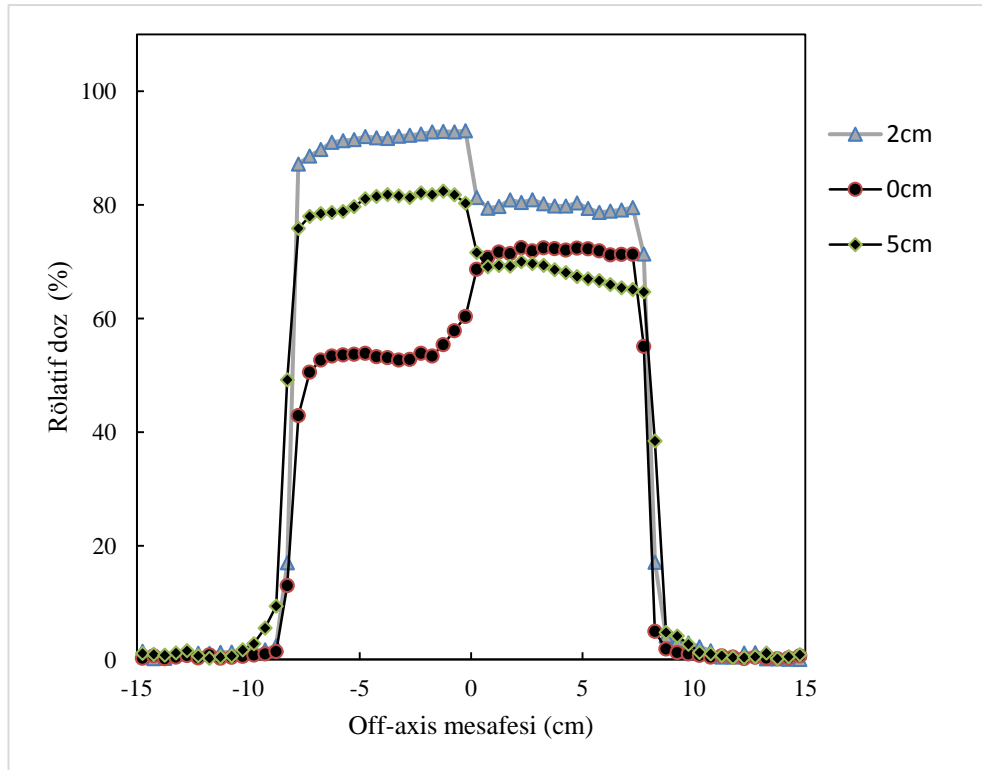
Zırh eklenmesi, build-up etkisi yarattığı için YDD grafiğinde d_{maks} değerini zırhsız YDD grafiğindeki değerine göre daha öne çekmektedir. Yatay doz profilleri karşılaştırıldığında ise build-up etkisi daha belirgin hale gelmektedir. Yüzeyde düz yatay bir çizgi halinde olan yatay profil, zırh eklendiğinde ise %15 civarında artmaktadır. Ancak 2 ve 5 cm'deki yatay doz profilleri zırhın etkisi ile %10-15 arasında belirgin bir doz azalmasına neden olmaktadır.



Şekil 4.3. Zırhsız fantomda YDD eğrisi.



Şekil 4.4. Zırhsız fantomda doz profilleri.



Şekil 4.5. Zırlı fantomda doz profilleri.

4.2. Alderson Rando Fantomda Sütyensiz ve Sütyenli Parsiyel Ark VMAT Planlarının Analizlerinin Karşılaştırılması

İki parsiyel arklı VMAT planını analiz etmek için, çizilen organlar iki kategoriye ayrılmıştır: hedef organlar ve risk altındaki organlar. PTV'ler ve CTV'ler gibi hedef organlar için, minimum doz olarak da adlandırılabilen, V%95(%), V%90(%) değerleri, sırasıyla reçete edilen dozun en az % 95 ve % 90'ını alan hacimler değerlendirilmiştir. Maksimum dozun analiz edilmesi için reçete edilen dozun en az % 105'ini alan hacim ve 2cc'nin aldığı doz, V%105(%), D2cc(Gy) değerlendirilmiştir. Bu değerlerin yanı sıra Paddick Konformite İndeksi (CI) ve Homojenlik İndeksi (HI) sırasıyla Denklem 4.1 ve Denklem 4.2 ile hesaplanmıştır (50).

$$CI = \frac{V95(PTV)[cc]}{V(PTV)[cc]} \frac{V95(PTV)[cc]}{V95[cc]} \quad 4.1$$

Denklem 4.1'de V95(PTV)[cc], PTV'nin reçete edilen dozun en az % 95'ini alan hacmi, V(PTV)[cc] PTV'nin hacmi, V95[cc] reçete edilen dozun en az % 95'ini alan santimetreküp cinsinden vücut hacmidir. 1'e yakın CI değeri daha iyi konformite gösterir.

$$HI = \frac{D2\%(PTV) - D98\%(PTV)}{D50(PTV)} \quad 4.2$$

Denklem 4.2'de D2%(PTV), D98%(PTV), PTV hacminin sırasıyla % 2, % 98'i tarafından alınan Gray cinsinden dozlardır. D50(PTV), PTV'nin Gray cinsinden ortalama dozudur.

Sütyenin etkisinin incelenebilmesi için Alderson Rando fantom üzerindeki silikon memelere yeni konum verilerek çekilen yeni BT görüntüleri ile sütyenli (Şekil 4.6) ve sütyensiz olmak üzere iki parsiyel ark VMAT planı yapılmıştır. CI ve HI değerleri Tablo 4.3'te verilmiştir.

Önceki parsiyel ark VMAT planının (memelerin birbirine yakın olduğu) analizinde kullanılan parametreler ve analiz sonuçları Ek-2'de verilmiştir.

Tablo 4.3. Sütyenli ve sütyensiz planlardaki PTV'ler ve CTV'lerin CI ve HI değerleri.

	Sütyensiz VMAT Planının Parametreleri			Sütyenli VMAT Planının Parametreleri		
	V95(PTV)[cc]	CI	HI	V95(PTV)[cc]	CI	HI
CTV – scf	59,16	0,03	0,13	61,29	0,03	0,12
CTV – tüm meme	1113,31	0,61	0,10	1115,45	0,61	0,10
CTV–mammaria int.	8,02	0,00	0,08	8,19	0,00	0,08
CTV– level 3	41,28	0,02	0,12	41,18	0,02	0,10
PTV – scf	121,44	0,06	0,21	120,56	0,06	0,21
PTV – tüm meme	1310,82	0,69	0,17	1313,20	0,69	0,17
PTV–mammaria int.	36,41	0,02	0,12	37,98	0,02	0,12
PTV– level 3	100,35	0,05	0,15	100,70	0,05	0,14
PTV – Total	1569,02	0,82		1572,45	0,82	

V95% (%), V90% (%), V105% (%), D2cc (Gy) değerleri Tablo 4.4'te verilmiştir.

Tablo 4.4. Sütyenli ve sütyensiz planlardaki PTV'ler ve CTV'ler için doz hacim histogram parametreleri.

	Sütyensiz VMAT Planının Parametreleri	Sütyenli VMAT Planının Parametreleri
V90 (PTV – tüm meme) [%]	98,12	98,20
V95 (PTV – tüm meme) [%]	95	95,02
V105 (PTV – tüm meme) [%]	26,33	42,35
V110 (PTV – tüm meme) [%]	0,01	0,12
V90 (PTV – scf) [%]	96,45	95,54
V95 (PTV – scf) [%]	89,39	87,35
V105 (PTV – scf) [%]	18,09	12,21
V110 (PTV – scf) [%]	0	0
V90 (PTV – mamma int.) [%]	99,76	99,53
V95 (PTV – mamma int.) [%]	98,13	98,33
V105 (PTV – mamma int.) [%]	10,77	18,13
V110 (PTV – mamma int.) [%]	0	0
V90 (PTV – level 3) [%]	99,57	99,28
V95 (PTV – level 3) [%]	92,67	94,67
V105 (PTV – level 3) [%]	15,95	11,45
V110 (PTV – level 3) [%]	0	0
V90 (CTV – tüm meme) [%]	99,76	99,87
V95 (CTV – tüm meme) [%]	99,17	99,31
V105 (CTV – tüm meme) [%]	31,05	0,14
V110 (CTV – tüm meme) [%]	0,01	49,94
V90 (CTV – scf) [%]	99,96	99,91
V95 (CTV – scf) [%]	97,40	98,68
V105 (CTV – scf) [%]	24,43	0
V110 (CTV – scf) [%]	0	16,35
V90 (CTV – mamma int.) [%]	100	100
V95 (CTV – mamma int.) [%]	100	100
V105 (CTV – mamma int.) [%]	16,38	20,47
V110 (CTV – mamma int.) [%]	0	0
V90 (CTV – level 3) [%]	100	100
V95 (CTV – level 3) [%]	99,89	99,82
V105 (CTV – level 3) [%]	20,23	12,57
V110 (CTV – level 3) [%]	0	0
D2 (PTV – tüm meme) [cGy]	5389	5422
D2 (PTV – scf) [cGy]	5394	5360
D2 (PTV – mamma int.) [cGy]	5373	5379
D2 (PTV – level 3) [cGy]	5396	5341
D2 (CTV – tüm meme) [cGy]	5394	5428
D2 (CTV – scf) [cGy]	5401	5367
D2 (CTV – mamma int.) [cGy]	5377	5362
D2 (CTV – level 3) [cGy]	5408	5339



Şekil 4.6. Sütynli parsiyel ark VMAT tedavi planının doz hacim histogramı.

OAR'lar için farklı kriterler kullanılmıştır. Diğer meme için 200 cGy eşik değerine sahip ortalama doz, 5Gy alan hacim, 2 cc'lik karşı meme hacminin aldığı doz değerlendirilmiştir. Kalp dozları için $V_{30Gy} < 3\%$ ve $D(\text{ortalama}) < 5Gy$ kriterlerine göre 5 Gy, 10 Gy, 20 Gy, 30 Gy alan hacimler ve ortalama doz değerlendirilmiştir. Sol ve sağ akciğerler için 5 Gy, 10 Gy, 20 Gy, 40 Gy alan hacimler ve ortalama dozlar değerlendirilmiştir. Tiroid için 30 Gy alan hacim değerlendirilmiştir. Bahsi geçen değerler Tablo 4.5'te verilmiştir.

Tablo 4.5. Sütyensiz ve sütyenli planlardaki OAR'ler için doz hacim histogram parametreleri.

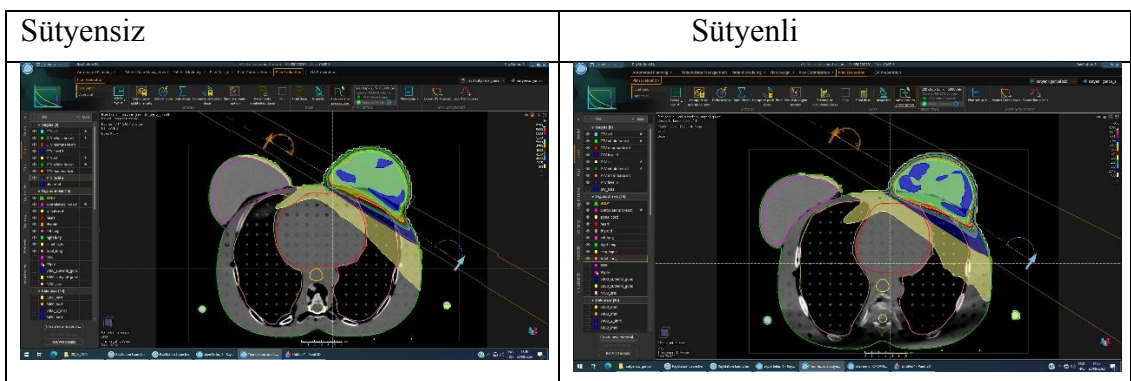
	Sütyensiz VMAT Planının OAR Parametreleri	Sütyenli VMAT Planının OAR Parametreleri
V40 (sol akciğer) [%]	7	7,10
V20 (sol akciğer) [%]	20,38	21,18
V10 (sol akciğer) [%]	37,21	39,29
V5 (sol akciğer) [%]	58,44	59,84
Mean (sol akciğer) [cGy]	1205	1245
V20 (sağ akciğer) [%]	0	0
V10 (sağ akciğer) [%]	2,67	0,06
V5 (sağ akciğer) [%]	19,66	6,26
Mean (sağ akciğer) [cGy]	303	210
V20 (total akciğer) [%]	9,74	10,12
V10 (total akciğer) [%]	19,18	18,82
V5 (total akciğer) [%]	38,20	31,88
Mean (total akciğer) [cGy]	734	705
V5 (kontra. meme) [%]	0,17	0,01
V4 (kontra. meme) [%]	0,92	0,5
D2 (kontra. meme) [cGy]	355	330
ortalama(karşımeme) [cGy]	164	144
V30 (kalp) [%]	1,53	1,24
V20 (kalp) [%]	3,34	2,59
V10 (kalp) [%]	7,04	5,42
V5 (kalp) [%]	17,50	16,94
D2 (kalp) [cGy]	2682	2363
Mean (kalp) [cGy]	444	434
V30 (tiroid) [%]	52,20	52,91
V50 (özofagus) [%]	0,02	0
V35 (özofagus) [%]	2,45	3,48
Mean (özofagus) [cGy]	639	609

Sütyenli ve sütyensiz meme de CI olarak PTV total değerlerinin her iki planda da 0.82 olarak bulunmuş olup, doz sarımının iyi olduğu anlamına gelmektedir. HI ise sırasıyla sütyensiz ve sütyenli planlarda CTV(tüm meme) 0.1 ve 0.1, CTV(scf) 0.13 ve 0.12, CTV(level 3) 0.12 ve 0.1, CTV(mamaria interna) 0.08 ve 0.08, PTV(tüm meme) 0.17 ve 0.17, PTV(scf) 0.21 ve 0.21, PTV(level 3) 0.15 ve

0.14, PTV(mamaria interna) 0.12 ve 0.12 bulunmuştur. PTV'ler ve CTV'ler için minimum doz olarak da adlandırılabilen, sırasıyla reçete edilen dozun en az % 95 ve % 90'ını alan hacimler olan V%95(%), V%90(%) değerleri değerlendirilmiş ve sırasıyla sütyensiz ve sütyenli planlarda V%95 (PTV – tüm meme) %95 ve %95.02, V%95 (CTV – tüm meme) %99.17 ve %99.31, V%95 (PTV – scf) %89.39 ve %87.35, V%95 (CTV – scf) %97.40 ve %98.68, V%95 (PTV – mammaria int.) %98.13 ve %98.33, V%95 (CTV – mammaria int.) %100 ve %100, V%95 (PTV – level 3) %92.67 ve %94.67, V%95 (CTV – level 3) %99.89 ve %99.82 olarak bulunmuştur.

Karşı meme için 200 cGy eşik değerine sahip ortalama doz, 4 ve 5Gy alan hacim, 2 cc'lik karşı meme hacminin aldığı doz değerlendirilmiş ve sırasıyla sütyensiz ve sütyenli planlarda ortalama karşı meme dozu 164 cGy'den ve 144 cGy'e (%12 azalma), D2cc hacmi 355 cGy'den 330 cGy'e (%7 azalma), V5 %0.17'den %0.01'e düşerken ikincil kanser riski için sınır kabul edilen V4 ise %0.92'den %0.5'e düşmüştür.

Sütyenli ve sütyensiz yapılan planlamalarda doz dağılımları aşağıdaki şekillerde gösterilmiştir (Şekil 4.7). Sarı renk 4 Gy ve üzerinde doz alan hacimleri göstermektedir.



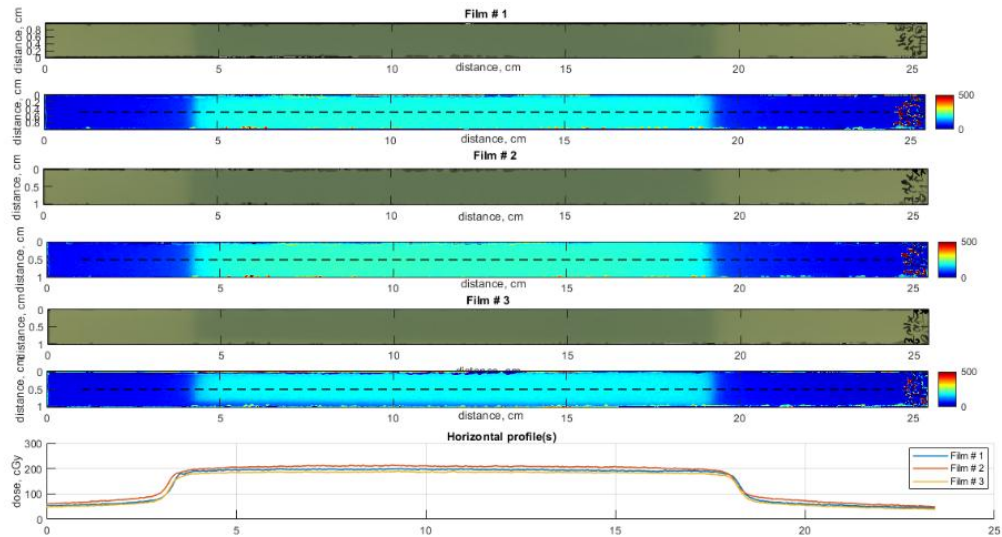
Şekil 4.7. Sütyensiz (sol) ve sütyenli (sağ) VMAT planlarında tüm meme ve mammaria internanın PTV ve CTV'lerinin 4 Gy ve üzerinde doz alan kısımları için doz dağılımı.

4.3. Katı Su Fantomlarında Zırhsız ve Farklı Zırhlarla Gafkromik Filmlerin Işınlanmalarının Analizi

4.3.1. Katı Su Fantomlarında Zırhsız Olarak Gafkromik Filmlerin Işınlanmasının Analizi

0 cm Derinlikte -Zırhsız

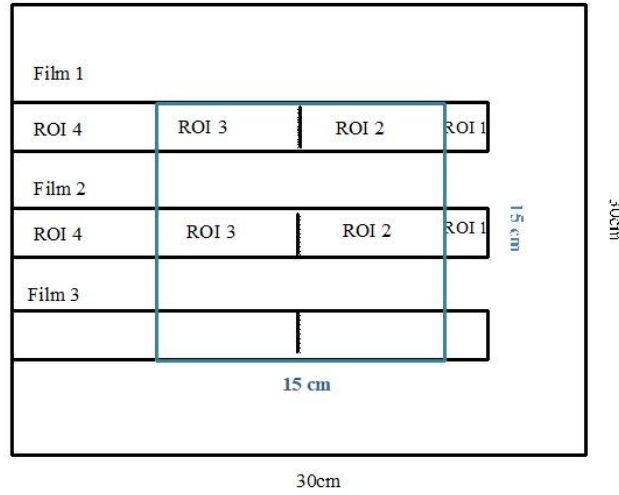
0 cm derinlikte, $15 \times 15 \text{ cm}^2$ alanının sırasıyla üst kenarında, ortasında, alt kenarındaki üç film; filmlerin taranan görüntüleri ve doz profilleri Şekil 4.8'de görülmektedir.



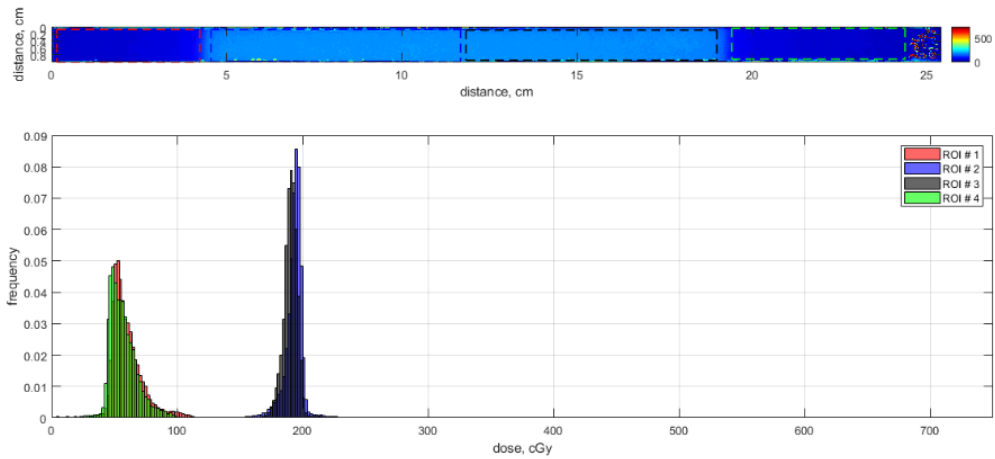
Şekil 4.8. Zırh olmadan 0 cm derinlikteki filmler, doz görüntüleri, doz profilleri.

Filmlerin dozları ayrıca, sırasıyla soldaki alan dışı kısım, soldaki alan dışı kısmın bitiminden orta hatta kadar olan alanın yarısı, orta hattan alan sonuna kadar olan kısım, sağdaki alan dışı kısım olmak üzere dört farklı bölgenin ROI'lerini (ilgilenilen bölge) seçerek tek tek analiz edilmiştir (Şek. 4.9). ROI'leri seçerken, gradiyentlerden ve alan kenarlarından kaçınmak amaçlanmıştır. Aşağıdaki şekilde (Şek. 4.10), 0 cm derinlikte $15 \times 15 \text{ cm}^2$ alanının üst kenarındaki film gösterilmektedir. ROI 1'den ROI 4'e cGy cinsinden doz değerleri ve standart sapmaları sırasıyla 61.2 ± 12.9 , 193.41 ± 5.37 , 190.54 ± 4.59 , 58.06 ± 12.39 'dur. ROI'lerin dozları simetrik davranış göstermektedir ve alandan uzaklaşırken alan dışı dozların azalan davranışı nedeniyle ROI 4 dozu biraz daha düşüktür. Bununla beraber gafkromik film

ölçümlerinde 50-100 cGy doz aralığında doz belirsizliği artar (51-53). Dolayısıyla yapılan analizlerde alan dışı doz bölgelerinde dozların kesin değerlerinden ziyade, dozların ne kadar düşük olduğunun bir göstergesidir. Bu durum tüm ROI bölgeleri için geçerlidir.



Şekil 4.9. Zırhsız olarak yapılan ölçümlerde filmlerin ROI'lere ayrılmasının şematik görüntüsü.



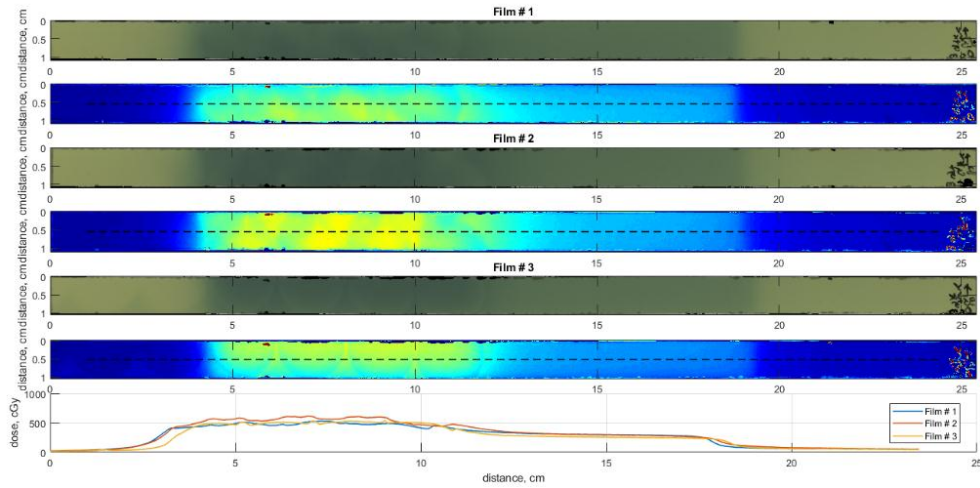
Şekil 4.10. Zırh olmadan 0 cm derinlikte alanın üst kenarındaki film için ilgili ROI'lerin doz istatistikleri

Zırhsız katı fantom ölçümlerindeki (0, 2, 5 cm derinliklerde) alanın üst kenarı, ortası ve alt kenarındaki filmler ile filmlerin doz görüntüleri, doz profilleri ve ilgili filmin ROI doz istatistikleri Ek 4'te verilmiştir.

4.3.2. Katı Su Fantomlarında 5 mm kalınlığındaki zırh ile Gafkromik Filmlerin Işınlanması Analizi

0 cm Derinlikte -5 mm'lik Zırhlı

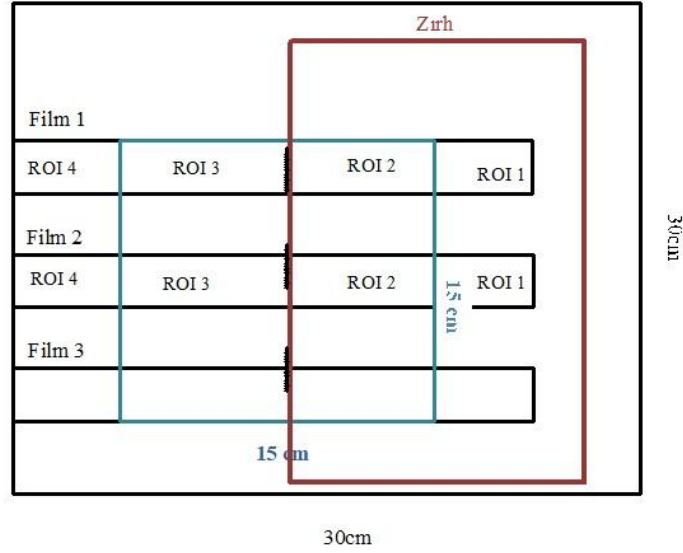
5 mm zırhın etkisini gözlemlemek için zırh, alanın sağ yarısına yerleştirilerek ışınlamalar yapılmıştır. 0 cm derinlikte, 15x15 cm² alanının sırasıyla üst kenarında, ortasında, alt kenarındaki üç film; filmlerin taranan görüntüleri ve doz profilleri Şekil 4.11'de görülmektedir.



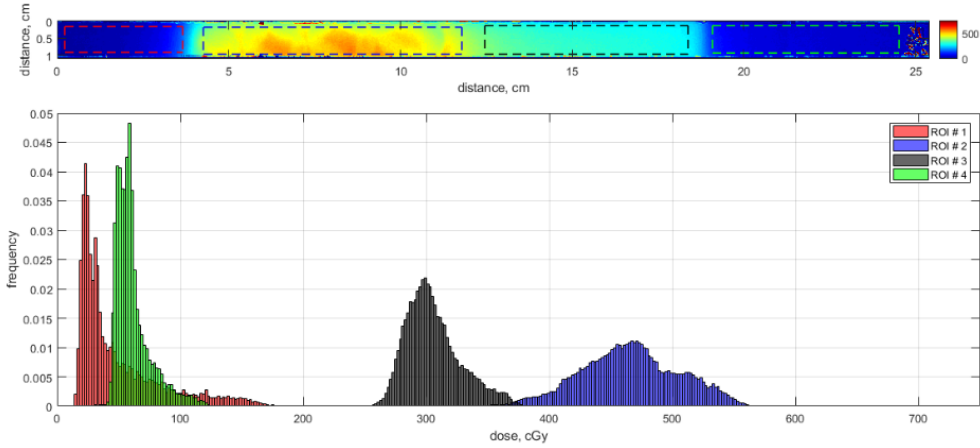
Şekil 4.11. 5mm'lik Zırh ile 0 cm derinlikteki filmler, doz görüntüleri, doz profilleri

Filmlerin dozları ayrıca, sırasıyla soldaki alan dışı kısım, soldaki alan dışı kısmın bitiminden orta hatta kadar olan alanın yarısı, orta hattan alan sonuna kadar olan kısım, sağdaki alan dışı kısım olmak üzere dört farklı bölgenin ROI'lerini (ilgilenilen bölge) seçerek tek tek analiz edilmiştir (Şek. 4.12), ROI'leri seçerken, gradientlerden ve alan kenarlarından kaçınmak amaçlanmıştır. Aşağıdaki şekilde (Şek. 4.13), 0 cm derinlikte 15x15cm² alanının üst kenarındaki film gösterilmektedir. ROI 1'den ROI 4'e cGy cinsinden doz değerleri ve standart sapmaları sırasıyla 48.80 ± 34.05, 465.64 ± 39.46, 305.67 ± 22.19, 61.39 ± 14.39'dur. ROI 1 alan dışı doz olduğu için 5 mm'lik zırhın altında yaklaşık 20 cGy azalma meydana gelmiştir. ROI 2 ise alan içinde olup zırhın altında kaldığı için build up etkisinden dolayı yaklaşık 250 cGy artmıştır. ROI 3, ROI 2'de beklenildiği gibi oluşan build up etkisinin neden

olduğu artışın bu bölgeye saçılma etkisinden dolayı yaklaşık olarak 100 cGy artmıştır. ROI 4 ise aynı kalmıştır.



Şekil 4.12. Zırh ile yapılan ölçümlerde filmlerin ROI'lere ayrılmasının şematik görüntüsü



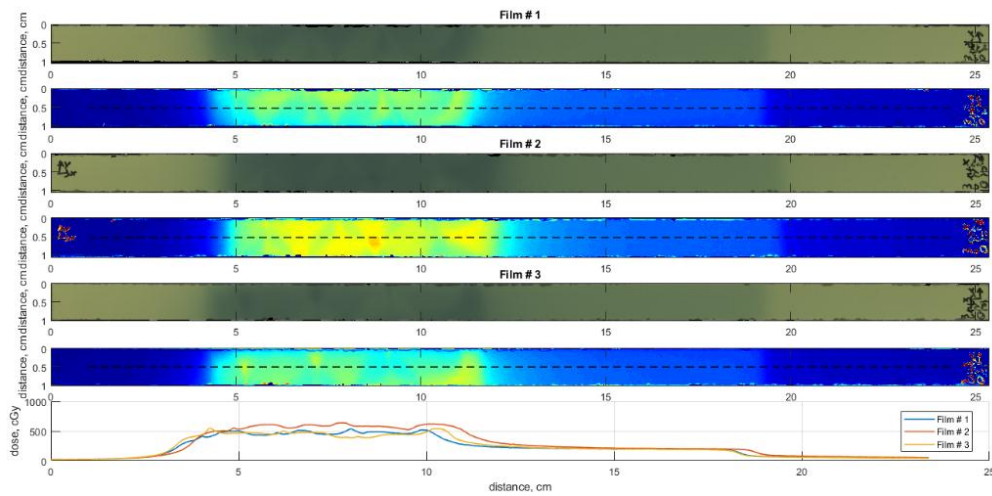
Şekil 4.13. 5 mm'lik Zırh ile 0 cm derinlikte alanın üst kenarındaki film için ilgili ROI'lerin doz istatistikleri

5 mm'lik zırhlı katı fantom ölçümlerindeki (0, 2, 5 cm derinliklerde) alanın üst kenarı, ortası ve alt kenarındaki filmler ile filmlerin doz görüntüleri, doz profilleri ve ilgili filmin ROI doz istatistikleri Ek 4'te verilmiştir.

4.3.3. Katı Su Fantomlarında 7 mm Kalınlığındaki Zırh ile Gafkromik Filmlerin Işınlanması Analizi

0 cm Derinlikte - 7 mm'lik Zırhlı

7 mm zırhın etkisini gözlemlemek için zırh, alanın sağ yarısına yerleştirilerek ışınlamalar yapılmıştır. 0 cm derinlikte, 15x15 cm² alanının sırasıyla üst kenarında, ortasında, alt kenarındaki üç film; filmlerin taranan görüntüleri ve doz profilleri Şekil 4.14'te görülmektedir.



Şekil 4.14. 7 mm'lik Zırh ile 0 cm derinlikteki filmler, doz görüntüleri, doz profilleri

7 mm'lik zırhlı katı fantom ölçümlerindeki (0, 2, 5 cm derinliklerde) alanın üst kenarı, ortası ve alt kenarındaki filmler ile filmlerin doz görüntüleri, doz profilleri ve ilgili filmin ROI doz istatistikleri Ek 4'te verilmiştir.

4.3.4. Katı Su Fantomlarında Zırhsız, 5 mm ve 7 mm Kalınlığındaki Zırhlarla Işımlanan Olarak Gafkromik Filmlerin Analizlerinin Karşılaştırılması

Tablo 4.6. Filmlerin doz değerleri ve standart sapmaları.

	ROI 1	St.Sap.	ROI 2	St. Sap.	ROI 3	St.Sap.	ROI 4	St. Sap.
Zırhsız 0cm_üst	61,21	12,90	193,42	5,37	190,54	4,59	58,07	12,39
Zırhsız 0cm orta	70,58	11,64	205,69	6,67	203,74	5,22	63,72	11,10
Zırhsız 0cm_alt	54,54	7,48	182,10	6,99	182,39	4,07	49,04	7,58
Zırhsız 2cm üst	43,02	27,08	735,87	41,94	735,72	24,99	34,56	16,24
Zırhsız 2cm orta	50,60	23,20	767,12	10,50	759,01	7,25	39,53	16,47
Zırhsız 2cm alt	40,99	22,35	732,57	27,77	731,63	20,92	31,65	12,94
Zırhsız 5cm üst	49,99	28,49	635,44	27,53	623,26	26,17	36,16	15,04
Zırhsız 5cm orta	59,19	24,76	677,23	15,47	670,99	11,56	45,87	19,56
Zırhsız 5cm alt	46,82	23,68	633,57	20,54	628,45	17,99	34,46	12,77
5 mm Zırhlı 0cm üst	48,80	34,05	465,64	39,46	305,67	22,19	61,39	14,39
5 mm Zırhlı 0cm orta	48,13	32,99	560,51	40,73	297,96	25,48	71,77	14,37
5 mm Zırhlı 0cm alt	35,75	17,00	486,02	53,45	258,37	18,01	58,24	9,73
5 mm Zırhlı 2cm üst	37,40	20,93	522,40	45,39	747,53	20,20	28,46	17,79
5 mm Zırhlı 2cm orta	50,08	21,09	559,27	47,98	770,25	12,99	38,06	13,97
5 mm Zırhlı 2cm alt	42,52	22,22	618,24	37,12	749,87	17,44	31,76	11,63
5 mm Zırhlı 5cm üst	43,93	22,42	446,44	38,15	635,94	18,83	35,33	15,29
5 mm Zırhlı 5cm orta	55,78	22,80	475,96	40,71	672,11	13,65	43,04	18,40
5 mm Zırhlı 5cm alt	37,38	14,67	511,51	29,29	616,07	27,09	29,07	12,97
7 mm Zırhlı 0cm_üst	37,61	21,69	469,28	41,72	203,02	12,84	58,10	8,56
7 mm Zırhlı 0cm orta	50,04	32,92	575,3	35,93	223,45	25,75	68,12	10,32
7 mm Zırhlı 0cm_alt	41,69	30,53	452,99	40,86	207,49	20,95	53,59	7,86
7 mm Zırhlı 2cm üst	38,15	16,24	505,51	43,49	739,66	18,36	32,81	12,39
7 mm Zırhlı 2cm_orta	45,28	20,04	587,39	37,12	770,60	8,49	37,76	14,11
7 mm Zırhlı 2cm alt	33,85	14,33	509,10	50,32	742,63	17,71	29,03	10,44
7 mm Zırhlı 5cm üst	40,60	15,34	425,00	35,98	622,66	19,10	37,21	14,44
7 mm Zırhlı 5cm orta	53,75	20,49	501,05	31,80	675,02	10,75	43,38	16,40
7 mm Zırhlı 5cm alt	42,77	21,12	425,64	43,46	625,68	26,48	30,39	9,78

Zırh kullanmadan gafkromik filmlerin dozları, alanın ortasından alanın kenarlarına doğru azalması veya alanın kenarlarından alan dışı kısmın daha ileri kısımlarına doğru azalması gibi beklenen davranışlar göstermektedir (Tablo 4.6).

Benzer şekilde, bu davranış alanların ortasındaki filmlerin ve alanların üst ve alt kenarlarındaki filmlerin doz farklılıklarının karşılaştırılmasından görülebilmektedir. Bunun dışında aynı davranış yatay doz profilleri de ile açıklanabilmektedir. Öte yandan, yüzey dozları 190 cGy civarında iken, katı fantomun 2 cm derinlikte (6 MV için 1.5 cm olan d_{max} 'a yakın) kabaca 750 cGy'ye yükselmekte ve daha sonra 5 cm derinliğinde 670 cGy'ye düşmektedir. ROI 4 bölgelerinin dozları, alan kenarından daha uzak kısımlardaki daha küçük doz değerlerinin dikkate alınması anlamına gelen ROI 4'ün daha geniş olması nedeniyle; ROI 1 bölgelerinin dozlarından daha küçüktür.

ROI 2'nin yüzey dozları, beklendiği gibi 5 mm zırhın altında alan içi bölgedeki build-up etkisi nedeniyle artmaktadır. Zırhsız ışınlamaların ROI 2 bölgesindeki yüzey dozları yaklaşık 193 cGy iken, dozlar yaklaşık 500 cGy'ye yükselmektedir. Öte yandan, saçılan radyasyon nedeniyle, ROI 3 dozları 195 cGy'den (zırhsız) 270 cGy'ye yükselmektedir. ROI 1 dozları 5 mm zırhın altında yaklaşık 60 cGy'den 40 cGy'ye düşerken, ROI 4 bölgelerindeki dozlar sabit kalmaktadır.

2 cm derinlik için, ROI 2 bölgesindeki dozlar 5 mm zırhın altında yaklaşık olarak 750 cGy'den 550 cGy'ye önemli ölçüde azalmaktadır. ROI 3 bölgesinin dozları, zırhsız ve 5 mm zırhlı durumlarda 750 cGy civarında sabit kalmaktadır. ROI 1 ve ROI 4 dozları, zırhlı ve zırhsız durumlarda benzer görünmektedir.

5 cm derinlik için, ROI 2 bölgesindeki dozlar 5 mm zırhın altında 650 cGy'den 450 cGy'ye önemli ölçüde azalmaktadır. ROI 3 bölgesi dozları, zırhsız ve 5 mm zırhlı durumlarda 640 cGy civarında sabit kalmaktadır. ROI 1 dozları 52 cGy'den 45 cGy'ye hafifçe düşmektedir. ROI 2, zırhlı ve zırhsız durumlarda benzer görünmektedir.

ROI 2'nin yüzey dozları, beklendiği gibi 7 mm zırhın altında, 5 mm'lik zırhlı ölçümlere benzer şekilde, alan içi bölgedeki build-up etkisi nedeniyle artmaktadır. Zırhsız ışınlamaların ROI 2 bölgesindeki yüzey dozları yaklaşık 190 cGy civarında iken, dozlar yaklaşık 500 cGy'ye yükselmektedir. Öte yandan, saçılan radyasyon

nedeniyle, ROI 3 dozları 195 cGy'den (zırhsız) 200-220 cGy'ye yükselmektedir. ROI 1 dozları 5 mm zırhın altında yaklaşık 60 cGy'den 45 cGy civarına düşerken, ROI 4 bölgelerindeki dozlar kısmen sabit kalmaktadır.

2 cm derinlik için, ROI 2 bölgesindeki dozlar 7 mm zırhın altında yaklaşık olarak 750 cGy'den 530 cGy civarına önemli ölçüde azalmaktadır. ROI 3 bölgesinin dozları, zırhsız ve 7 mm zırhlı durumlarda 750 cGy civarında sabit kalmaktadır. ROI 1 ve ROI 2 dozları, zırhlı ve zırhsız durumlarda kısmen azalmıştır.

5 cm derinlik için, ROI 2 bölgesindeki dozlar 7 mm zırhın altında 650 cGy'den 450 cGy'ye önemli ölçüde azalmaktadır. ROI 3 bölgesi dozları, zırhsız ve 7 mm zırhlı durumlarda 640 cGy civarında sabit kalmaktadır. ROI 1 dozları 52 cGy'den 45 cGy'ye hafifçe düşmektedir. ROI 2, zırhlı ve zırhsız durumlarda kısmen azalmıştır.

Sonuç olarak yüzeyde 5 ve 7 mm'lik zırhlar, alan içi dozu 190 cGy'den 500 cGy'e yükseltmekte iken alan dışı doz her iki zırh ile 20 cGy azalmaktadır. 2 cm derinlikte ise 5 ve 7 mm'lik zırhlar, alan içi dozu 200-220 cGy oranında azalmışken alan dışı dozu ise yaklaşık 20 cGy azaltmıştır. 5 cm derinlikte ise her iki zırh da alan içi dozu 200 cGy ve alan dışı dozu yaklaşık 10 cGy azaltmaktadır. Her iki zırhın da yanıl saçılmalar ile diğer alan içi doz bölgesine katkısı olmamıştır.

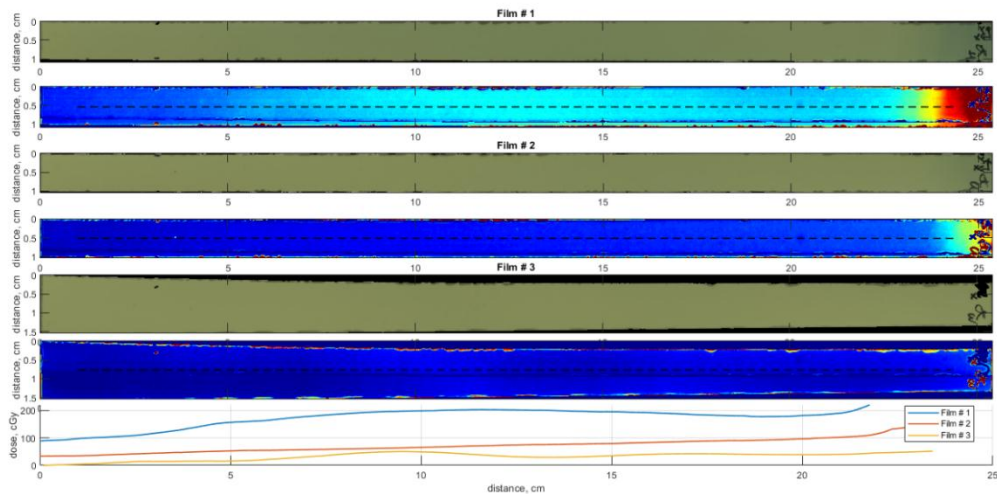
4.4. Alderson Rando Fantomda Parsiyel Ark VMAT Planlarının Zırhsız - Sütyensiz, Sadece Sütyenli (Zırhsız) ve Zırhlı - Sütyenli Olarak Gafkromik Film Işınlamalarının Analizi

Sütyenin etkisinin incelenebilmesi için Alderson Rando fantom üzerinde silikon memelerin daha mesafeli bir şekilde konumlandırılarak hazırlanan 3.2.3 bölümündeki sütyensiz ve sütyenli parsiyel ark VMAT planları ile 5 kere yapılan ışınlamalara göre sağ meme üzerine yerleştirilen gafkromik filmler ve grafikler aşağıdaki bölümlerde verilmiştir. Her üç ölçümde de sol meme üzerindeki filmler sabit kalmakta; zırhın saçılımından dolayı hedef memeye fazladan doz gelmediğini göstermekte ve her üç ölçümde de Alderson Rando fantomun pozisyonunun

doğruluğunu da teyit etmektedir. Detaylar Ek 6’da gösterilmektedir. Ayrıca silikon memelerin daha yakın konumlandırılarak yapılan ışınlamaya ait tüm veriler ve açıklamaları Ek 5’te verilmektedir.

4.4.1. Alderson Rando Fantomda Parsiyel Ark VMAT Planlarının Zırhsız ve Sütyensiz Olarak Gafkromik Film Işınlamalarının Analizi

Sütyenin etkisinin incelenebilmesi için Alderson Rando fantom üzerinde silikon memeler tekrar konumlandırılarak hazırlanan 3.2.3 bölümündeki sütyensiz parsiyel ark VMAT planı ile 5 kere yapılan ışınlamaya göre sağ meme üzerine yerleştirilen gafkromik filmler ve grafikler aşağıda verilmiştir (Şekil 4.15).



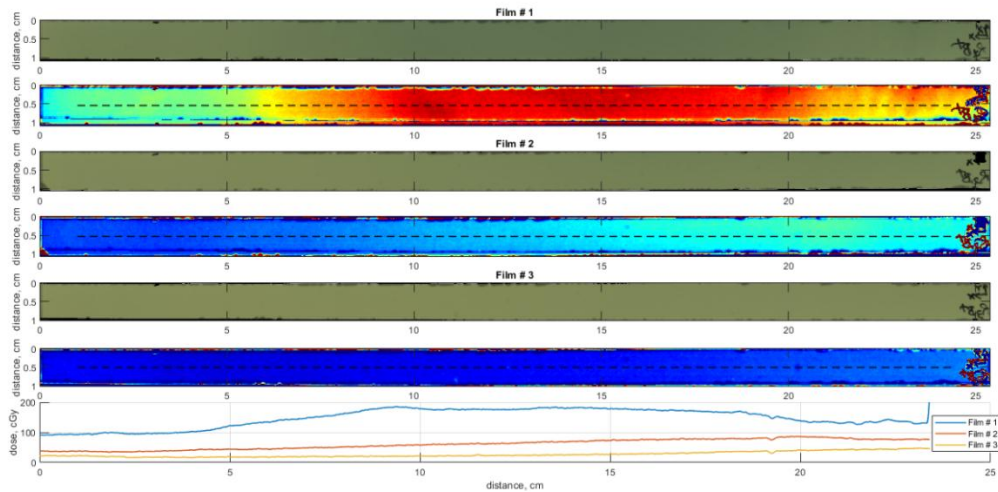
Şekil 4.15. Sağ memede sütyen ve zırh olmadan yapılan ışınlamada sağ memenin iç tarafındaki 1 adet, sağ meme ucundaki 1 adet ve sağ memenin dış tarafındaki 1 adet olan filmler, doz görüntüleri ve doz profilleri

Medialdeki filmin boyna doğru olan ilk 5 cm’lik bölgesinde yaklaşık olarak 80 cGy’den 155 cGy’e artmıştır. Ancak boyundan meme ucuna doğru olan 5-10 cm aralığında ise zırhsız filmde 120 cGy’den 180 cGy’e çıkıp tekrar 150 cGy’e inen bir eğri gözlenirken, 5 mm’lik zırh konulduğunda ise VMAT planından kaynaklanan düşük dozların zırh altındaki build-up etkisi ile 120 cGy’den 290 cGy’e çıkan kısmen lineer bir eğri oluşturmaktadır. Meme ucuna denk gelen 10 – 15 cm aralığında ise doz seviyesi 150 – 170 cGy civarında seyrederken, 5 mm’lik zırh konulduğunda 290-

390 cGy aralığında tepe noktası 400 cGy olan bir eğri gözlenmiştir. Meme ucundan meme altına doğru giden 15 – 20 cm aralığında dozlar 170 cGy civarında seyrederken sadece ufak bir kısmında 230 cGy'e çıkan bir tepe gözlenmiştir. Ancak 5 mm'lik zırh eklendiğinde bu dozlar, 290- 400 cGy aralığına yükselmiştir.

4.4.2. Alderson Rando Fantomda Parsiyel Ark VMAT Planlarının Sadece Sütyenli (Zırhsız) Olarak Gafkromik Film Işınlamalarının Analizi

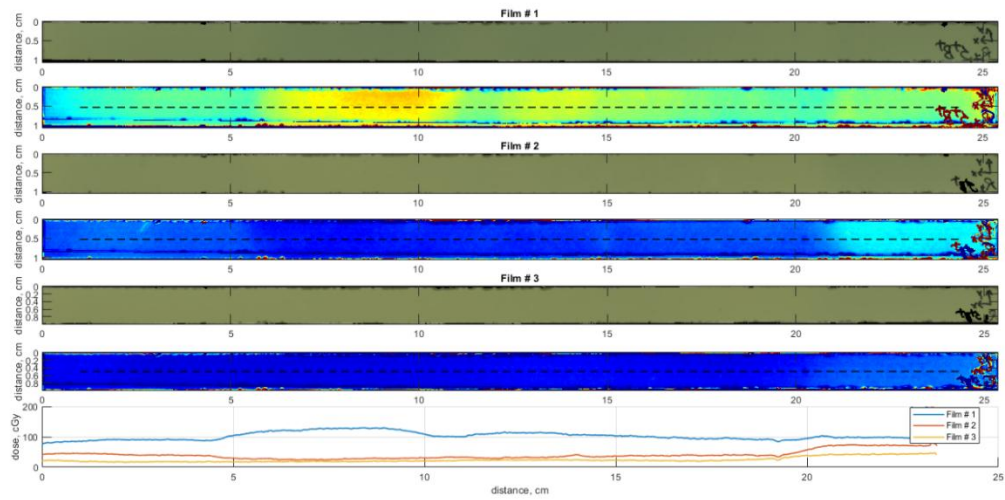
Önceki Alderson Rando fantom ölçümlerine benzer şekilde, yeni film seti (sağ memede sütyenin üzerinde) 3.2.3 bölümündeki sütyenli parsiyel ark VMAT planı ile 5 kere ışınlanmış, ilgili gafkromik filmler ve grafikler aşağıda verilmiştir (Şekil 4.16).



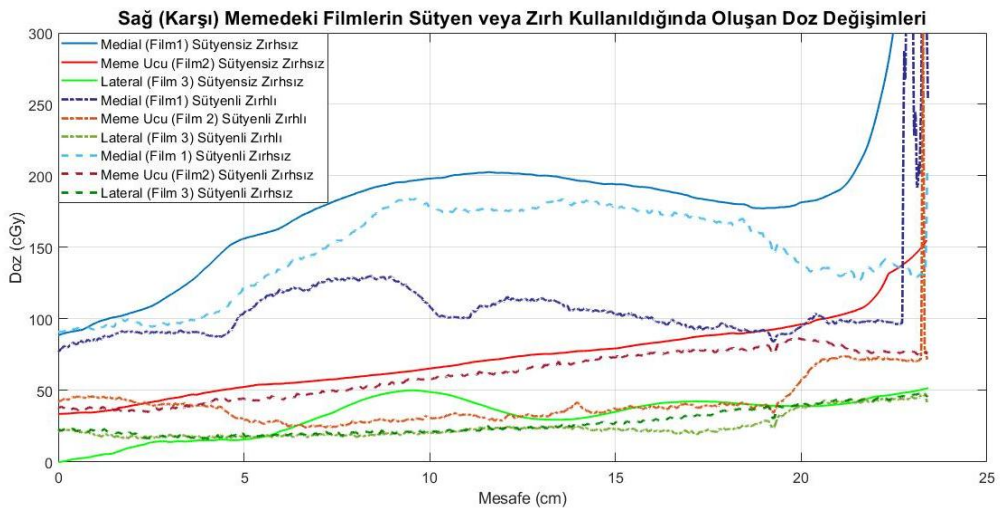
Şekil 4.16. Sağ memede sadece sütyen (zırhsız) ile yapılan ışınlamada sağ memenin iç tarafındaki 1 adet, sağ meme ucundaki 1 adet ve sağ memenin dış tarafındaki 1 adet olan filmler, doz görüntüleri ve doz profilleri

4.4.3. Alderson Rando Fantomda Parsiyel Ark VMAT Planlarının Sütyenli ve Zırhlı Olarak Gafkromik Film Işınlamalarının Analizi

Önceki Alderson Rando fantom ölçümlerine benzer şekilde, yeni film seti (sağ memede sütyenin üzerinde, 5 mm'lik zırhın altında) 3.2.3 bölümündeki sütyenli parsiyel ark VMAT planı ile 5 kere ışınlanmış, ilgili gafkromik filmler ve grafikler aşağıda verilmiştir (Şekil 4.17).



Şekil 4.17. Sağ memede sütyen ve zırh (5 mm) ile yapılan ışınlamada sağ memenin iç tarafındaki 1 adet, sağ meme ucundaki 1 adet ve sağ memenin dış tarafındaki 1 adet olan filmler, doz görüntüleri ve doz profilleri



Şekil 4.18. Sağ memede sütyensiz ve zırhsız, sadece sütyenli (zırhsız) ve sütyenli-zırhlı (5 mm) olarak yapılan ışınlamalarda sağ memenin iç tarafındaki 1 adet, sağ meme ucundaki 1 adet ve sağ memenin dış tarafındaki 1 adet olan filmlerdeki doz değişimleri

Medialdeki filmin boyna doğru olan ilk 5 cm'lik bölgesinde ölçüm dozları sütyensiz zırhsız yaklaşık olarak 0 cm'de 80 cGy'den 5 cm'de 155 cGy'e artmıştır (Şekil 4.18). Sütyenli zırhsız ölçüm dozları 0 cm'de 80 cGy'den 5 cm'de 120 cGy'e artmıştır. Sütyenli zırhlı ölçüm dozları ise 0 cm'de 75 cGy'den 5 cm'de 100 cGy'e artmıştır. **Dolayısıyla sadece sütyen maksimum 30 cGy, sütyenle beraber zırh uygulamasında ise maksimum 70 cGy doz azaltmıştır.** Boyundan meme ucuna doğru olan 5-10 cm aralığında ise zırhsız filmde ölçüm dozları 5 cm'de 150 cGy'den

10 cm'de 200 cGy'e artmıştır. Sütyenli zırhsız ölçüm dozları 5 cm'de 120 cGy'den 10 cm'de 180 cGy'e artmıştır. Sütyenli zırhlı ölçüm dozları ise 5-10 cm aralığında 100 cGy civarında seyretmiş olup 7-9 cm aralığında 130 cGy'e artan bir tepe yapmıştır. **Dolayısıyla sadece sütyen maksimum 30 cGy, sütyenle beraber zırh ise maksimum 90 cGy doz azaltmıştır.** 10-15 cm aralığında ise zırhsız filmde ölçüm dozları 200 cGy civarında sütyenli zırhsız ölçüm dozları 180 cGy civarında, sütyenli zırhlı ölçüm dozları ise 105 cGy civarında seyretmiştir. **Dolayısıyla sadece sütyen maksimum 20 cGy, sütyenle beraber zırh ise maksimum 95 cGy doz azaltmıştır.** 15-20 cm aralığında ise zırhsız filmde ölçüm dozları 15 cm'de 190 cGy'den 20 cm'de 170 cGy'e azalmakta, sütyenli zırhsız ölçüm dozları 15 cm'de 160 cGy'den 20 cm'de 80 cGy'e azalmakta, sütyenli zırhlı ölçüm dozları ise 15 cm'de 105 cGy'dan 20 cm'de 90 cGy'e azalmıştır. **Dolayısıyla sadece sütyen maksimum 70 cGy, sütyenle beraber zırh ise maksimum 100 cGy doz azaltmıştır.**

Meme ucundaki filmin boyna doğru olan ilk 5 cm'lik bölgesinde ölçüm dozları sütyensiz zırhsız yaklaşık olarak 0 cm'de 40 cGy'den 5 cm'de 50 cGy'e artmıştır. Sütyenli zırhsız ölçüm dozları 0 cm'de 40 cGy'den 5 cm'de 48 cGy'e artmıştır. Sütyenli zırhlı ölçüm dozları ise 0 cm'de 45 cGy'den 5 cm'de 30 cGy'e azalmıştır. **Dolayısıyla sadece sütyen maksimum 5 cGy, sütyenle beraber zırh ise maksimum 25 cGy doz azaltmıştır.** Boyundan meme ucuna doğru olan 5-10 cm aralığında ise zırhsız filmde ölçüm dozları 5 cm'de 50 cGy'den 10 cm'de 60 cGy'e artmıştır. Sütyenli zırhsız ölçüm dozları 5 cm'de 48 cGy'den 10 cm'de 55 cGy'e artmıştır. Sütyenli zırhlı ölçüm dozları ise 30 cGy civarında seyretmiştir. **Dolayısıyla sadece sütyen maksimum 7 cGy, sütyenle beraber zırh ise maksimum 30 cGy doz azaltmıştır.** 10-15 cm aralığında ise zırhsız filmde ölçüm dozları 10 cm'de 60 cGy'den 15 cm'de 80 cGy'e artarken, sütyenli zırhsız ölçüm dozları dozları 10 cm'de 55 cGy'den 15 cm'de 75 cGy'e artarken, sütyenli zırhlı ölçüm dozları ise 10 cm'de 30 cGy'den 15 cm'de 40 cGy'e artmıştır. **Dolayısıyla sadece sütyen maksimum 5 cGy, sütyenle beraber zırh ise maksimum 40 cGy doz azaltmıştır.** 15-20 cm aralığında ise zırhsız filmde ölçüm dozları 15 cm'de 80 cGy'den 20 cm'de 100 cGy'e artmakta, sütyenli zırhsız ölçüm dozları 15 cm'de 75 cGy'den 20 cm'de

90 cGy'e artmakta, sütyenli zırhlı ölçüm dozları ise 15-20 cm aralığında 40 - 45 cGy civarında seyretmiştir. **Dolayısıyla sadece sütyen maksimum 10 cGy, sütyenle beraber zırh ise maksimum 55 cGy doz azaltmıştır.**

Lateraldaki filmin boyna doğru olan ilk 5 cm'lik bölgesinde ölçüm dozları sütyensiz zırhsız yaklaşık olarak 0 cm'de 0 cGy'den 5 cm'de 20 cGy'e artmıştır. Sütyenli zırhsız ve sütyenli zırhlı ölçüm dozları 0-5 cm aralığında 20 cGy'e civarında seyretmiştir. Boyundan meme ucuna doğru olan 5-10 cm aralığında ise zırhsız filmde ölçüm dozları 5 cm'de 20 cGy'den 10 cm'de 50 cGy'e artmıştır. Sütyenli zırhsız ve sütyenli zırhlı ölçüm dozları 5-10 cm aralığında 25 cGy'e civarında seyretmiştir. **Dolayısıyla sadece sütyen ya da sütyen ile beraber zırh maksimum 25 cGy doz azaltmıştır.** 10-15 cm aralığında ise zırhsız filmde ölçüm dozları 10 cm'de 50 cGy'den 15 cm'de 35 cGy'e azalırken, sütyenli zırhsız ölçüm dozları dozları 10 cm'de 25 cGy'den 15 cm'de 30 cGy'e artarken, sütyenli zırhlı ölçüm dozları ise 10-15 cm aralığında 25 cGy civarında seyretmiştir. **Dolayısıyla sadece sütyen maksimum 20 cGy, sütyenle beraber zırh ise maksimum 25 cGy doz azaltmıştır.** 15-20 cm aralığında ise zırhsız filmde ölçüm dozları 15 cm'de 35 cGy'den 20 cm'de 45 cGy'e artmakta, sütyenli zırhsız ölçüm dozları 15 cm'de 30 cGy'den 20 cm'de 45 cGy'e artmakta, sütyenli zırhlı ölçüm dozları ise dozları 15 cm'de 30 cGy'den 20 cm'de 45 cGy'e artmış ancak çoğunlukla 30 cGy civarında seyretmiştir. **Dolayısıyla sadece sütyen maksimum 10 cGy, sütyenle beraber zırh ise maksimum 15 cGy doz azaltmıştır.**

5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında karşı memeyi tedavi alanından uzaklaştırarak alabileceği dozları azaltacak bir sütyen ile alan dışı dozu azaltacak esnek, farklı vücut bölgelerinde de kullanılabilen, çok amaçlı, toksik olmayan bir zırh üretmek amaçlanmıştır. Tüm bu hedefler ışığında bu çalışma 4 ana bölümde ilerlemiştir. Birinci aşamada, parçacıkların madde içindeki davranışlarını takip etmekte kullanılan en güvenilir simülasyon yöntemi olarak MC simülasyonları ile soğurma kabiliyeti en iyi olan malzemeye karar verilmiştir. İkinci aşamada ise karşı memeyi hedef memeden uzaklaştıracak sütyen ile alan dışı dozu azaltacak zırh modeli tasarlanıp üretilmiştir. Üçüncü aşamada, sütyenin etkisinin incelenebilmesi için Alderson Rando fantoma yerleştirilen silikon memeler üzerinde sütyensiz ve sütyenli olarak parsiyel ark VMAT planları yapılmıştır. Dördüncü aşamada ise zırhların etkinliklerini dozimetrik olarak ölçebilmek için önce tüm zırhlar (5mm'lik ve 7 mm'lik) RW3 katı su fantomunda zırhsız ve zırhlı olarak gafkromik filmlerle ölçülmüştür. Zırhlar hem alan içinde hem de alan dışındaki dozlarda belirgin ölçüde azalma sağlamıştır. Daha sonra Alderson Rando fantom üzerindeki gafkromik filmler, daha önce yapılan sütyensiz ve sütyenli parsiyel ark VMAT planları ile zırhsız ve zırhlı olarak ışınlanmış ve gafkromik filmlerle ölçüm yapılmıştır. Tezin bu kısmında da gerek sadece sütyen gerekse sütyenle beraber zırh sağ meme dozunu belirgin oranda azaltmıştır.

Günümüzde bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler radyoterapi uygulamalarına da yansımış, gelişmiş teknoloji hedef hacimlerde yüksek dozların verilmesini sağlarken çevre normal dokuları da korumayı mümkün kılmıştır. Ancak YART, VMAT gibi bu yeni tedavi tekniklerinin en önemli dezavantajı çevre normal dokuların düşük doz banyosuna maruz kalmasıdır. Ayrıca linak kafası ve tedavi odasından saçılan doz, linak kafasından kaynaklanan sızıntı dozu, hasta içinde saçılan doz hedef dışı doza katkıda bulunmaktadır (2, 6, 11, 24). Bu hedef dışı düşük dozlar organ yetmezliğinden ziyade ikincil kanserler açısından risk oluşturmaktadır (2).

Radyoterapi meme kanserinde tedavinin önemli bir parçasıdır. Etkin sistemik tedavi yaklaşımlarının bulunması ile meme kanserli hastaların önemli kısmında uzun sağkalım mümkün olmuştur. Yeni teknolojiler ise meme radyoterapisinde akciğer ve kalp üzerinde hasar bırakmaksızın tedaviyi mümkün kılmaktadır. Ancak ikincil kanserler açısından meme oldukça duyarlı bir organdır. Radyasyona bağlı ikincil meme kanseri olasılığı için rölatif risk 45 yaş altındaki kadınlarda 1.32 ile 1.59 arasında iken bu risk 45 yaşın üstündeki kadınlarda ise 1.01 olarak bulunmuştur (1). Tubiana ve ark. tiroid ve meme kanserlerine 100 mGy gibi düşük dozlarda bile bildirirken, tütün ürünlerinin etkileri ile birlikte 500 mGy civarında ikincil akciğer kanseri gözlemlendiğini belirtmişlerdir (21). Diallo ve ark. yaptığı bir başka çalışmada ikincil kanser riski tedavi edilen hacimde %12, tedavi edilen hacmin ilk 5 cm uzaklığında %66, ve 5 cm üzerindeki mesafelerde %22 olarak bulunmuştur (7). Aisenberg ve ark. çalışmalarında 30 yaşından küçük lenfoma tanılı hastalarda mantle ışınlaması yapıldığında meme kanseri riskinin en az 10 kat arttığını bildirmişlerdir (20). Meme kanserinin radyoterapisinin planlanması ve uygulamasında özellikle genç yaş hastalarda ikincil kanser riskini azaltmak açısından karşı meme dozunun mümkün olan en aşağı seviyelerde tutulması önemlidir. Bu tez çalışmasında da bu amaçla karşı memeyi primer demetlerinin yörüngesi dışında tutacak ve alan dışı dozları minimize edecek sütyen ve zırh tasarlanmıştır.

Çalışmada zırh malzemesine karar vermek için MC simülasyonları yapılmıştır. MC simülasyonları, birçok alanda olduğu gibi radyoterapide de parçacıkları madde içindeki takibi için en güvenilir yöntemdir. Son yıllarda yapılan araştırmalarda tıptan, güvenlik, uçak sanayine kadar birçok alanda hem radyasyondan koruyan hafif hem de düşük maliyetli olduğu iddia edilen bir takım malzemeler ortaya çıkartılmıştır (57, 58). Bu tez çalışmasında hem bu malzemelerin etkinliğini karşılaştırmak hem de yeni bir malzeme geliştirmek için baryum borat, sepyolit, boraks, bakır, serrobend (Lipowitz Metal) ve referans materyaller olarak kurşun ve su analiz edilmiştir. Çalışmanın başında kompozit bir malzeme üretmek amaçlanmışsa da MC simülasyonları serrobend ve kurşunun radyasyonu soğurması açısından en etkin iki malzeme olduğunu ortaya koymuştur. YDK ve OBK en küçük olan malzemeler sırasıyla 2.28 cm ve 6.15 cm ile kurşun ve 2.74 cm ve 7.34 cm ile

serrobend olup bu değerler literatür ile uyumludur (46, 49). Bu çalışmada planlanan zırhın literatürdeki benzerlerinden (6) en önemli farkı literatürdeki hastaya özgü ve tek kullanımlık malzemenin aksine vücuttaki herhangi bir bölgeye veya herhangi bir hastaya uyumlu olmasıdır. Bu nedenle erime noktası, tekrar kullanılabilirlik, kolay şekillendirebilirlik ve erişilebilirlik gibi daha üstün olan özellikleri nedeniyle serrobendde karar kılınmıştır. Butson ve ark.nın (59) çalışmasında, 6 MV x-ışını demeti yönlendirilen katı fantom ölçümleri yapılmış, 10x20 cm'lik alanın alan kenarından 5 cm uzakta alınan ölçümlerde 1.5 cm derinlikteki dmaks dozu %100 olarak kabulüne göre yüzey dozu, her biri 1 mm'lik alüminyum, bakır ve kurşun plakalarla sırasıyla %13'ten %9.5'e, %4.5'e, % 7.2'ye ve 5 cm derinlikte ise %7'den %5.5'e, %3.75'e, %3'e düşmüştür. Onların çalışmalarında maliyeti nedeni ile bakır tercih edilmiş olsa da bizim çalışmamızda benzer maliyet ve şekillendirilebilirlik avantajlarının yanı sıra daha fazla doz soğurabildiği için serrobend tercih sebebidir. Prado ve ark. (60) çalışmalarında ise toplamda 64 Gy ile ışınlanacak 22 haftalık hamile bir baş-boyun hastasının fetüs dozunu düşürmek amacıyla bir zırh tasarlamışlardır. 1.5 cm'lik kurşun plakalarla 21 kg'lık bir düzenek oluşturmuşlardır. Bu uygulamada dozun 0.474 cGy'den 0.273 cGy'e (%42.4) düşmüştür. Ancak bu zırh plakaları bütünü ağırlığından dolayı yeni bir masa üretimine ihtiyaç duymakta ve hastaya özgü tek kullanımlık olup hastanın cildini de sarmamaktadır. AAPM TG-36'da da (6) zırh tasarımları hasta üstünde köprü, tedavi masasının üzerinde yeni bir masa veya hareketli zırhlar olmak üzere üç farklı grupta açıklanmıştır. Her bir zırhlar bütününde dozu azaltmak için en az 5-7 cm kurşun veya 6-8.5 cm serrobend gereksinim duyulmaktadır. Masa ile beraber yaklaşık 200 kg'a varan ağırlıklara ulaşıldığı için kullanım zorluğu yaşanmaktadır.

Cilt yüzeyine yerleştirilen bir zırhın sadece havada yapılan simülasyona göre daha kalın olması gerekir. Bunun nedeni dokuda zırhın altında olan geri saçılmadır. Çalışmamızda 30 cm doku (meme) ilavesinin çıplak YDK / OBK değerleri üzerindeki etkisini incelemek için zırh malzemelerinin hemen arkasına yerleştirildikten sonra simülasyonlar tekrar edilmiş ve iletim şiddetinin kalınlık ile değişim grafiği çizdirilip, YDK ve OBK değerleri hesaplatılmıştır. Bu değerler ışığında dokudan geri saçılmanın zırhlama malzemesinin çıkan akısında net bir artışa

neden olması sebebiyle dokunun eklendiği durumdaki YDK ve OBK değerleri hafifçe artmıştır. Zırhtan çıkan fotonlar, zırhın arkasında hava olduğu durumda, fotonların hava ile neredeyse sıfır etkileşim olasılığı nedeniyle geri gelemezlerken; zırhın arkasında doku olduğu durumda ise doku ile etkileşime girer ve bir kısmı geri saçılarak zırha dönebilmektedirler. Dolayısıyla çıkış akısında da artışa neden olan bu durum, sadece hava olan durumdaki YDK ve OBK değerlerinden daha kalın zırhlara ihtiyaç duyulduğunu ortaya koymaktadır. Verhaegen ve ark. iki farklı x-ışınını modellemek için EGS4 ve MCNP4B kullanarak foton spektrumlarını simüle edip bu sonuçları ölçümlerle doğrulamışlar ve su eklendiği durumda benzer bir etki gözlemlenmişlerdir (54).

Zırh malzemesinin serrobend olmasına karar verildikten sonra zırhın klinikteki uygulama şeklini görebilmek, alan içi ve dışı dozun zırh ile ne kadar değiştiğini hesaplamak için klinikteki su eşdeğeri katı fantom (RW3) düzeneği oluşturulmuştur. Bu şekilde fantomdaki geri saçılmanın etkisi de hesaplanabilmiştir. Hem zırhın ne kadar doz soğurduğunu hem de zırhın etrafına saçılım yapıp yapmadığını hesaplayabilmek için katı fantomun önüne zırh konularak ve konulmadan YDD'ler simüle edilmiştir. Zırhlı ve zırhsız YDD'ler karşılaştırıldığında fantomun önüne bir zırh malzemesi konulması, build-up etkisine neden olduğu için bu malzemenin maksimum doz noktasını (d_{maks}) zırhsız YDD'dekine göre daha öne çektiği görülmektedir. Benzer şekilde yatay doz profillerinde zırhın yarattığı bu build-up etkisi daha belirgin olarak görülmekte; zırhsız profillerde çizgi halinde devam eden profiller yerine zırhlı profillerin yüzeydeki profilinde %15 civarında belirgin bir artış gözlenirken 2 ve 5 cm'de zırhın etkisi ile %10-15 arasında belirgin azalmalar görülmektedir. Böylece istenilen bölgeye konumlandırılan 5 mm'lik bir zırhın alan içinde bile belirgin oranda doz azaltacağı gösterilmiştir. Han ve ark. (61) MCNPX ile yaptıkları çalışmada 3 ve 6 aylık fetüslerin aldığı dozu zırhsız ve zırhlı olarak simüle etmişler ve su fantomunda noktasal ölçümler ile yapılan çıkarımlara göre MC ile yapılan simülasyonları daha gerçekçi olduğunu bulmuşlardır. 20,000 MU veya daha altı ile yapılan beyin veya baş boyun tedavilerinde 3 cm'lik kurşun veya 4 cm'lik serrobend zırhın fetüs dozunu 5 cGy'den üçte birine düşürdüğünü belirtmişlerdir. Benzer şekilde 7000 MU'luk mantle tedavi planlarında ise 3-7 cm'lik

kurşun veya 4-8.5 cm'lik serrobend zırhların fetüs dozunu 28.6 cGy'den dörtte birine düşürdüğünü belirtmişlerdir. Stewart ve ark. (62) çalışmalarında ise hedef memeyi toparlayarak karşı memenin ve risk altındaki organların dozunu azaltmak için kullandıkları plastik kup da çalışmamıza (yüzeyde % 15 artış) benzer şekilde yüzey dozunu ort. % 16.6 (medailde %26.6, lateralde %20, superiorda %14, inferiorda %7) arttırmıştır.

Çalışmanın ikinci aşamasında ise karşı memeyi hedef memeden dolayısıyla tedavi alanından uzaklaştıracak bir sütyen ile gerek meme gerekse vücudun farklı bölgelerinde kullanılabilecek zırh üretilmiştir. MC simülasyonları ile soğurma kabiliyeti, şekillendirilebilirlik ve erişim kolaylığı bakımından en avantajlı malzeme olarak serrobendde karar kılınmış ve tasarım olarak kolayca yerleştirilebilen bir şeklin üretimine geçilmiştir. Sütyenin 3 ana üretilme aşaması olmuştur. Her aşamada yeni eklemelerle en optimal tasarıma ulaşılmıştır. Yumuşak, pamuk gibi kumaşlar ile hastaların konforu ön planda tutulmuştur. Amaç, hedef memeye hiçbir şekilde etkilemeyerek tedavi planında çizilen hedef hacimlerde değişikliğe neden olmadan karşı memeyi olabildiğince hedef memeden uzaklaştırmaktır. Üretilen sütyen, BT ile de uyumlu olduğu için gerek BT çekimi gerekse radyoterapinin her fraksiyonunda hareket potansiyeli yüksek olan memeyi aynı pozisyonda tutarken herhangi bir saçılmaya neden olmamaktadır. Sütyenin tasarımı nedeni ile sütyen; A, B, C, D vb. kuplardan bağımsız olarak her beden ve her şekilde (sarkık, yayvan, dik, parsiyel mastektomili vb.) memeye uygulanmakla beraber sağ veya sol memeye de uygulanabilmektedir. Alan dışı doz, alan kenarından uzaklaştıkça azaldığından sütyen de memeyi hedef memeden uzaklaştırdığı oranda alabileceği alan dışı dozu azaltacaktır. Ticari olarak satışa sunulan Chabner XRT Bra (55), her iki memeyi de kavrayacak bir tasarıma sahiptir. Dolayısıyla her iki meme de dikleşeceğinden hedef memeyi sardırmak için karşı memenin medialından demet giriş dozu artacak ve diğer yandan da hedef memenin lateral kısmında daha yatık demetler kullanılması gerekeceğinden akciğer dozu da bizim tasarımımızın sağlayacağından daha fazla artacaktır. Aynı zamanda hedef memenin sütyenin içinde aynı pozisyonu alıp alamayacağı da belirsiz bir nokta olarak kalmaktadır.

Bu tez çalışmasında MC simülasyonları ile kurşun ve serrobendın radyasyonu durdurma kapasiteleri ön plana çıkarken, kurşun bu bakımdan daha üstün olmasına rağmen kurşun gibi erime sıcaklığı 273 °C yerine 70 °C’de eriyen, ulaşılabilirliği ve fiyat maliyet analizi daha avantajlı olan serrobend tercih edilmiştir. Daha sonra serrobend malzemeler eritilerek kare, dikdörtgen, su damlası, oval, daire, silindir, çubuk şeklinde zırh parçaları üretilmiştir. Çubuk olan parçaların uç kısımlarına kumaşlara dikilebilmesi için halka benzeri metaller eklenmiştir. Hangi şeklin kullanılacağına karar verilirken daha fazla radyasyon soğurması için en kalın parçalar seçilirken hastanın konforu açısından en hafif olabilecek tasarımı, dizilimi yapmak amaçlanmıştır. Dolayısıyla zırh sayısı en az olacak tasarımlar üretilmiştir. Su damlası şeklinde 2 adet zırh üretilmiştir. Bunlardan biri 5 mm kalınlığındaki zırhlar bir tutucu üzerine dikilerek üretilmiş ve diğeri ise 7 mm kalınlığındaki zırhlar bir tutucu üzerine yapıştırılarak üretilmiştir. Daha sonra zırh parçacıklarının sayısının daha da azaltılması için kare şeklindeki zırhlardan da bir tasarım yapıp yeni bir zırh daha üretilmiştir. Zırh parçalarının küçük olması nedeniyle tutucuya sabitlenen zırh vücudun üzerinde konumlandırılması istenilen bölgenin şeklini alabilmekte, cilde tam temas sağlamaktadır. Zırh sütyenin üzerine konumlandırılacağı için sütyenin etkisinin yanı sıra karşı memenin alabileceği alan dışı dozu daha da azaltacak böylece ikincil kanser riskini minimize edecektir.

Çalışmanın üçüncü aşamasında ise sütyenin etkisinin incelenebilmesi için Alderson Rando fantoma yerleştirilen silikon memeler üzerinde sütyensiz ve sütyenli olarak parsiyel ark VMAT planları yapılmıştır. Planların değerlendirilebilmesi için organlar hedef ve risk altındaki organlar olmak üzere iki kategoride analiz edilmiştir. Karşı meme dozu sütyensiz planda ortalama 164 cGy iken sütyen takıldığında 144 cGy’e düşmüştür. Çalışmamızda ölçümler, erkek Alderson Rando fantoma mastektomi sonrası hastaların kullandığı silikon meme implantları yerleştirilerek, kadın hasta simüle edilerek yapılmıştır. Silikon implant memeler, gerçek hastaların memeleri ile karşılaştırıldığında daha sert, hareketsiz ve diktirler. Buna karşın gerçek memeler nispeten daha yumuşak ve sarkıktırlar. Bu nedenle canlı hastalar düşünülerek tasarlanıp üretilen bu sütyenin canlı bir hastada daha etkili olacağını düşünüyoruz. Dolayısıyla bir sonraki adımda, gerçek hastalarda sütyenin etkinliğini

ölçebilmek için etik kurul onayına başvurulmuş olup onay aşamaları tamamlandığında çalışmalara başlanacaktır.

Çalışmanın dördüncü aşamasında ise zırhların etkinliklerini ölçmek için RW3 katı su fantomunda önce 5 mm'lik ve 7 mm'lik zırhlar, zırhsız ve zırhlı olarak gafkromik filmlerle ölçülmüştür. Daha sonra Alderson Rando fantom üzerine yerleştirilen gafkromik filmler, daha önce yapılan sütyensiz ve sütyenli parsiyel ark VMAT planları ile zırhsız ve zırhlı olarak ışınlanmıştır. Böylece zırhların azalttığı doz miktarı ölçülmüştür. Gafkromik filmler ölçüm için kullanılmadan önce kalibre edilmişlerdir. Çalışmadaki asıl amaç alan dışı dozları ölçmektir ve alan dışı doz ölçümlerinde birçok ölçüm belirsizliği nedeni vardır (2, 24). Bu belirsizlikleri ekarte etmek amacıyla filmlerin kesilmelerinden yerleştirilmelerine, ışınlanmalarına, taranmalarına, kalibrasyon eğrisinin elde edilmiş yöntemine kadar tüm detaylar titizlikle uygulanmıştır (51-53).

Sağ memenin iç tarafındaki film sol memeye giriş dozundan dolayı doz almıştır. Bu yüzden bir zırh eklemek, build-up etkisi nedeniyle dozunu arttırmıştır. Ancak, 5 mm'lik zırh meme ucu bölgesindeki ve memenin dış tarafındaki filmlerin dozlarını azaltmıştır. Bu sonuç, zırh yerleştirilirken alan içine denk getirilmemesinin önemini vurgulamaktadır. Solanki ve ark. (63) çalışmalarında karşı meme dozunu düşürmek için 1 cm kalınlığında superflab kullanmışlardır. TLD ile karşı memenin 24 farklı noktasında ölçüm almışlardır. Sırasıyla medial, merkez, lateral kadran dozlarını 1.9 Gy (0.2-7.7), 1.2 Gy (0.1-3.8), 0.8 Gy (0.1-2.5) olarak ölçmüşlerdir. Superflab kullanıldığında ise bu dozlar ortalama olarak %46.57 (%20-%80) azalmıştır. Bizim çalışmamızda ise %50-%75 düzeyinde doz azalması ölçülmüştür. Ancak özellikle düşük doz bölgesi olarak tanımlanan alan dışı dozların ölçümünde ölçüm belirsizlikleri karşılaştırıldığında, çalışmamızda kullandığımız gafkromik filmler (%3-4) TLD'lere (%30 civarı) göre daha güvenilirdir. Bunun yanı sıra Solanki ve ark. (63) çalışmalarında nokta doz ölçümleri alırken bizim çalışmamızda gafkromik filmlerle profiller ve ROI'ler ile daha geniş alanları kapsayan ölçümler almamız daha güvenilir veri analizi yapılmasını sağlamıştır. Son olarak superflabın doku eşdeğeri plastik bir malzeme iken çalışmamızdaki zırh serrobenddir. Her iki malzemenin atom numaralarındaki büyük farktan dolayı serrobendin daha fazla doz

soğuracağı açıktır. Boice ve ark. (1) 41,109 hastanın kayıtlarını inceledikleri çalışmalarında ortalama karşı meme dozunun 282 cGy ve maksimum dozunun ise 710 cGy olduğunu bildirmişlerdir. Wahba ve ark. (55) 30 hastada yaptıkları çalışmada karşı memenin ucundaki yüzey dozlarının % 4.5 ile % 17 arasında değiştiğini bulmuşlardır. Çalışmamızda ise bu dozlar % 4 ile % 20 (40 - 200 cGy) arasında değişmektedir. Frass ve ark. (31) 13 mm ve 25 mm'lik kurşun plakaların karşı meme dozunu sırasıyla % 55 ve % 65 oranında azalttığını ancak kalın plaka kullanımının, plakanın ağırlığı göz önünde bulundurulunca hastada güvenli bir şekilde uygulanmasının zorlaşacağını belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda ise bu oranlar %50 ile %75 arasında değişmektedir ve uygulama kolaylığı ve hafifliği açısından tercih nedenidir. 7 mm kalınlığındaki zırhın 5 mm'lik zırha göre daha fazla doz soğuracağı açıktır. Ancak ağırlıkları karşılaştırıldığında 5 mm'lik zırh, uygulama kolaylığı açısından daha avantajlıdır.

Goyal ve ark. (34) prone meme radyoterapisinde kontralateral meme dozunu azaltmak için 1 mm'lik 2 kurşun plaka kullanmışlardır. Tedavi edilecek meme için bir balon içinde 2000 mL su ve kontralateral meme içinse 1 cm'lik bolus kullandıkları düzenekte kontralateral meme dozunu medial ve lateral kenarlarda MOSFET ile ölçmüşlerdir. Hedef memeye 6 MV ile fraksiyon başına 200 cGy verdikleri plan ile istatistiksel doğruluğu arttırmak için 3 set halinde toplam 15 fraksiyonda zırhlı ve zırhsız olarak ışınlama yapmışlardır. Zırhsız ölçümlerde medial ve lateral dozların ortalaması sırasıyla 37.11 cGy ve 2.94 cGy iken zırhlı ölçümlerde ise 12.68 cGy ve 1.54 cGy'e düşmüştür. Biz çalışmamızda ise medial dozlar sütyen ile zırh kullanıldığı durumda maksimum 95 cGy azalmıştır. Sadece sütyen kullanıldığında ise ortalama 30 cGy (maksimum 70 cGy) azalmıştır. Lateral filmlerde ise dozlar, sadece zırh ile ortalama 7 cGy (maksimum 10 cGy), sadece sütyen ortalama 18 cGy (maksimum 25 cGy), sütyen ile zırh beraber kullanıldığında ise ortalama 25 cGy (maksimum 30 cGy) azaltmıştır.

Garriago ve ark. (35) çalışmalarında wedge kullanılan 2 alanlı konvansiyonel teknik ile serrobend blok kullanılan 3BKRT tekniklerinin kontralateral meme dozuna katkısını ve kurşun zırh kullanımının etkisini incelemişlerdir. Wedge kullanılan 2 alanlı konvansiyonel teknikte ortalama kontralateral meme dozu 2.09 cGy yani

reçetelendirilmiş 50 Gy dozun % 4.18 (% 2.9 - % 19)'idir. Çalışmalarının devamında 3BKRT (serrobend blok kullanılan) tekniğinde ise toplam kontralateral meme dozu 5,9Gy, %11.8 (%7.9–%24) iken; bu doza medial alandan gelen katkı 10.3%(6.7%–20%) ve lateral alandan gelen katkı ise % 1.6 (%1.1–%3.8)'dir. 2 mm kalınlığında wax (balmumu) kaplı 2mm kalınlığındaki kurşun plaka ile kontralateral meme dozu % 11.8'den % 2'ye düşürdükleri görülmüştür (35). Bizim çalışmamızda ise yüzey dozu %8.38'dir (sol memeye 10 Gy verilirken ort 90 cGy ya da 50 Gy'de 4.19 Gy). Medial alandan gelen katkı % 3.36 (%2.3 – %21.1) iken lateral alandan gelen katkı ise %0.86 (%0.4 – %3.7)'dir. Yine bizim çalışmamızda 5 mm'lik serrobend zırh kullanımı dozu %8.38'den %3.6'ya düşürmüştür. Garriago ve ark. (35) çalışmasında 2mm'lik kurşun dozun %80'ini azaltırken kurşun kalınlığını 20mm'ye çıkartmak dozun %90'mı azaltmıştır. Ancak sadece %10'luk bir daha fazla doz azaltılması için 10 kat kalınlığındaki kurşun kullanımı, ağırlığı göz önünde bulundurulunca mümkün görülmemektedir.

Goffman ve ark. (36) çalışmalarının ilk aşamasında fantomda aldıkları ölçümlere göre 1.1 mm'den 24.6 mm'ye kadar arttırdıkları kurşun kalınlıklarını karşılaştırmışlardır. Buna göre 2 mm kalınlığının tolere edilebilir ağırlık ve saçılan dozu azaltma kabiliyeti göz önüne alınarak en uygun kalınlık olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmanın diğer aşamasında ise 50 yaş ve altı toplam 18 hastada medial hat ve meme ucu arasında TLD ile ölçtükleri dozlara göre 2 mm (20 x 25 cm²)'lik kurşun zırhın %50 ve daha fazla oranda kontralateral meme dozunu azalttığı görülmüştür. Benzer nedenlerle bizim çalışmamızda da 5 mm'lik zırhın ağırlık bakımından daha kullanışlı olduğu görülmüştür.

Muller-Runkel ve ark. (29) yaptıkları çalışmada toplamda 4 mm kalınlığında vinil reçine kaplı 1 mm kurşun tozu içeren bir zırh ile tanjansiyel alanlardan oluşan meme planı için ölçüm yapmışlardır. Medial alan girişi ve kontralateral meme apeksinin ortasında bulunduğu için orta hat alan kenarının 5 cm dışı ölçülmüştür. SSD 85 cm ve 30⁰ wedge olan planda zırh kullanıldığında, cilt dozu terapötik dozun %26'sından %6'sına düşmüştür. Aynı setup SSD 90cm olduğunda ise %13'ten %5' azalma sağlamıştır. Saçılan radyasyon enerjisi daha az olacağı için daha küçük wedge kullanıldığında zırhlama daha etkin olacaktır. 60⁰ wedge kullanıldığında (SSD

90 cm) zırh cilt dozunu terapötik dozun %20'sinden %6'sına düşürürken hiç wedge kullanılmadığı durumda ise %16'dan %3'e düşürmektedir. Bizim çalışmamızda ise 5 mm'lik serrobend zırh kullanımı dozu %8.38'den %3.6'ya (% 56) düşürmüştür.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada, MC ile radyoterapide parçacık takibi yapılabileceği ve kullanılan bu program ile zırhlama için en uygun malzemenin seçilebileceği gösterilmiştir. Yine MC simülasyonları ile kliniktekine benzer düzenekler üretilerek zırhın katı su fantomu ve doku üzerindeki etkisi incelenmiştir. Sonuçlar, literatür tarafından da desteklenmekle beraber çalışmanın devamında yapılan gafkromik film ölçümleriyle de uyumlu olmuştur.

MC simülasyonları ile kurşun ve serrobendin radyasyonu durdurma bakımından en avantajlı malzemeler olduğu tespit edilmiştir. Ancak erime noktaları, kolay şekillendirilebilirlik, erişim kolaylığı, fiyat maliyet analizleri göz önüne alındığında serrobend öne çıkmıştır.

MC simülasyonlarında, zırhlama malzemeleri karşılaştırılırken, klinik ortam hakkında fikir verebilmesi açısından zırhların arkasına doku eklendiği durumda çıkış akısı arttığı için arkasında hava olan duruma göre zırh kalınlıklarının da artırılması gerektiği tespit edilmiştir.

MC simülasyonlarında katı su fantomu modellerinde zırhsız ve 5 mm'lik zırhlı setuplar karşılaştırıldığında, zırhın alan içi bölgede 2 ve 5 cm derinliklerde % 10-15 oranında doz azalttığı bulunmuşken yüzeyde ise build-up etkisinden dolayı % 15 mertebelerinde doz arttırmıştır. Dolayısıyla zırhın amacına uygun şekilde alan dışı dozu azalttığı ispat edilmiştir.

Meme, tiroid gibi radyasyona duyarlı organlar, ikincil kanser riskinin arttığı organlar olup, bu organların saçılan dozdan etkilendikleri bilinmektedir. Dolayısıyla karşı memeyi tedavi alanından uzaklaştıracak bir sütyen üretilmiştir. Sütyen farklı meme boyutlarına, sağ veya sol meme olması fark etmeksizin kolaylıkla uygulanabilir şekilde tasarlanmıştır. Sütyen hedef memeyi hiçbir şekilde hareket ettirmezken, karşı memeyi olabildiğince alan dışına itmekte ve bu memenin soğuracağı alan dışı dozu azaltmaktadır.

Zırhlar küçük parçalar halinde yumuşak bir kumaşa monte edildiği için üzerine konulduğu herhangi bir vücut bölgesini kolayca kavrayabilmekte böylece kullanım kolaylığı sağlamaktadır. Üretilen zırhlar sadece meme için değil tiroid, gonad ve istenilen herhangi bir vücut bölgesinde kullanılabilir. Zırhlar küçük parçalar halinde yumuşak bir kumaşa monte edildiği için üzerine konulduğu herhangi bir vücut bölgesini kolayca kavrayabilmekte böylece kullanım kolaylığı sağlamaktadır. Üretilen zırhlar sadece meme için değil tiroid, gonad ve istenilen herhangi bir vücut bölgesinde kullanılabilir.

Alan dışı dozlar düşük mertebelerde oldukları için literatürde de vurgulandığı gibi birçok ölçüm belirsizliği olma potansiyeline rağmen alan dışı doz ölçmek için önemli olan teknik ve detaylara dikkat edilerek, gafkromik filmlerle alan dışı dozlar rahatlıkla ölçülebilmektedir.

Katı fantom ölçümlerinde 5 mm zırh, alan içi dozu sırasıyla 2 cm ve 5 cm derinlikte yaklaşık olarak 200-220 cGy, 190-200 cGy azaltmaktadır. 7 mm'lik zırh, alan içi dozu sırasıyla 2 cm ve 5 cm derinlikte yaklaşık olarak 190-230 cGy, 180-210 cGy azaltmaktadır. Her iki zırh da alan dışı dozu hedef alandan uzaklaştıkça 50 cGy'den 10 cGy'e kadar azaltmaktadır.

Alderson Rando fantom ölçümlerinde ise karşı memenin dozu, sadece sütyen ile maksimum 70 cGy, sütyen ile zırh beraber kullanıldığında ise maksimum 95 cGy kadar azaltmaktadır.

Alan içi cilt yüzeyinde build-up etkisinden dolayı cilt dozu artacağından yan etki oluşmaması için zırh yerleştirilirken alan ile zırhın çakışmamasına dikkat edilmelidir.

7 mm'lik zırhın daha fazla doz soğuracağı açıktır. Ancak 5 mm'lik zırhın ağırlığı göz önünde bulundurulduğunda 5 mm zırh, hasta konforu ve kullanım kolaylığı açısından daha avantajlıdır.

7. KAYNAKLAR

1. Boice JD, Harvey EB, Blettner M, et al. Cancer in the contralateral breast after radiotherapy for breast cancer. *N. Engl. J. Med*, 1992, 326 (12):781–5.
2. Kry SF, Bednarz B, Howell RM, Dauer L, Followill D, Klein E, “AAPM TG 158: Measurement and calculation of doses outside the treated volume from external-beam radiation therapy”, *Medical Physics*, October 2017, 44 (10).
3. Kase KR, Svensson GK, Wolbarst AB, Marks MA. Measurements of dose from secondary radiation outside a treatment field. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 1983; 9:1177–1183.
4. Scarboro SB, Followill DS, Howell RM, Kry SF. Variations in photon energy spectra of a 6 MV beam and their impact on TLD response. *Med Phys*. 2011; 38:2619–2628.
5. Edwards CR, Mountford PJ. Near surface photon energy spectra outside a 6 MV field edge. *Phys Med Biol*. 2004; 49:N293–N301.
6. Stovall M, Blackwell CR, Cundiff J, et al. Fetal dose from radiotherapy with photon beams: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 36. *Med Phys*. 1995; 22:63–82.
7. Diallo I, Haddy N, Adjadj E, et al. Frequency distribution of second solid cancer locations in relation to the irradiated volume among 115 patients treated for childhood cancer. *Int J Radiat Oncol*. 2009; 74:876–883.
8. Ruben JD, Davis S, Evans C, et al. The effect of intensity-modulated radiotherapy on radiation-induced second malignancies. *Int J Radiat Oncol*. 2008; 70:1530–1536.
9. Ruben JD, Lancaster CM, Jones P, Smith RL. A comparison of out-of-field dose and its constituent components for intensity-modulated radiation therapy versus conformal radiation therapy: implications for carcinogenesis. *Int J Radiat Oncol*. 2011; 81:1458–1464.
10. Joosten A, Bochud F, Baechler S, Levi F, Mirimanoff RO, Moeckli R. Variability of a peripheral dose among various linac geometries for second cancer risk assessment. *Phys Med Biol*. 2011; 56:5131–5151.
11. Kry SF, Titt U, Ponisch F, et al. A Monte Carlo model for calculating out-of-field dose from a varian 6 MV beam. *Med Phys*. 2006; 33:4405–4413.
12. Starkschall G, St George FJ, Zellmer DL. Surface dose for megavoltage photon beams outside the treatment field. *Med Phys*. 1983; 10:906–910.
13. NCRP, NCRP Report 170, Second Primary Cancers and Cardiovascular Disease After Radiation Therapy. Bethesda, Md: National Council on Radiation Protection and Measurements; 2011.
14. Preston DL, Ron E, Tokuoka S, et al. Solid cancer incidence in atomic bomb survivors: 1958–1998. *Radiat Res*. 2007; 168:1–64.

15. Cardis E, Krewski D, Boniol M, et al. Estimates of the cancer burden in Europe from radioactive fallout from the chernobyl accident. *Int J Cancer*. 2006; 119:1224–1235.
16. Saenko V, Ivanov V, Tsyb A, et al. The chernobyl accident and its consequences. *Clin Oncol*. 2011; 23:234–243.
17. Tubiana M. Prevention of cancer and the dose-effect relationship: the carcinogenic effects of ionizing radiations. *Cancer Radiother*. 2009; 13:238–258.
18. BEIR, Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation: BEIR VII Phase 2. National Research Council, National Academy of Science; 2006.
19. Stovall M, Smith SA, Langholz BM, Dose to the contralateral breast from radiotherapy and risk of second primary breast cancer in the WECARE study. *Int J Radiat Oncol*. 2008; 72:1021–1030.
20. Aisenberg AC, Finkelstein DM, Doppke KP, et al. High risk of breast carcinoma after irradiation of young women with Hodgkin's disease. *Cancer*. 1997; 79:1203–1210
21. Tubiana, M, Can we reduce the incidence of second primary malignancies occurring after radiotherapy? A critical review, *Radiotherapy and Oncology* 2009, 91(1): 4-15.
22. Epstein R.J, Kelly S.A, Cook M, Active minimisation of radiation scatter during breast radiotherapy: management implications for young patients with good-prognosis primary neoplasms. *Radiother. Oncol*. 1996, 40(1):69–74.
23. Athar B.S, Paganetti H, Comparison of Second Cancer Risk Due to Out-Of-Field Doses From 6-MV IMRT and Proton Therapy Based on 6 Pediatric Patient Treatment Plans, *Radiother Oncol* 2011 Jan;98(1):87-92.
24. Heuvel FV, Defraene G, Crijs W, Bogaerts R, ALLEGRO Project Out-of-field contributions for IMRT and volumetric modulated arc therapy measured using gafchromic films and compared to calculations using a superposition/convolution based treatment planning system, *Radiotherapy and Oncology*, 2012, 105, 127–132
25. Ghareeb F, Silva S, Lencart J, Borges F, Santos J.A.M, Comparison Of Measured And Calculated Out-Of-Field Doses In A Paediatric Anthropomorphic Phantom / Out Of The Body Scatter Contribution Evidence, *RadJ*.2017.01.005, Vol. 2 | Issue 1 | pp. 20 – 25.
26. Globacon 2019 [Internet]. 2019 [Erişim Tarihi 02.01.2019]. Erişim adresi: <http://gco.iarc.fr/today/data/factsheets/populations/900-world-fact-sheets.pdf>.
27. Chen Y, Thompson W, Semenciw R, et al. Epidemiology of contralateral breast cancer. *Cancer Epidemiol Biomarkers Prev*. 1999, 8(10):855–61.
28. Kutcher GJ, Smith AR, Fowble BL, et al. Treatment planning for primary breast cancer: a patterns of care study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 1996; 36:731–737.

29. Muller-Runkel R, Kalokhe UP. Scatter dose from tangential breast irradiation to the uninvolved breast. *Radiology* 1990; 175:873-876.
30. Tercilla O, Krasin F, Lawn-Tsao L. Comparison of contralateral breast doses from 1/2 field beam block and isocentric treatment techniques for patients treated with primary breast irradiation with ⁶⁰Co. *IntJ Radiat Oncol Biol Phys* 1989; 17:205-210.
31. Fraass B.A, Roberson PL, Lichter AS. Dose to the contralateral breast due to primary breast irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1985; 11:485-497.
32. Donovan E.M, James H, Yarnold JR, Evans PM, Second cancer incidence risk estimates using BEIR VII models for standard and complex external beam radiotherapy for early breast cancer, *Med. Phys*, 39 (10), 2012, 0094-2405/2012/39(10)/5814/11.
33. Taylor M.L, Tomas K, Consideration of the radiation dose delivered away from the treatment field to patients in radiotherapy, *J Med Phys*. 2011 Apr-Jun; 36(2): 59–71.
34. Goyal U, Locke A, Raymond L.S, Georgiev G.N, Simple shielding reduces dose to the contralateral breast during prone breast cancer radiotherapy, *Medical Dosimetry*, 2016, 41,159–165.
35. Garrigo, E, Zunino, S, Gernanier, A. Protection of the contralateral breast during radiation therapy for breast cancer [abstract]. IAEA. 2008.
36. Goffman, T.E, Miller M, Laronga C, et al. Shielding of the contralateral breast during tangential irradiation, *Am. J.Clin. Oncol*, 2004, 27(4):436–9.
37. Versa-HD-product-brochure.
38. Raystation Brochure Nov 2019-2.
39. GE Bright Speed Series Technical Reference Manual, 2007.
40. GAFChromic™ EBT3 film specifications.
41. Epson Expression 10000XL Scanner brochure.
42. Instruction Manual of RW3 Solid Water Phantom, PTW Freiburg.
43. Devices, R.S. Instruction Manual of ART Phantoms.
44. MCNP6 manual: MCNP6 Users Manual - Code Version 6.1.1beta, LA-CP-14-00745, June 2014.
45. Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling of Pacific Northwest National Laboratory
46. Khan FM, Gibbons JP. Khan's the physics of radiation therapy: Lippincott Williams & Wilkins; 2014.
47. Kodaloğlu N, Özyiğit G, Tedavi planlama sistemi ile elde edilen doz dağılımlarının Monte Carlo (BEAMnrc Ve EGSnrc) algoritması ve in-vivo dozimetrik yöntemler ile karşılaştırılması [Yüksek Lisans Tezi]. Ankara, Hacettepe Üniversitesi, 2011.

48. Mukumoto N, Tsujii K, Saito S, Yasunaga M, Takegawa H, Yamamoto T, Numasaki H, Teshima T, "A Preliminary Study of In-House Monte Carlo Simulations: An Integrated Monte Carlo Verification System", *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* 2009, Vol. 75, No. 2, pp. 571–579.
49. Khan F.M, *The Physics of Radiation Therapy*, Baltimore: Lippincott, Third Edition, Williams and Wilkins, 2003.
50. Rossi M, Boman E, Kapanen M, Contralateral tissue sparing in lymph node-positive breast cancer radiotherapy with VMAT technique, *Medical Dosimetry*, 2018.
51. Aldelaijan S, Devic S, Papaconstadopoulos P, Bekerat H, Cormack RA, Dose–response linearization in radiochromic film dosimetry based on multichannel normalized pixel value with an integrated spectral correction for scanner response variations, *Medical physics*, 2019, 46 (11), 5336-5349.
52. Devic S, Aldelaijan S, Bekerat H, Impact of inertia on possible fundamental drawbacks in radiochromic film dosimetry, *Physica Medica: European Journal of Medical Physics*, 2019, 66, 133-134.
53. Aldelaijan S, Devic S, Comparison of dose response functions for EBT3 model GafChromic™ film dosimetry system, 2018, *Physica Medica* 49, 112-118.
54. Verhaegen F, Nahum A, Van De Putte S, Namito Y, Monte Carlo modelling of radiotherapy kV X-ray units, *Physics in Medicine and Biology*, 1999, 44(7):1767-89.
55. Wahbe A.G, Safwat R, Radiation Doses to Contralateral Breast During Irradiation of Breast Cancer, *Med. J. Cairo Univ.*, 2009, Vol. 77, No. 2, June: 27-31.
56. Keller L, Cohen R, Sopka DM, Li T, Li L, Anderson PR, Fowble BL, Freedman GM, Effect of Bra Use during Radiotherapy for Large- Breasted Women: Acute Toxicity and Treated Heart and Lung Volumes, *Pract Radiat Oncol.*, 2013, 3(1): 9–15.
57. Chanthima N, Kaewkhao J. Investigation on radiation shielding parameters of bismuth borosilicate glass from 1 keV to 100 GeV. *Annals of Nuclear energy*, 2013, 55: 23-28.
58. Sepyolit ile zırlama [Internet]. 2018 [Erişim Tarihi 12.03.2018]. Erişim adresi: <https://www.milliyet.com.tr/yerel-haberler/eskisehir/ozel-haber-radyasyona-karsi-yuzde-100-yerli-zirh-11280739>.
59. Butson M, Carroll S, Butson M, Hill R, Characterization of a novel scale maille contralateral breast shield: SMART Armor, *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, 2017, 18(5): 220–224.
60. Prado K.L, Nelson S.J, Nuyttens J.J, Williams T.E, Vanek K.N, Clinical implementation of the AAPM Task Group 36 recommendations on fetal dose from radiotherapy with photon beams: A head and neck irradiation case report, *J Appl Clin Med Phys*, 2000, 1(1): 1-7.

61. Han B, Bednarz B, Xu X.G, A study of the shielding used to reduce leakage and scattered radiation to the fetus in a pregnant patient treated with a 6-MV external X-ray beam, *Health Phys*, 2012, 97(6): 581-589.
62. Stewart D, Ambat J, Wallis S, Gurram M, Martin R, Breast radiotherapy using a breast cup: moving the target, not the patient, 2019, *Practical Radiation Oncology*, 2019, 10(4), 238-243.
63. Solanki A, Athiyaman M, Hemalatha A, Kumar H.S, Reduction of Dose to the Contralateral Breast by Superflab Use in Radiation Therapy for Mammary Carcinomas, *Asian Pac. J Cancer Prev*, 2017, 18(4): 1025-1029.

8. EKLER

EK-1: Alderson Rando Fantomda Parsiyel Ark VMAT Planlarının Yapılması (Sütyensiz Olarak Yapılan Parsiyel Ark VMAT Planı)

Alderson Rando fantomun BT görüntüleri, General Electric Bright Speed BT Simülatörü ile 1 mm kesit kalınlığı ile çekilmiştir. Poliüretan bir kılıfta bulunan silikon jelden üretilmiş Venusia meme silikonları, bir meme hastasını modellemek için rando fantom üzerinde birbirinden yaklaşık 1 cm uzaklıkta konumlandırılmıştır. DICOM formatındaki bu görüntüler daha sonra PACS yoluyla RayStation 8 tedavi planlama sistemine (TPS) aktarılmıştır. BT kesitleri üzerinde tüm meme, supraklaviküler fossa, mamma interna ve level 3 lenf nodları çizilmiştir. Ardından, bahsi geçen klinik hedef hacimlere (CTV) 5 mm'lik emniyet sınırları eklenerek planlanan hedef hacimler (PTV) oluşturulmuş ve ciltten 3 mm kırılmıştır. Sol ve sağ akciğerler, kalp, karşı meme, tiroid, özofagus, spinal kord risk altındaki organlar (OAR) olarak tanımlanmıştır.

Planlama aşamasında iki parsiyel arklı bir hacimsel yoğunluk ayarlı ark terapi (VMAT) planı, Multi Criteria Optimization (MCO) kullanılarak RayStation 8 TPS ile optimize edilmiştir. Tüm meme PTV'ye 6 MV ile 25 fraksiyon için fraksiyon başına 200cGy reçete edilmiştir. Alan boyutları, gantri başlama ve durma açıları, dönme yönü, kolimatör açıları, fraksiyon başına monitor unitleri (MU), Y1 ve Y2 eksenlerindeki jaw açıklıkları Tablo 1'de verilmiştir. Tedavi planı Şekil 1'de gösterilmiştir.

Tablo 1. Parsiyel ark VMAT tedavi planının plan parametreleri.

	Ark 1	Ark 2
Gantri Başlama Açısı (derece)	300	125
Gantri Durma Açısı (derece)	125	300
Dönme Yönü	Clockwise	Counterclockwise
Kolimatör Açısı (derece)	0	0
MU/fraksiyon	299,17	258,16
Jaw max açıklığı Y1 (cm)	-14,0	-14,5
Jaw max açıklığı Y2 (cm)	20	20
Jaw Açıklığı Sağ - Sol (cm)	10,83	10,83
Jaw Açıklığı Inferior – Superior (cm)	-27,25	-27,25
Jaw Açıklığı Posterior – Anterior (cm)	8,98	8,98

**EK-2: Alderson Rando Fantomda Parsiyel Ark VMAT Planlarının
Analizi (Sütyensiz Parsiyel Ark VMAT Planının Analizi)**

CI ve HI değerleri Tablo 2'de verilmiştir.

Tablo 2. PTV'ler ve CTV'lerin CI ve HI değerleri.

	V95(PTV)[cc]	V(PTV)[cc]	V95[cc]	CI	D2% (PTV)	D98% (PTV)	D50 (PTV)	HI
CTV – scf	17,02	17,21	1591,1	0,01	5310	4836	5123	0,09
CTV – tüm meme	1148,56	1209,04	1591,1	0,69	5339	4551	5115	0,15
CTV–mammaria int.	8,4	8,4	1591,1	0,01	5371	4931	5172	0,09
CTV– level 3	52,33	52,42	1591,1	0,03	5291	4836	5109	0,09
PTV – scf	45,64	50,67	1591,1	0,03	5316	4527	5047	0,16
PTV – tüm meme	1254,53	1397,2	1591,1	0,71	5336	4152	5094	0,23
PTV–mammaria int.	37,24	39,29	1591,1	0,02	5329	4625	5084	0,14
PTV–level 3	117,64	134,45	1591,1	0,06	5283	4510	5017	0,15
PTV - Total	1455,05	1621,61	1591,1	0,82				

V95%(%), V90%(%), V105%(%), D2cc(Gy) değerleri Tablo 3'te verilmiştir.

Tablo 3. PTV'ler ve CTV'ler için Doz Hacim Histogram parametreleri

	VMAT Planının Parametreleri
V90 (PTV – tüm meme) [%]	95,56
V95 (PTV – tüm meme) [%]	89,79
V105 (PTV – tüm meme) [%]	14,6
V110 (PTV – tüm meme) [%]	0,03
V90 (PTV – scf) [%]	98,2
V95 (PTV – scf) [%]	90,07
V105 (PTV – scf) [%]	9,01
V110 (PTV – scf) [%]	0
V90 (PTV – mammaria int.) [%]	98,95
V95 (PTV – mammaria int.) [%]	94,8
V105 (PTV – mammaria int.) [%]	11,3
V110 (PTV – mammaria int.) [%]	0
V90 (PTV – level 3) [%]	98,23
V95 (PTV – level 3) [%]	87,5
V105 (PTV – level 3) [%]	5,4
V110 (PTV – level 3) [%]	0
V90 (CTV – tüm meme) [%]	98,37
V95 (CTV – tüm meme) [%]	95
V105 (CTV – tüm meme) [%]	16,29
V110 (CTV – tüm meme) [%]	0,03
V90 (CTV – scf) [%]	100
V95 (CTV – scf) [%]	98,89
V105 (CTV – scf) [%]	13,44
V110 (CTV – scf) [%]	0
V90 (CTV – mammaria int.) [%]	100
V95 (CTV – mammaria int.) [%]	99,98
V105 (CTV – mammaria int.) [%]	24,53
V110 (CTV – mammaria int.) [%]	0
V90 (CTV – level 3) [%]	100
V95 (CTV – level 3) [%]	99,81

Tablo 3. (Devam) PTV'ler ve CTV'ler için Doz Hacim Histogram parametreleri

V105 (CTV – level 3) [%]	7,58
V110 (CTV – level 3) [%]	0
D2 (PTV – tüm meme) [cGy]	5336
D2 (PTV – scf) [cGy]	5316
D2 (PTV – mamma int.) [cGy]	5329
D2 (PTV – level 3) [cGy]	5283
D2 (CTV – tüm meme) [cGy]	5339
D2 (CTV – scf) [cGy]	5310
D2 (CTV – mamma int.) [cGy]	5371
D2 (CTV – level 3) [cGy]	5291

**Şekil 2.** Parsiyel Ark VMAT tedavi planının doz hacim histogramı.

OAR'lar için farklı kriterler kullanılmıştır. Diğer meme için 200 cGy eşik değerine sahip ortalama doz, 5Gy alan hacim, 2 cc'lik karşı meme hacminin aldığı doz değerlendirilmiştir. Kalp dozları için $V_{30Gy} < 3\%$ ve $D(\text{ortalama}) < 5Gy$ kriterlerine göre 5 Gy, 10 Gy, 20 Gy, 30 Gy alan hacimler ve ortalama doz değerlendirilmiştir. Sol ve sağ akciğerler için 5 Gy, 10 Gy, 20 Gy, 40 Gy alan hacimler ve ortalama dozlar değerlendirilmiştir. Tiroid için 30 Gy alan hacim değerlendirilmiştir. Bahsi geçen değerler Tablo 4'te verilmiştir (Şekil 2).

Tablo 4.OAR'ler için Doz Hacim Histogram parametreleri

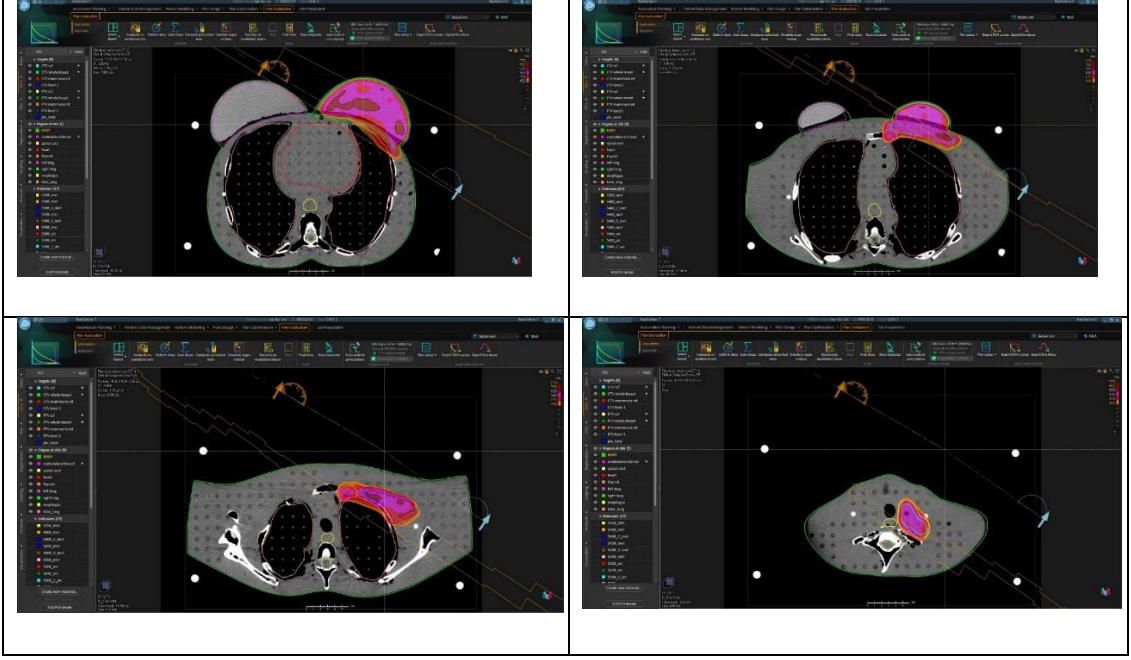
	VMAT Planının OAR Parametreleri
V40 (sol akciğer) [%]	5,88
V20 (sol akciğer) [%]	22,24
V10 (sol akciğer) [%]	55,34
V5 (sol akciğer) [%]	80,76
Mean (sol akciğer) [cGy]	1451
V20 (sağ akciğer) [%]	0
V10 (sağ akciğer) [%]	5,35
V5 (sağ akciğer) [%]	20,34
Mean (sağ akciğer) [cGy]	362
V20 (total akciğer) [%]	10,63
V10 (total akciğer) [%]	29,24
V5 (total akciğer) [%]	49,22
Mean (total akciğer) [cGy]	883
V5 (kontra. meme) [%]	2,79
V4 (kontra. meme) [%]	3,08
D2 (kontra. meme) [cGy]	559
Mean (kontra. meme) [cGy]	230
V30 (kalp) [%]	0,52
V20 (kalp) [%]	3,29
V10 (kalp) [%]	11,08
V5 (kalp) [%]	26,64
D2 (kalp) [cGy]	2316
Mean (kalp) [cGy]	532
V30 (tiroid) [%]	41,62
V50 (özofagus) [%]	0
V35 (özofagus) [%]	2
Mean (özofagus) [cGy]	684

PTV sarımını değerlendirmek için HI, CI, minimum doz ve maksimum doz değerlerine bakılmıştır. Toplam PTV de CI değeri 0.82 olarak bulunmuştur.

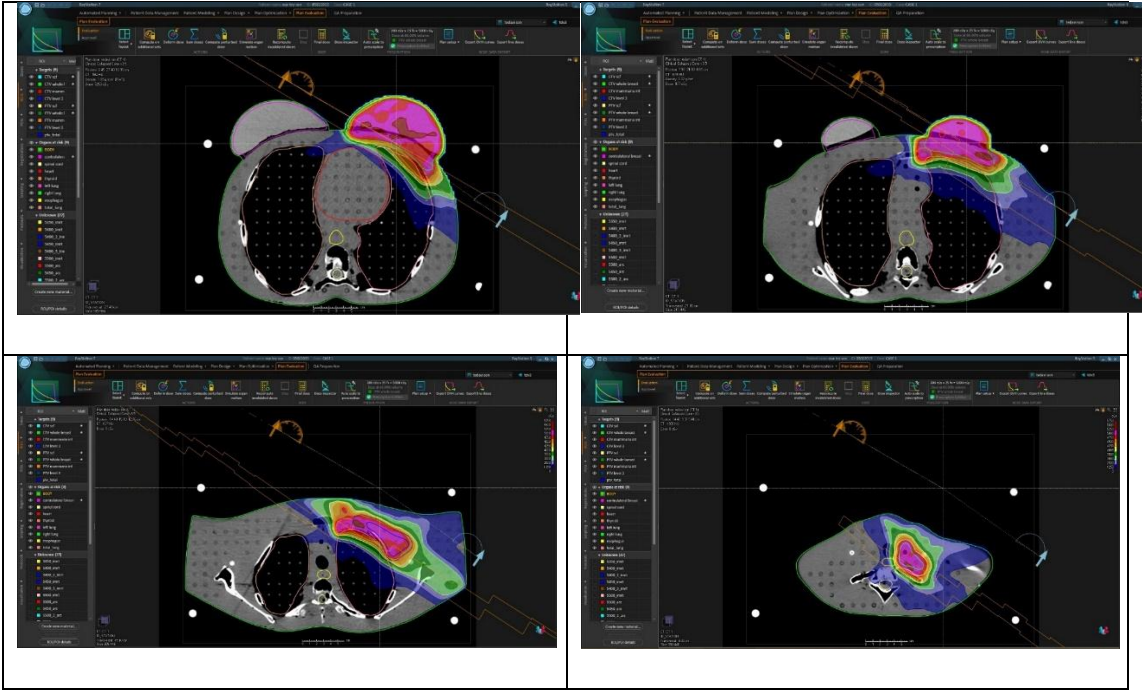
HI ise CTV(tüm meme) 0.15, CTV(scf) 0.09, CTV(level 3) 0.09, CTV(mamaria interna) 0.09, PTV(tüm meme) 0.23, PTV(scf) 0.16, PTV(level 3) 0.15, PTV(mamaria interna) 0.14 olarak bulunmuştur.

Karşı meme için 200 cGy eşik değerine sahip ortalama doz, 4 ve 5Gy alan hacim, 2 cc'lik karşı meme hacminin aldığı doz değerlendirilmiş ve ortalama karşı meme dozu 230 cGy, D2cc 559 cGy, V5 %2.79 olurken ikincil kanser riski için sınır kabul edilen V4 ise %3.08 bulunmuştur. Tiroid için 30 Gy alan hacim değerlendirilmiş ve V30 %41.62 bulunmuştur. Özofagus içinse V50 %0 V35 %2, ortalama doz (özo.-ort.) 684 cGy bulunmuştur.

Tüm meme, supraklaviküler fossa, mammaia interna ve level 3 lenf nodları için PTV ve CTV'nin doz dağılımları Şekil 3 ve 4'te gösterilmektedir.



Şekil 3. VMAT planında tüm memenin (sol-üst), tüm meme ve mammaia internanın (sağ-üst), mammaia interna ve level 3'ün (sol-alt), Scf'nin (sağ-alt) PTV ve CTV'lerinin 4500 cGy doz seviyesi için doz dağılımı.



Şekil 4. VMAT planında tüm memenin (sol-üst), tüm meme ve mammaia internanın (sağ-üst), mammaia interna ve level 3'ün (sol-alt), Scf'nin (sağ-alt) PTV ve CTV'lerinin 0-5750 cGy doz seviyesi için doz dağılımı.

EK-3: Alderson Rando Fantomda Parsiyel Ark VMAT Planlarının Zırhsız ve Zırhlı Olarak Gafkromik Film Işınlamaları

Alderson Rando Fantomda Parsiyel Ark VMAT Planlarının Zırhsız Olarak Gafkromik Film Işınlamaları

Katı su fantomunda gafkromik filmlerle yapılan ışınlamalar sonrasında parsiyel ark VMAT sol meme planlamasının ışınlanmasına geçilmiştir. Katı su fantomu ölçümlerindekine benzer şekilde, yeni film seti film tabakasının uzun kenarı boyutu tarayıcının uzun boyutu ile eşleşecek şekilde giyotin kullanılarak 1 cm x 25 cm boyutunda dikdörtgen şeritler halinde kesilmiştir; yönlerine göre etiketlenmiştir; toz ve parmak izlerinden kaçınmak için özel olarak üretilmiş eskiz kağıdı zarflarının içine yerleştirilmiştir. Bu bölümde sadece tiroid, abdomen ve akciğer bölgesine yerleştirilecek filmler farklı boyutlarda kesilmiştir. Işınlama için Ek-2 bölümündeki parsiyel ark VMAT planı kullanılmıştır. Alan dışı dozun mertebesinin az olması nedeniyle getirebileceği ölçüm belirsizliği, istatistiksel hata payını azaltmak için aynı plan Alderson Rando fantom üzerinde 5 kere ışınlanmıştır. Şerit filmler her iki memeye simetrik olarak yerleştirilmiştir. Memelerin iç tarafına birer adet (1 numara olarak isimlendirilmiştir), meme uçlarına üçer adet (içerden dışarıya doğru sırasıyla 2-3-4 olarak isimlendirilmiştir), memelerin dış tarafına birer adet (5 numara olarak isimlendirilmiştir), silikonların altına birer adet (6 numara olarak isimlendirilmiştir) film yerleştirilmiştir (Şekil 5).



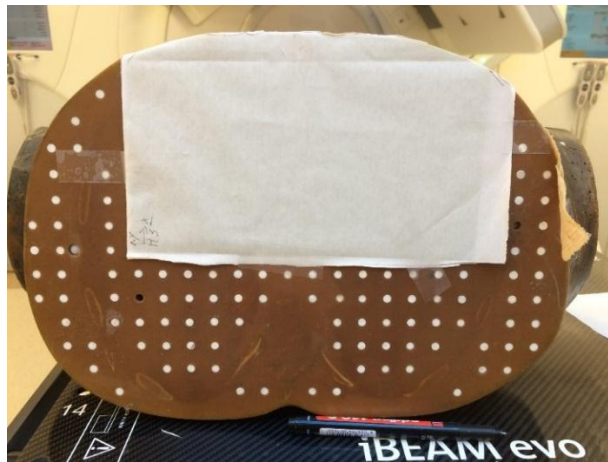
Şekil 5. Gafromik filmlerin Rando fantomdaki memelerin üzerine yerleştirilmesi ve ışınlanması.

Ek olarak meme ışınlamalarında tiroidin alacağı dozu ölçmek için boyna ve gonadların alacağı dozu ölçmek içinse abdomen bölgesine 2 adet film yerleştirilmiştir (Şekil 6).



Şekil 6. Gafromik filmlerin Rando fantomdaki memelerin, tiroid ve abdomen bölgesinin üzerine yerleştirilmesi ve ışınlanması.

Kalp ve akciğerlerin kısmi bölümlerinin alacağı dozu ölçmek için Alderson Rando fantomun kesitlerinin arasına 1 adet film yerleştirilmiştir (Şekil 7).



Şekil 7. Gafromik filmlerin kalp akciğer hizasındaki alderson rando fantomun kesitlerinin arasına yerleştirilmesi ve ışınlanması.

Alderson Rando Fantomda Parsiyel Ark VMAT Planlarının Zırhlarla Gafkromik Film Işınlamaları

Önceki Alderson Rando fantom ölçümlerine benzer şekilde, yeni film seti hazırlanmıştır. Işınlama için yine Ek-2 bölümündeki parsiyel ark VMAT planı kullanılmıştır. Ölçüm belirsizliği, istatistiksel hata payını azaltmak için aynı plan Alderson Rando fantom üzerinde 5 kere ışınlanmıştır. Filmler önceki bölümde tarif edilen konumlara birebir örtüşecek şekilde yerleştirilmiştir (Şekil 8). Benzer şekilde tiroidin alacağı dozu ölçmek için boyna ve gonadların alacağı dozu ölçmek içinse abdomen bölgesine 2 adet film yerleştirilmiştir; kalp ve akciğerlerin kısmi bölümlerinin alacağı dozu ölçmek için Alderson Rando fantomun kesitlerinin arasına 1 adet film yerleştirilmiştir (Şekil 9). Tüm filmler yerleştirildikten sonra zırhların etkisinin ölçülmesi için 5 mm kalınlığındaki zırh sağ memenin üzerine ve 7 mm kalınlığındaki zırh ise boyun bölgesinin üzerine konumlandırılmıştır (Şekil 10).



Şekil 8. Zırhlarla gafromik filmlerin Rando fantomdaki memelerin üzerine yerleştirilmesi ve ışınlanması.



Şekil 9. Zırhlarla gafromik filmlerin Rando fantomdaki memelerin, tiroid ve abdomen bölgesinin üzerine yerleştirilmesi ve ışınlanması.



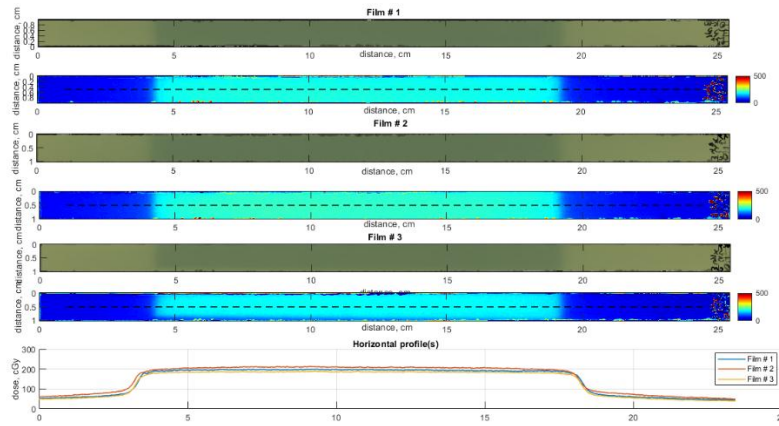
Şekil 10. Zırhlarla gafromik filmlerin Rando fantomun üzerine yerleştirilmesinin yandan görünümü.

EK-4: Katı Su Fantomlarında Zırhsız ve Farklı Zırhlarla Gafkromik Filmlerin Işınlanmalarının Analizi

Katı Su Fantomlarında Zırhsız Olarak Gafkromik Filmlerin Işınlanmasının Analizi

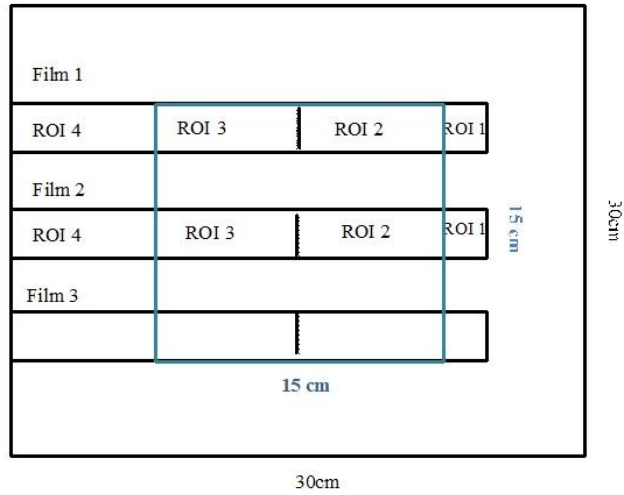
0 cm Derinlikte -Zırhsız

0 cm derinlikte, $15 \times 15 \text{ cm}^2$ alanının sırasıyla üst kenarında, ortasında, alt kenarındaki üç film; filmlerin taranan görüntüleri ve doz profilleri Şekil 11'de görülmektedir.

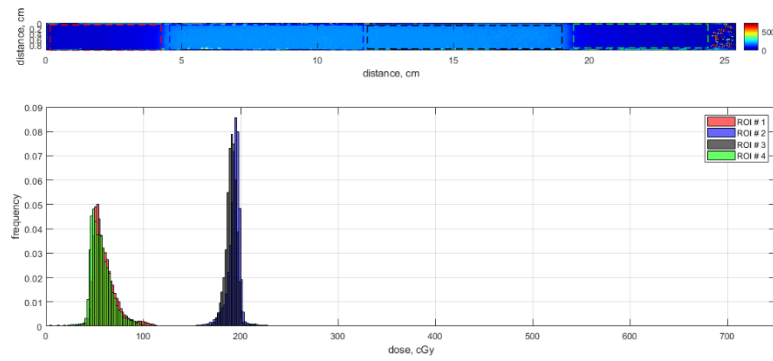


Şekil 11. Zırh olmadan 0 cm derinlikteki filmler, doz görüntüleri, doz profilleri.

Filmlerin dozları ayrıca, sırasıyla soldaki alan dışı kısım, soldaki alan dışı kısmın bitiminden orta hatta kadar olan alanın yarısı, orta hattan alan sonuna kadar olan kısım, sağdaki alan dışı kısım olmak üzere dört farklı bölgenin ROI'lerini (ilgilenilen bölge) seçerek tek tek analiz edilmiştir (Şek. 12). ROI'leri seçerken, gradientlerden ve alan kenarlarından kaçınmak amaçlanmıştır. Aşağıdaki şekilde (Şek. 13), 0 cm derinlikte $15 \times 15 \text{ cm}^2$ alanının üst kenarındaki film gösterilmektedir. ROI 1'den ROI 4'e cGy cinsinden doz değerleri ve standart sapmaları sırasıyla 61.2 ± 12.9 , 193.41 ± 5.37 , 190.54 ± 4.59 , 58.06 ± 12.39 'dur. ROI'lerin dozları simetrik davranış göstermektedir ve alandan uzaklaşırken alan dışı dozların azalan davranışı nedeniyle ROI4 dozu biraz daha düşüktür.

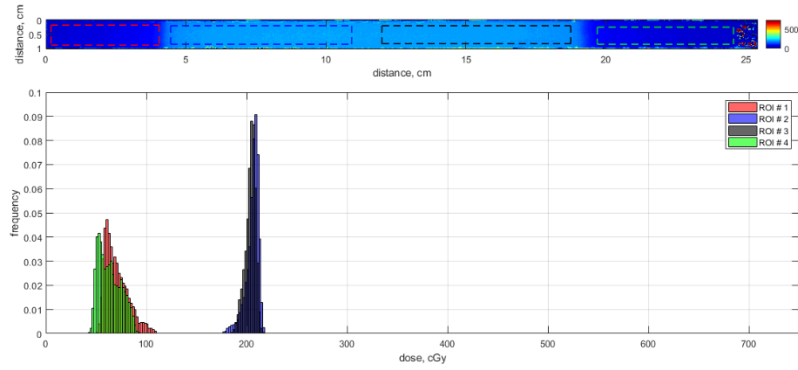


Şekil 12. Zırhsız olarak yapılan ölçümlerde filmlerin ROI'lere ayrılmasının şematik görüntüsü.



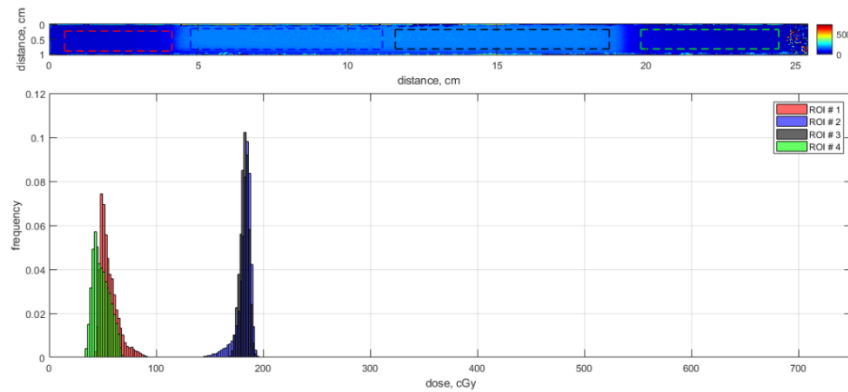
Şekil 13. Zırh olmadan 0 cm derinlikte alanın üst kenarındaki film için ilgili ROI'lerin doz istatistikleri.

Aşağıdaki şekilde (Şekil 14), 0 cm derinlikte $15 \times 15 \text{ cm}^2$ alanının ortasındaki film gösterilmiştir. ROI 1'den ROI 4'e cGy cinsinden doz değerleri ve standart sapmaları sırasıyla 70.57 ± 11.64 , 205.69 ± 6.67 , 203.74 ± 5.22 , 63.72 ± 11.1 'dir. ROI'lerin dozları simetrik davranış göstermektedir ve alandan uzaklaşırken alan dışı dozların azalan davranışı nedeniyle ROI4 dozu biraz daha düşüktür.



Şekil 14. Zırh olmadan 0 cm derinlikte alanın ortasındaki film için ilgili ROI'lerin doz istatistikleri

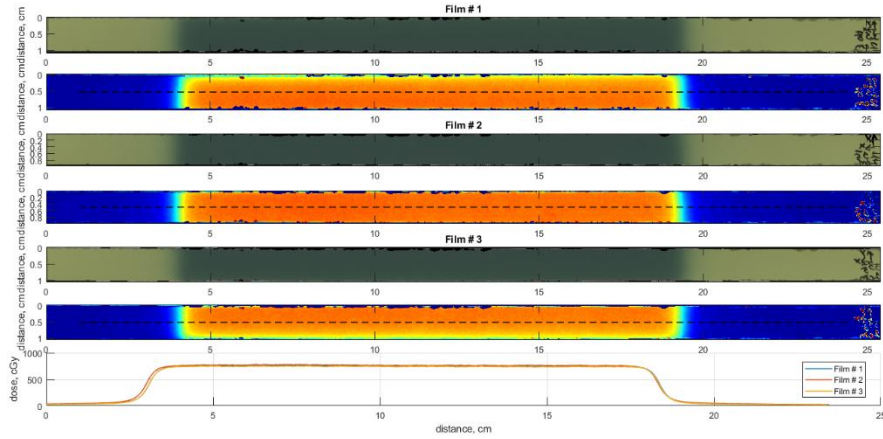
Aşağıdaki şekilde (Şekil 15), 0 cm derinlikte $15 \times 15 \text{ cm}^2$ alanının alt kenarındaki film gösterilmiştir. ROI 1'den ROI 4'e cGy cinsinden doz değerleri ve standart sapmaları sırasıyla 54.53 ± 7.48 , 182.1 ± 6.99 , 182.39 ± 4.07 , 49.04 ± 7.58 'dir. ROI'lerin dozları simetrik davranış göstermektedir ve alandan uzaklaşırken alan dışı dozların azalan davranışı nedeniyle ROI4 dozu biraz daha düşüktür. Ayrıca, alan kenarlarına doğru, kenarlardaki filmler alanın ortasındaki film ile karşılaştırıldığında dozlar azalmaktadır.



Şekil 15. Zırh olmadan 0 cm derinlikte alanın alt kenarındaki film için ilgili ROI'lerin doz istatistikleri.

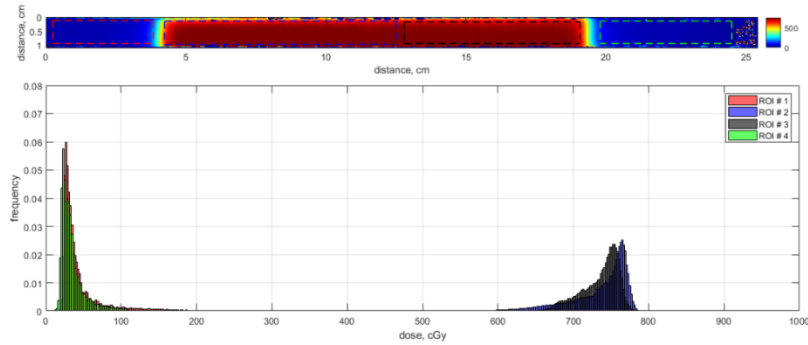
2 cm Derinlikte -Zırhsız

2 cm derinlikte, 15x15 cm² alanın üst kenarında, ortasında, alt kenarındaki üç film; taranan görüntüleri ve doz profilleri Şekil 16'da görülmektedir.



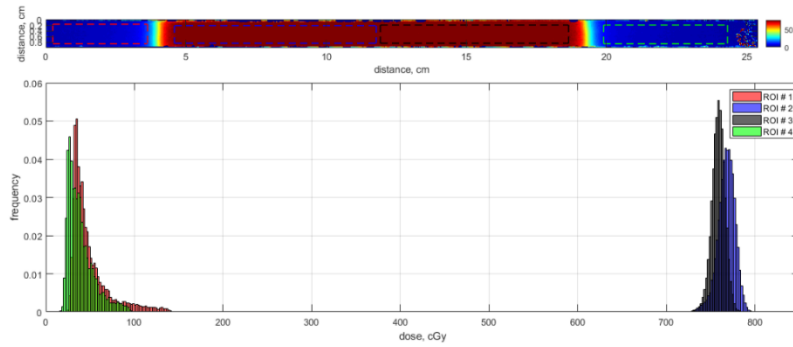
Şekil 16. Zırh olmadan 2 cm derinlikteki filmler, doz görüntüleri, doz profilleri.

Aşağıdaki şekilde (Şekil 17), 15x15cm² alanının 2 cm derinlikte üst kenarındaki film gösterilmiştir. ROI 1'den ROI 4'e cGy cinsinden doz değerleri ve standart sapmaları sırasıyla 43.01 ± 27.08 , 735.87 ± 41.94 , 735.72 ± 24.99 , 34.56 ± 16.24 'tür. ROI'lerin dozları simetrik davranış göstermektedir ve alandan uzaklaşırken alan dışı dozların azalan davranışı nedeniyle ROI4 dozu biraz daha düşüktür. 2 cm derinlik dmax'a daha yakın olduğundan (6 MV için 1.5 cm), alandaki dozlar 0 derinlikte aynı ROI'lere kıyasla artmıştır.



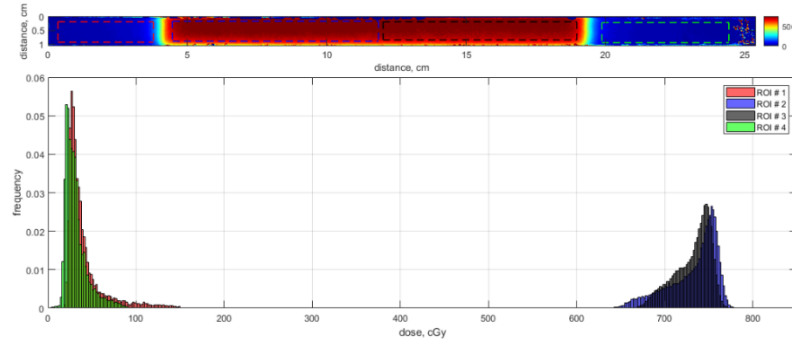
Şekil 17. Zırh olmadan 2 cm derinlikte alanın üst kenarındaki film için ilgili ROI'lerin doz istatistikleri.

Aşağıdaki şekilde (Şek. 18), 15x15cm² alanının 2 cm derinlikte ortasındaki film gösterilmiştir. ROI 1'den ROI 4'e cGy cinsinden doz değerleri ve standart sapmaları sırasıyla 50.6 ± 23.19 , 767.12 ± 10.5 , 759.01 ± 7.25 , 39.53 ± 16.46 'dır. ROI'lerin dozları simetrik davranış göstermektedir ve alandan uzaklaşırken alan dışı dozların azalan davranışı nedeniyle ROI4 dozu biraz daha düşüktür. 2 cm derinlik dmax'a daha yakın olduğundan (6 MV için 1.5 cm), alandaki dozlar 0 derinlikte aynı ROI'lere kıyasla artmıştır.



Şekil 18. Zırh olmadan 2 cm derinlikte alanın ortasındaki film için ilgili ROI'lerin doz istatistikleri.

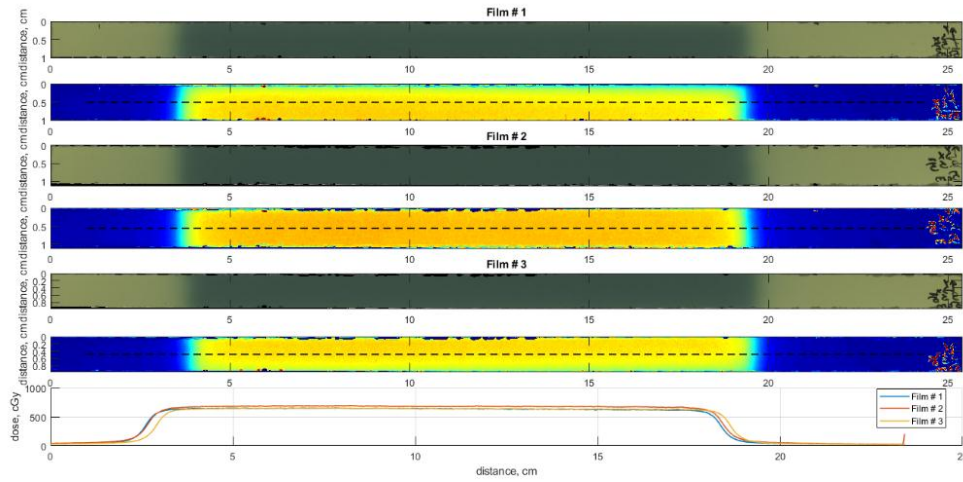
Aşağıdaki şekilde (Şek. 19), 15x15cm² alanının 2 cm derinlikte alt kenarındaki film verilmiştir. ROI 1'den ROI 4'e cGy cinsinden doz değerleri ve standart sapmaları sırasıyla 40.99 ± 22.35 , 732.57 ± 27.77 , 731.63 ± 20.92 , 31.64 ± 12.94 'tür. ROI'lerin dozları simetrik davranış göstermektedir ve alandan uzaklaşırken alan dışı dozların azalan davranışı nedeniyle ROI4 dozu biraz daha düşüktür. 2 cm derinlik dmax'a daha yakın olduğundan (6 MV için 1.5 cm), alandaki dozlar 0 derinlikte aynı ROI'lere kıyasla artmıştır.



Şekil 19. Zırh olmadan 2 cm derinlikte alanın alt kenarındaki film için ilgili ROI'lerin doz istatistikleri.

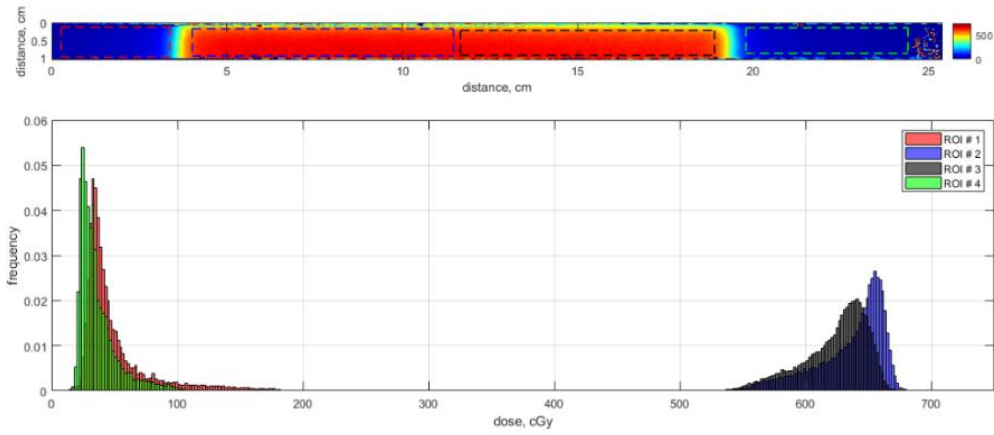
5 cm Derinlikte -Zırhsız

5 cm derinlikte, 15x15 cm² alanın üst kenarında, ortasında, alt kenarındaki üç film; taranan görüntüleri ve doz profilleri Şekil 20'de görülmektedir.



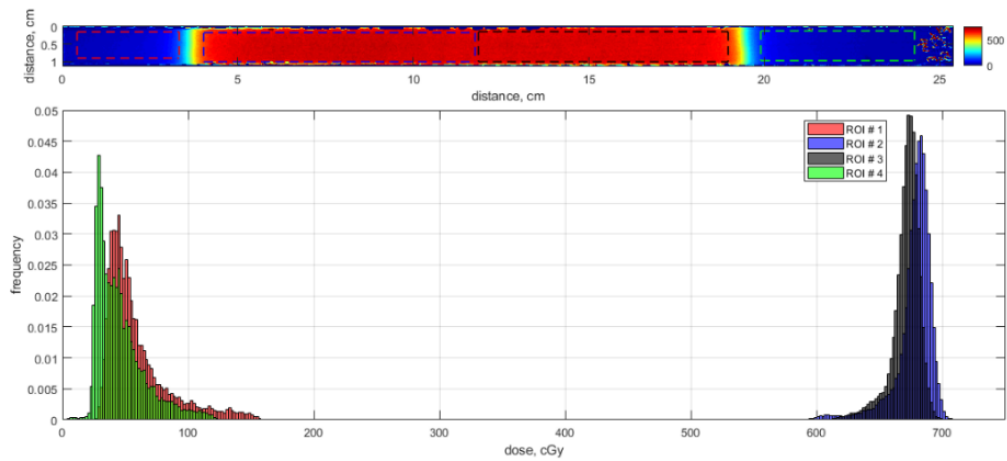
Şekil 20. Zırh olmadan 5 cm derinlikteki filmler, doz görüntüleri, doz profilleri.

Aşağıdaki şekilde (Şekil 4.21), 15x15cm² alanının 5 cm derinlikte üst kenarındaki film gösterilmiştir. ROI 1'den ROI 4'e cGy cinsinden doz değerleri ve standart sapmaları sırasıyla 49.99 ± 28.49 , 635.44 ± 27.53 , 623.26 ± 26.17 , 36.16 ± 15.04 'tür. ROI'lerin dozları simetrik davranış göstermektedir ve alandan uzaklaşırken alan dışı dozların azalan davranışı nedeniyle ROI4 dozu biraz daha düşüktür. 5 cm derinlik dmax'ın daha ilerisinde olduğundan (6 MV için 1.5 cm), alandaki dozlar 2 derinlikteki aynı ROI'lere kıyasla azalmıştır.



Şekil 21. Zırh olmadan 5 cm derinlikte alanın üst kenarındaki film için ilgili ROI'lerin doz istatistikleri.

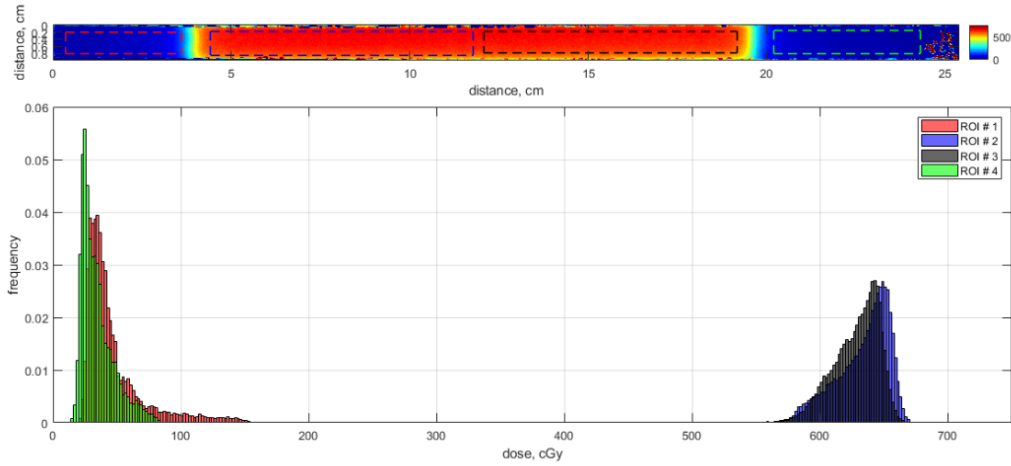
Aşağıdaki şekilde (Şek. 4.22), 15x15cm2 alanının 5 cm derinlikte ortasındaki film gösterilmiştir. ROI 1'den ROI 4'e cGy cinsinden doz değerleri ve standart sapmaları sırasıyla 59.19 ± 24.76 , 677.23 ± 15.47 , 670.99 ± 11.56 , 45.87 ± 19.56 'dir. ROI'lerin dozları simetrik davranış göstermektedir ve alandan uzaklaşırken alan dışı dozların azalan davranışı nedeniyle ROI4 dozu biraz daha düşüktür. 5 cm derinlik d_{max} 'ın daha ilerisinde olduğundan (6 MV için 1.5 cm), alandaki dozlar 2 derinlikteki aynı ROI'lere kıyasla azalmıştır.



Şekil 22. Zırh olmadan 5 cm derinlikte alanın ortasındaki film için ilgili ROI'lerin doz istatistikleri.

Aşağıdaki şekilde (Şek. 4.23), 15x15cm2 alanının 5 cm derinlikte alt kenarındaki film verilmiştir. ROI 1'den ROI 4'e cGy cinsinden doz değerleri ve

standart sapmaları sırasıyla 46.82 ± 23.68 , 633.57 ± 20.54 , 628.45 ± 17.99 , 34.46 ± 12.76 'tür. ROI'lerin dozları simetrik davranış göstermektedir ve alandan uzaklaşırken alan dışı dozların azalan davranışı nedeniyle ROI4 dozu biraz daha düşüktür. 5 cm derinlik dmax'ın daha ilerisinde olduğundan (6 MV için 1.5 cm), alandaki dozlar 2 derinlikteki aynı ROI'lere kıyasla azalmıştır.

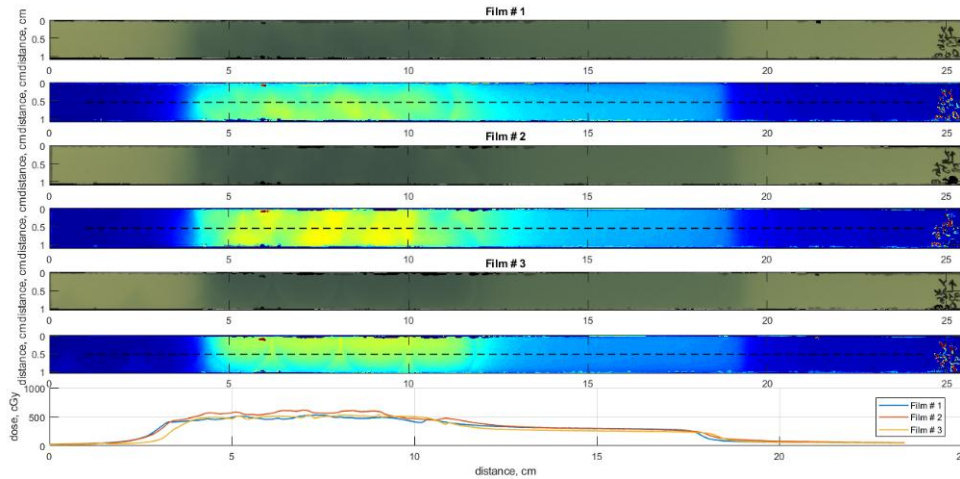


Şekil 23. Zırh olmadan 5 cm derinlikte alanın alt kenarındaki film için ilgili ROI'lerin doz istatistikleri.

Katı Su Fantomlarında 5 mm Kalınlığındaki Zırh ile Gafkromik Filmlerin Işınlanması Analizi

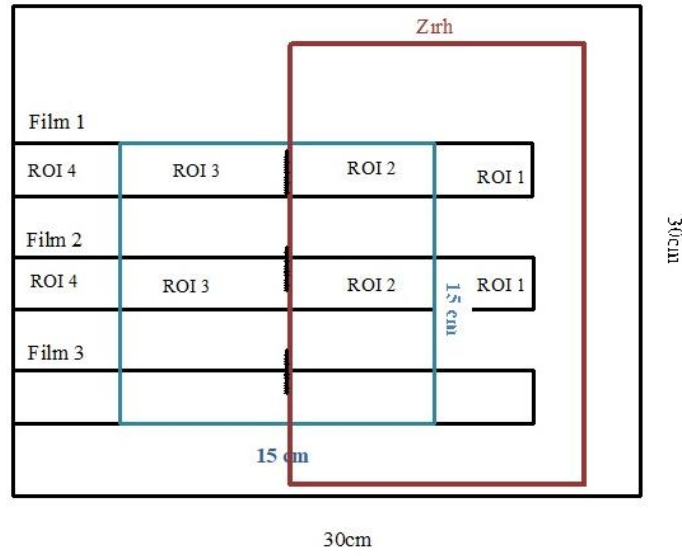
0 cm Derinlikte -5 mm'lik Zırhlı

5 mm zırhın etkisini gözlemlemek için zırh, alanın sağ yarısına yerleştirilerek ışınlamalar yapılmıştır. 0 cm derinlikte, $15 \times 15 \text{ cm}^2$ alanının sırasıyla üst kenarında, ortasında, alt kenarındaki üç film; filmlerin taranan görüntüleri ve doz profilleri Şekil 24'te görülmektedir.

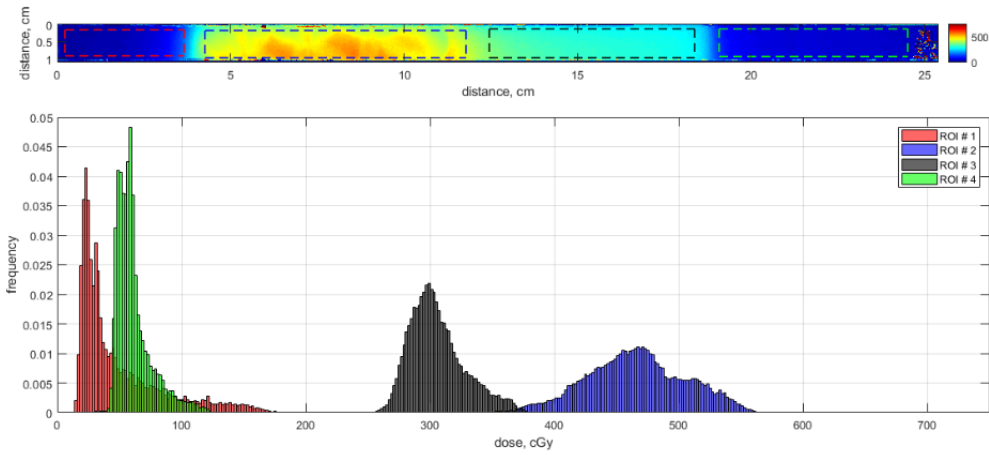


Şekil 24. 5mm'lik Zırh ile 0 cm derinlikteki filmler, doz görüntüleri, doz profilleri

Filmlerin dozları ayrıca, sırasıyla soldaki alan dışı kısım, soldaki alan dışı kısmın bitiminden orta hatta kadar olan alanın yarısı, orta hattan alan sonuna kadar olan kısım, sağdaki alan dışı kısım olmak üzere dört farklı bölgenin ROI'lerini (ilgilenilen bölge) seçerek tek tek analiz edilmiştir (Şek. 25), ROI'leri seçerken, gradiyentlerden ve alan kenarlarından kaçınmak amaçlanmıştır. Aşağıdaki şekilde (Şek. 26), 0 cm derinlikte 15x15cm² alanının üst kenarındaki film gösterilmektedir. ROI 1'den ROI 4'e cGy cinsinden doz değerleri ve standart sapmaları sırasıyla 48.80 ± 34.05, 465.64 ± 39.46, 305.67 ± 22.19, 61.39 ± 14.39'dur. ROI 1 alan dışı doz olduğu için 5 mm'lik zırhın altında yaklaşık 20 cGy azalma meydana gelmiştir. ROI 2 ise alan içinde olup zırhın altında kaldığı için build up etkisinden dolayı yaklaşık 250 cGy artmıştır. ROI 3, ROI 2'de beklenildiği gibi oluşan build up etkisinin neden olduğu artışın bu bölgeye saçılma etkisinden dolayı yaklaşık olarak 100 cGy artmıştır. ROI 4 ise aynı kalmıştır.

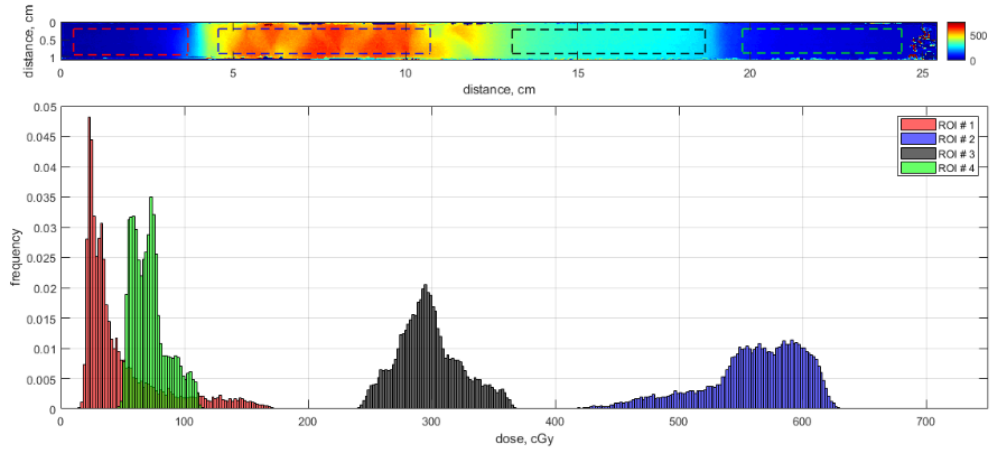


Şekil 25. Zırh ile yapılan ölçümlerde filmlerin ROI'lere ayrılmasının şematik görüntüsü.



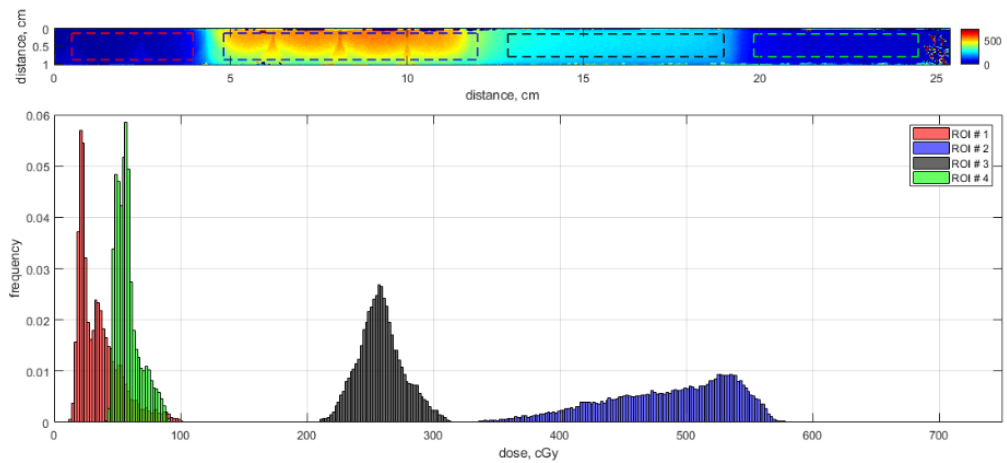
Şekil 26. 5 mm'lik Zırh ile 0 cm derinlikte alanın üst kenarındaki film için ilgili ROI'lerin doz istatistikleri.

Aşağıdaki şekilde (Şekil 27), 0 cm derinlikte 15x15cm² alanının ortasındaki film gösterilmiştir. ROI 1'den ROI 4'e cGy cinsinden doz değerleri ve standart sapmaları sırasıyla 48.13 ± 32.99 , 560.51 ± 40.73 , 297.96 ± 25.48 , 71.77 ± 14.37 'dir. ROI 1 alan dışı doz olduğu için 5 mm'lik zırhın altında yaklaşık 22 cGy azalma meydana gelmiştir. ROI 2 ise alan içinde olup zırhın altında kaldığı için build up etkisinden dolayı yaklaşık 350 cGy artmıştır. ROI 3, ROI 2'de beklenildiği gibi oluşan build up etkisinin neden olduğu artışın bu bölgeye saçılma etkisinden dolayı yaklaşık olarak 90 cGy artmıştır. ROI 4 ise yaklaşık olarak aynı kalmıştır.



Şekil 27. 5 mm'lik Zırh ile 0 cm derinlikte alanın ortasındaki film için ilgili ROI'lerin doz istatistikleri.

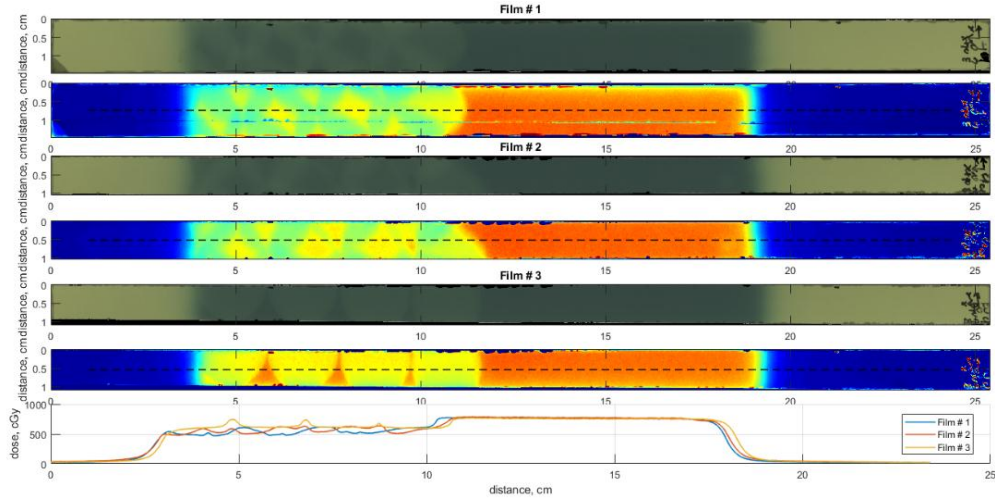
Aşağıdaki şekilde (Şekil 28), 0 cm derinlikte $15 \times 15 \text{ cm}^2$ alanının alt kenarındaki film gösterilmiştir. ROI 1'den ROI 4'e cGy cinsinden doz değerleri ve standart sapmaları sırasıyla 35.75 ± 17.00 , 486.02 ± 53.45 , 258.37 ± 18.01 , 58.24 ± 9.73 'tür. ROI 1 alan dışı doz olduğu için 5 mm'lik zırhın altında yaklaşık 20 cGy azalma meydana gelmiştir. ROI 2 ise alan içinde olup zırhın altında kaldığı için build up etkisinden dolayı yaklaşık 250 cGy artmıştır. ROI 3, ROI 2'de beklenildiği gibi oluşan build up etkisinin neden olduğu artışın bu bölgeye saçılma etkisinden dolayı yaklaşık olarak 75 cGy artmıştır. ROI 4 ise kısmen aynı kalmıştır.



Şekil 28. 5 mm'lik Zırh ile 0 cm derinlikte alanın alt kenarındaki film için ilgili ROI'lerin doz istatistikleri

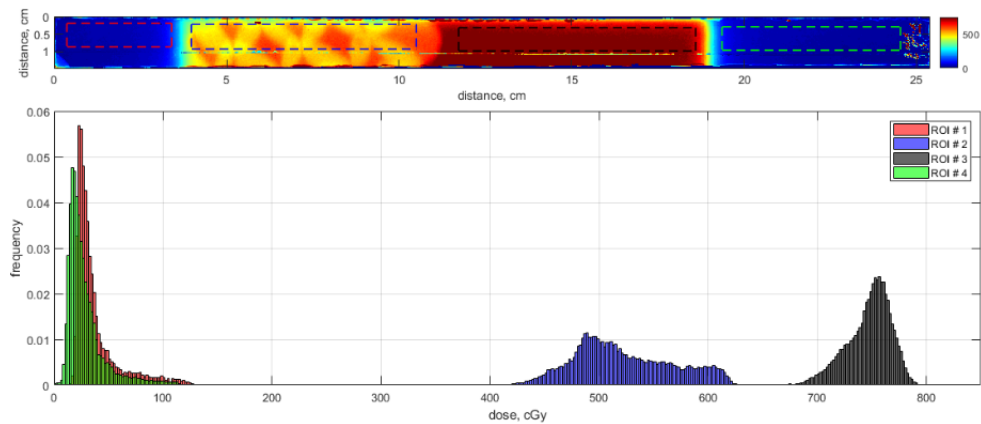
2 cm Derinlikte -5 mm'lik Zırhlı

2 cm derinlikte, 15x15 cm² alanın üst kenarında, ortasında, alt kenarındaki üç film; taranan görüntüleri ve doz profilleri Şekil 29'da görülmektedir.



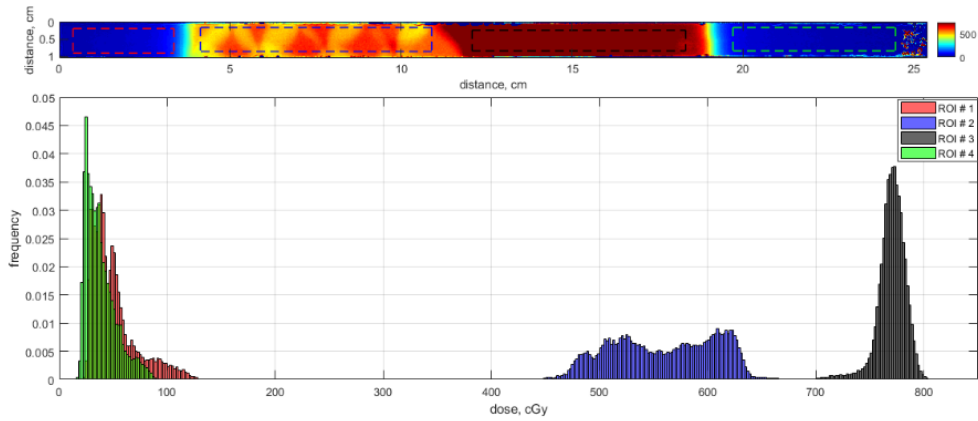
Şekil 29. 5mm'lik Zırh ile 2 cm derinlikteki filmler, doz görüntüleri, doz profilleri.

Aşağıdaki şekilde (Şekil 30), 15x15cm² alanının 2 cm derinlikte üst kenarındaki film gösterilmiştir. ROI 1'den ROI 4'e cGy cinsinden doz değerleri ve standart sapmaları sırasıyla 37.40 ± 20.93 , 522.40 ± 45.39 , 747.53 ± 20.20 , 28.46 ± 17.79 'dur. ROI 1 kısmen aynı kalmıştır. ROI 2 ise alan içinde olup zırhın altında kalan bölgede olduğu için yaklaşık 215 cGy azalmıştır. ROI 3 aynı kalmış, bu derinlikte yanal saçılmanın etkisi olmamıştır. ROI 4 ise kısmen aynı kalmıştır.



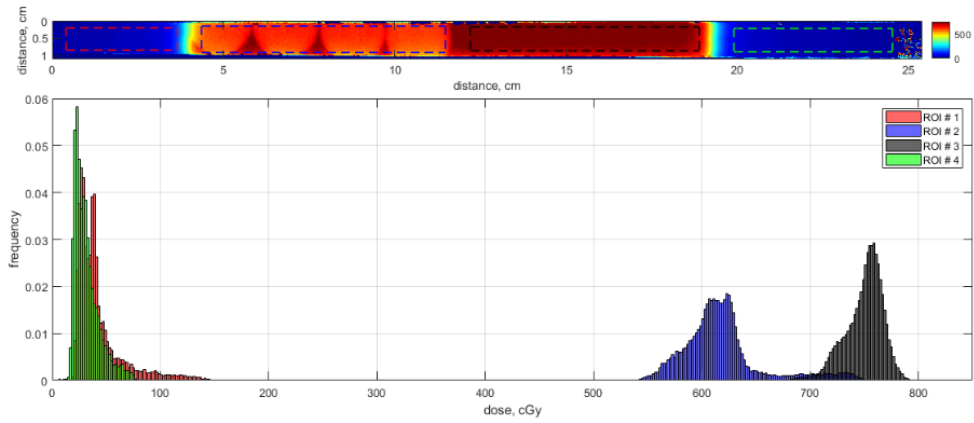
Şekil 30. 5 mm'lik Zırh ile 2 cm derinlikte alanın üst kenarındaki film için ilgili ROI'lerin doz istatistikleri.

Aşağıdaki şekilde (Şek. 31), 15x15cm² alanının 2 cm derinlikte ortasındaki film gösterilmiştir. ROI 1'den ROI 4'e cGy cinsinden doz değerleri ve standart sapmaları sırasıyla 50.08 ± 21.09 , 559.27 ± 47.98 , 770.25 ± 12.99 , 38.06 ± 13.97 'dir. ROI 1 aynı kalmıştır. ROI 2 ise alan içinde olup zırhın altında kalan bölgede olduğu için yaklaşık 200 cGy azalmıştır. ROI 3 kısmen aynı kalmış, bu derinlikte yanıl saçılmanın etkisi olmamıştır. ROI 4 ise aynı kalmıştır.



Şekil 31. 5 mm'lik Zırh ile 2 cm derinlikte alanın ortasındaki film için ilgili ROI'lerin doz istatistikleri

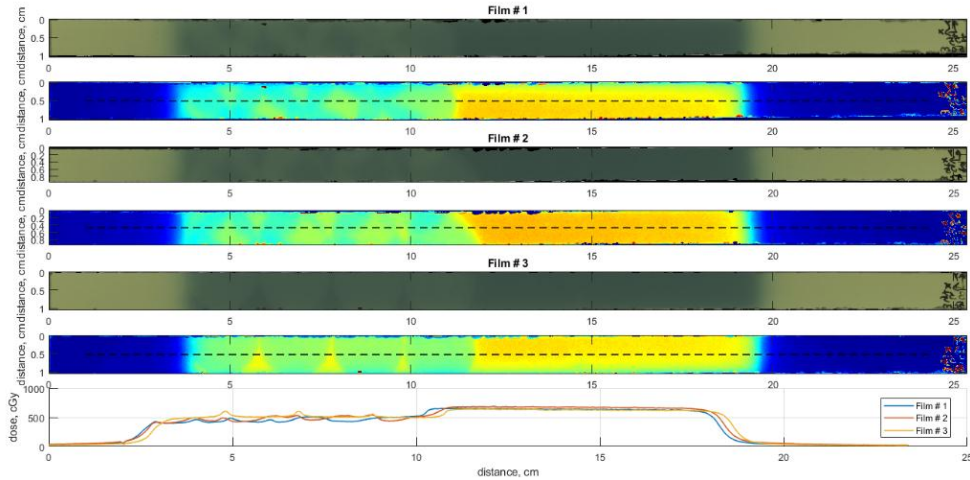
Aşağıdaki şekilde (Şek. 32), 15x15cm² alanının 2 cm derinlikte alt kenarındaki film verilmiştir. ROI 1'den ROI 4'e cGy cinsinden doz değerleri ve standart sapmaları sırasıyla 42.52 ± 22.22 , 618.24 ± 37.12 , 749.87 ± 17.44 , 31.76 ± 11.63 'tür. ROI 1 aynı kalmıştır. ROI 2 ise alan içinde olup zırhın altında kalan bölgede olduğu için yaklaşık 120 cGy azalmıştır. Bu ROI'deki azalmanın kendisinin simetriği olan alanın üst kenarındaki filmin ROI 2'deki 215 cGy'den daha az olmasının nedeni zırhın alt ucuna denk gelip, üst üste 2 kat zırh parçaları yerine tek kat olan bölümün altında kalması olarak açıklanabilir. ROI 3 kısmen aynı kalmış, bu derinlikte yanıl saçılmanın etkisi olmamıştır. ROI 4 ise aynı kalmıştır.



Şekil 32. 5 mm'lik Zırh ile 2 cm derinlikte alanın alt kenarındaki film için ilgili ROI'lerin doz istatistikleri.

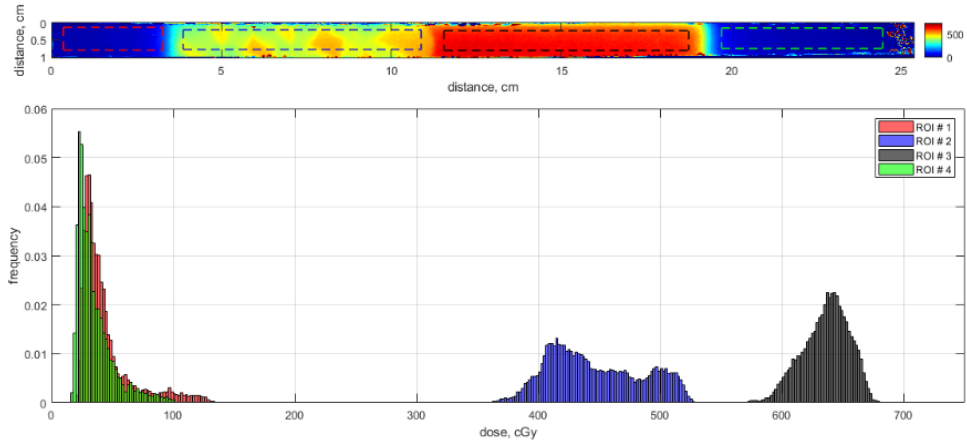
5 cm Derinlikte -5 mm'lik Zırhlı

5 cm derinlikte, 15x15 cm² alanın üst kenarında, ortasında, alt kenarındaki üç film; taranan görüntüleri ve doz profilleri Şekil 33'te görülmektedir.



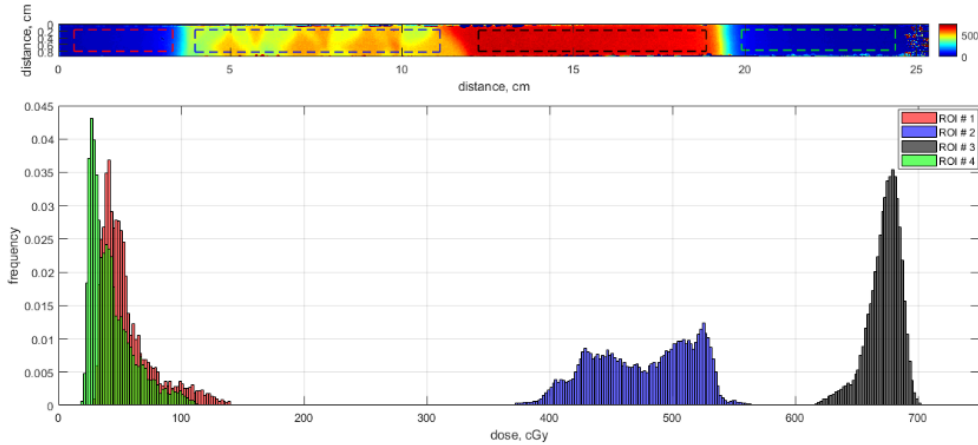
Şekil 33. 5 mm'lik Zırh ile 5 cm derinlikteki filmler, doz görüntüleri, doz profilleri.

Aşağıdaki şekilde (Şekil 34), 15x15cm² alanının 5 cm derinlikte üst kenarındaki film gösterilmiştir. ROI 1'den ROI 4'e cGy cinsinden doz değerleri ve standart sapmaları sırasıyla 43.93 ± 22.42 , 446.44 ± 38.15 , 635.94 ± 18.83 , 35.33 ± 15.29 'dur. ROI 1 kısmen azalmıştır. ROI 2 ise alan içinde olup zırhın altında kalan bölgede olduğu için yaklaşık 200 cGy azalmıştır. ROI 3 kısmen aynı kalmış, bu derinlikte yanal saçılmanın etkisi olmamıştır. ROI 4 ise aynı kalmıştır.



Şekil 34. 5 mm'lik Zırh ile 5 cm derinlikte alanın üst kenarındaki film için ilgili ROI'lerin doz istatistikleri.

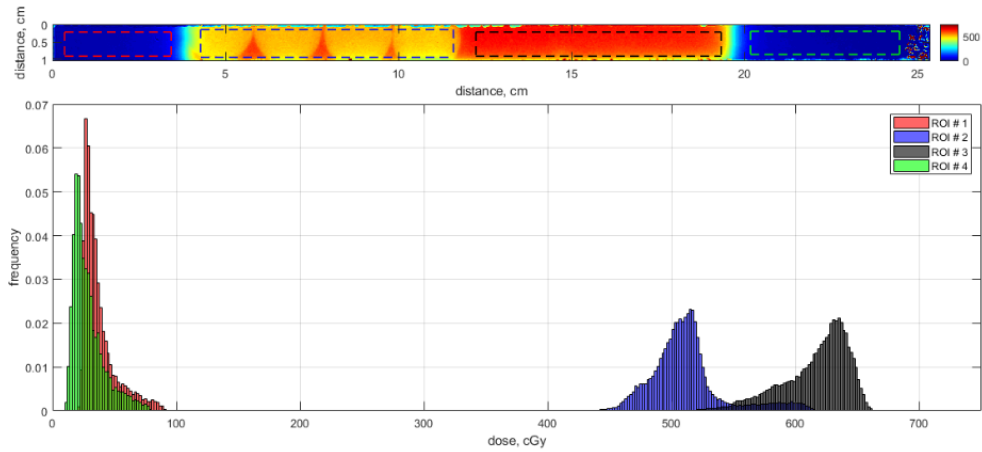
Aşağıdaki şekilde (Şek. 35), 15x15cm² alanının 5 cm derinlikte ortasındaki film gösterilmiştir. ROI 1'den ROI 4'e cGy cinsinden doz değerleri ve standart sapmaları sırasıyla 55.77 ± 22.80 , 475.96 ± 40.71 , 672.11 ± 13.65 , 43.04 ± 18.40 'tır. ROI 1 kısmen azalmıştır. ROI 2 ise alan içinde olup zırhın altında kalan bölgede olduğu için yaklaşık 200 cGy azalmıştır. ROI 3 kısmen aynı kalmış, bu derinlikte yanal saçılmanın etkisi olmamıştır. ROI 4 ise aynı kalmıştır.



Şekil 35. 5 mm'lik Zırh ile 5 cm derinlikte alanın ortasındaki film için ilgili ROI'lerin doz istatistikleri.

Aşağıdaki şekilde (Şek. 36), 15x15cm² alanının 5 cm derinlikte alt kenarındaki film verilmiştir. ROI 1'den ROI 4'e cGy cinsinden doz değerleri ve standart sapmaları sırasıyla 37.38 ± 14.67 , 511.51 ± 29.29 , 616.07 ± 27.09 , $29.07 \pm$

12.97'dir. ROI 1 yaklaşık 10 cGy azalmıştır. ROI 2 ise alan içinde olup zırhın altında kalan bölgede olduğu için yaklaşık 120 cGy azalmıştır. Bu ROI'deki azalmanın kendisinin simetriği olan alanın üst kenarındaki filmin ROI 2'deki 200 cGy'den daha az olmasının nedeni zırhın alt ucuna denk gelip, üst üste 2 kat zırh parçaları yerine tek kat olan bölümün altında kalması olarak açıklanabilir. ROI 3 yaklaşık 10 cGy azalmış, bu derinlikte yanıl saçılmanın büyük bir etkisi olmamıştır. ROI 4 ise aynı kalmıştır.

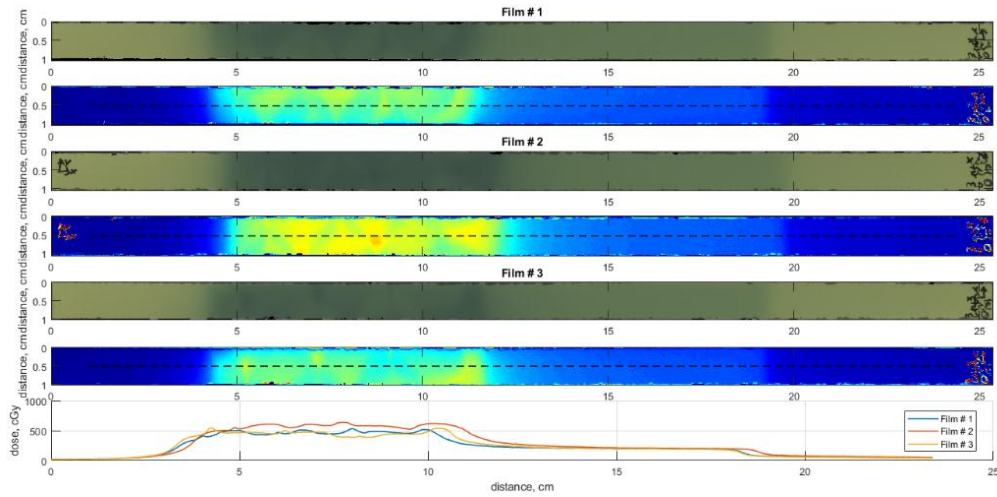


Şekil 36. 5 mm'lik Zırh ile 5 cm derinlikte alanın alt kenarındaki film için ilgili ROI'lerin doz istatistikleri.

Katı Su Fantomlarında 7 mm Kalınlığındaki Zırh ile Gafkromik Filmlerin Işınlanmasının Analizi

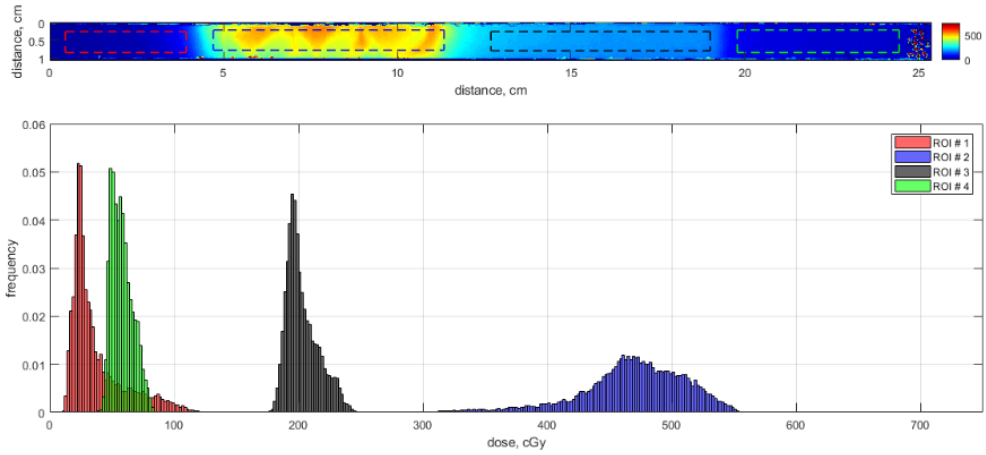
0 cm Derinlikte - 7 mm'lik Zırhlı

7 mm zırhın etkisini gözlemlemek için zırh, alanın sağ yarısına yerleştirilerek ışınlamalar yapılmıştır. 0 cm derinlikte, 15x15 cm² alanının sırasıyla üst kenarında, ortasında, alt kenarındaki üç film; filmlerin taranan görüntüleri ve doz profilleri Şekil 37'de görülmektedir.



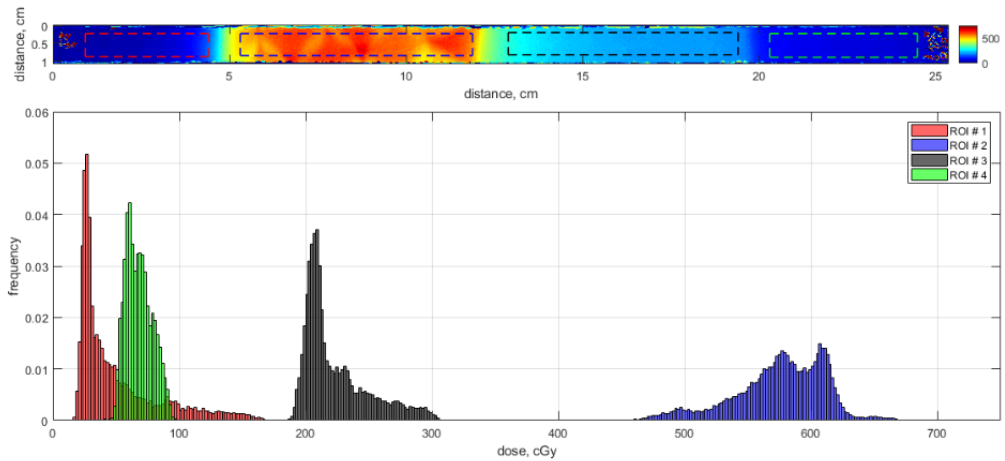
Şekil 37. 7 mm'lik Zırh ile 0 cm derinlikteki filmler, doz görüntüleri, doz profilleri.

Filmlerin dozları ayrıca, sırasıyla soldaki alan dışı kısım, soldaki alan dışı kısmın bitiminden orta hatta kadar olan alanın yarısı, orta hattan alan sonuna kadar olan kısım, sağdaki alan dışı kısım olmak üzere dört farklı bölgenin ROI'lerini (ilgilenilen bölge) seçerek tek tek analiz edilmiştir. ROI'leri seçerken, gradientlerden ve alan kenarlarından kaçınmak amaçlanmıştır. Aşağıdaki şekilde (Şek. 38), 0 cm derinlikte 15x15cm² alanının üst kenarındaki film gösterilmektedir. ROI 1'den ROI 4'e cGy cinsinden doz değerleri ve standart sapmaları sırasıyla 37.61 ± 21.69, 469.28 ± 41.72, 203.02 ± 12.84, 58.10 ± 8.56'dır. ROI 1 alan dışı doz olduğu için 5 mm'lik zırhın altında yaklaşık 25 cGy azalma meydana gelmiştir. ROI 2 ise alan içinde olup zırhın altında kaldığı için build up etkisinden dolayı yaklaşık 260 cGy artmıştır. ROI 3, yanıl saçılma etkisinden dolayı yaklaşık olarak 10 cGy artmıştır. ROI 4 ise aynı kalmıştır.



Şekil 38. 7 mm'lik Zırh ile 0 cm derinlikte alanın üst kenarındaki film için ilgili ROI'lerin doz istatistikleri

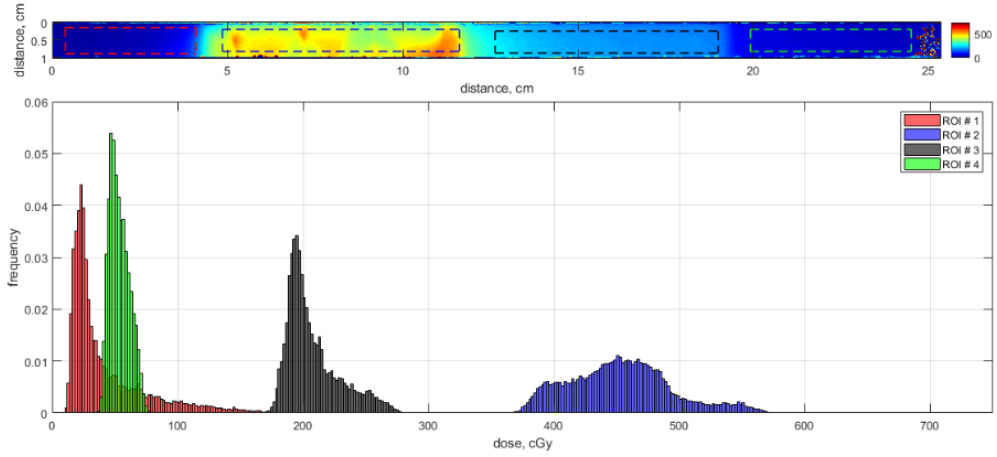
Aşağıdaki şekilde (Şekil 39), 0 cm derinlikte $15 \times 15 \text{ cm}^2$ alanının ortasındaki film gösterilmiştir. ROI 1'den ROI 4'e cGy cinsinden doz değerleri ve standart sapmaları sırasıyla 50.04 ± 32.92 , 575.3 ± 35.93 , 223.45 ± 25.75 , 68.11 ± 10.32 'dir. ROI 1 alan dışı doz olduğu için 5 mm'lik zırhın altında yaklaşık 20 cGy azalma meydana gelmiştir. ROI 2 ise alan içinde olup zırhın altında kaldığı için build up etkisinden dolayı yaklaşık 375 cGy artmıştır. ROI 3, yanıl saçılma etkisinden dolayı yaklaşık olarak 20 cGy artmıştır. ROI 4 ise yaklaşık olarak aynı kalmıştır.



Şekil 39. 7 mm'lik Zırh ile 0 cm derinlikte alanın ortasındaki film için ilgili ROI'lerin doz istatistikleri

Aşağıdaki şekilde (Şekil 40), 0 cm derinlikte $15 \times 15 \text{ cm}^2$ alanının alt kenarındaki film gösterilmiştir. ROI 1'den ROI 4'e cGy cinsinden doz değerleri ve

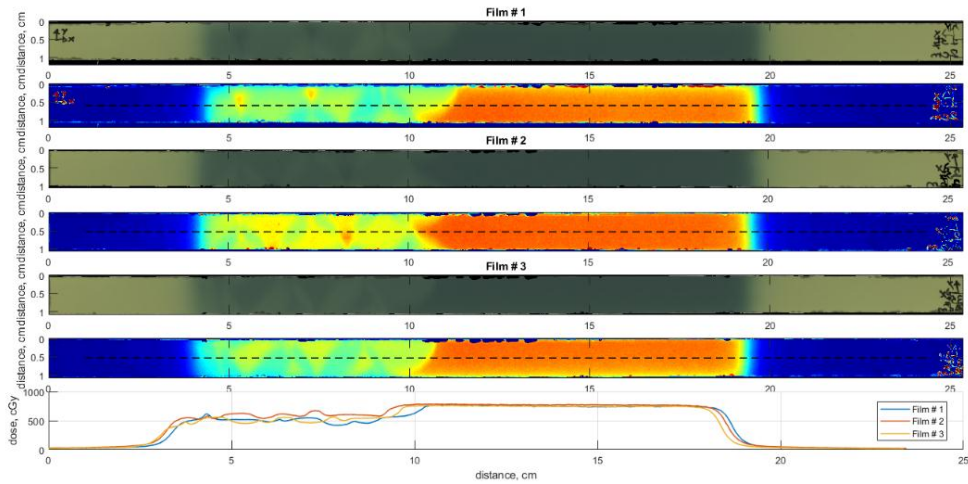
standart sapmaları sırasıyla 41.69 ± 30.53 , 452.99 ± 40.86 , 207.49 ± 20.95 , 53.59 ± 7.86 'dir. ROI 1 alan dışı doz olduğu için 5 mm'lik zırhın altında yaklaşık 15 cGy azalma meydana gelmiştir. ROI 2 ise alan içinde olup zırhın altında kaldığı için build up etkisinden dolayı yaklaşık 270 cGy artmıştır. ROI 3, yanıl saçılma etkisinden dolayı yaklaşık olarak 20 cGy artmıştır. ROI 4 ise kısmen aynı kalmıştır.



Şekil 40. 7 mm'lik Zırh ile 0 cm derinlikte alanın alt kenarındaki film için ilgili ROI'lerin doz istatistikleri.

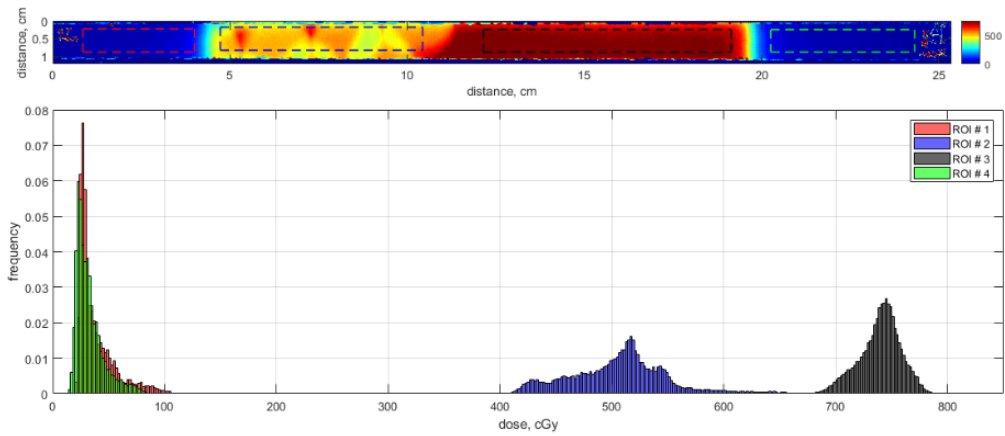
2 cm Derinlikte - 7 mm'lik Zırhlı

2 cm derinlikte, $15 \times 15 \text{ cm}^2$ alanın üst kenarında, ortasında, alt kenarındaki üç film; taranan görüntüleri ve doz profilleri Şekil 41'de görülmektedir.



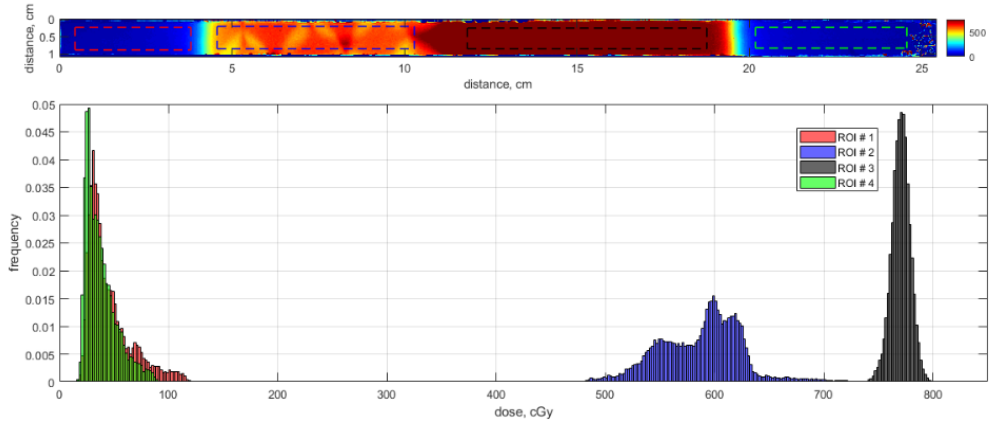
Şekil 41. 7 mm'lik Zırh ile 2 cm derinlikteki filmler, doz görüntüleri, doz profilleri.

Aşağıdaki şekilde (Şekil 42), 15x15cm² alanının 2 cm derinlikte üst kenarındaki film gösterilmiştir. ROI 1'den ROI 4'e cGy cinsinden doz değerleri ve standart sapmaları sırasıyla 38.14 ± 16.24 , 505.51 ± 43.49 , 739.66 ± 18.36 , 32.81 ± 12.39 'dur. ROI 1 kısmen azalmıştır. ROI 2 ise alan içinde olup zırhın altında kalan bölgede olduğu için yaklaşık 235 cGy azalmıştır. ROI 3 aynı kalmış, bu derinlikte yanal saçılmanın etkisi olmamıştır. ROI 4 ise aynı kalmıştır.



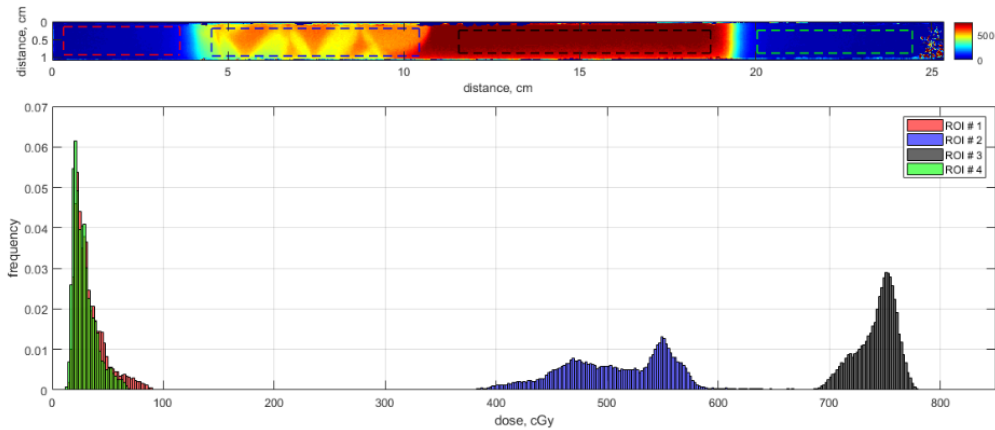
Şekil 42. 7 mm'lik Zırh ile 2 cm derinlikte alanın üst kenarındaki film için ilgili ROI'lerin doz istatistikleri

Aşağıdaki şekilde (Şek. 43), 15x15cm² alanının 2 cm derinlikte ortasındaki film gösterilmiştir. ROI 1'den ROI 4'e cGy cinsinden doz değerleri ve standart sapmaları sırasıyla 45.28 ± 20.04 , 587.39 ± 37.12 , 770.60 ± 8.49 , 37.76 ± 14.11 'dir. ROI 1 kısmen azalmıştır. ROI 2 ise alan içinde olup zırhın altında kalan bölgede olduğu için yaklaşık 180 cGy azalmıştır. ROI 3 kısmen aynı kalmış, bu derinlikte yanal saçılmanın etkisi olmamıştır. ROI 4 ise aynı kalmıştır.



Şekil 43. 7 mm'lik Zırh ile 2 cm derinlikte alanın ortasındaki film için ilgili ROI'lerin doz istatistikleri.

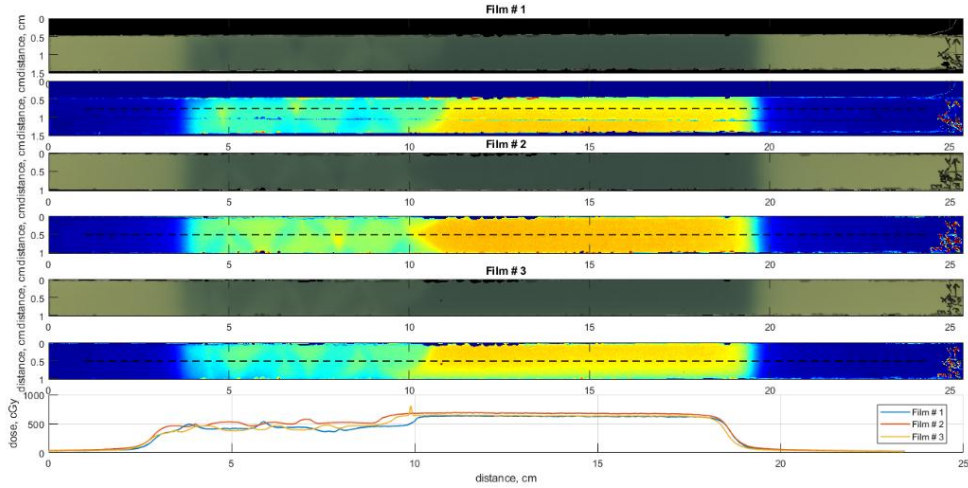
Aşağıdaki şekilde (Şek. 44), 15x15cm² alanının 2 cm derinlikte alt kenarındaki film verilmiştir. ROI 1'den ROI 4'e cGy cinsinden doz değerleri ve standart sapmaları sırasıyla 33.85 ± 14.33 , 509.1 ± 50.32 , 742.63 ± 17.71 , 29.03 ± 10.44 'tür. ROI 1 azalmıştır. ROI 2 ise alan içinde olup zırhın altında kalan bölgede olduğu için yaklaşık 220 cGy azalmıştır. ROI 3 kısmen aynı kalmış, bu derinlikte yanal saçılmanın etkisi olmamıştır. ROI 4 ise aynı kalmıştır.



Şekil 44. 7 mm'lik Zırh ile 2 cm derinlikte alanın alt kenarındaki film için ilgili ROI'lerin doz istatistikleri

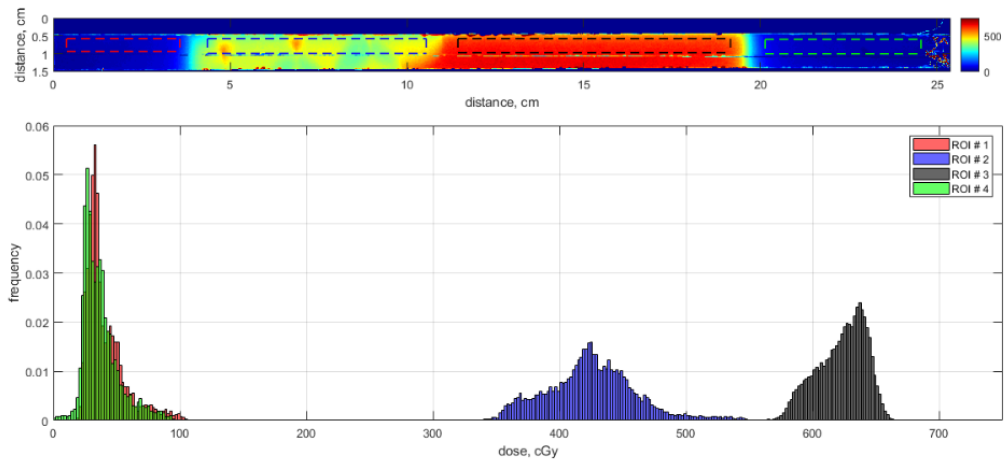
5 cm Derinlikte - 7 mm'lik Zırhlı

5 cm derinlikte, 15x15 cm² alanın üst kenarında, ortasında, alt kenarındaki üç film; taranan görüntüleri ve doz profilleri Şekil 45'te görülmektedir.



Şekil 45. 7 mm'lik Zırh ile 5 cm derinlikteki filmler, doz görüntüleri, doz profilleri.

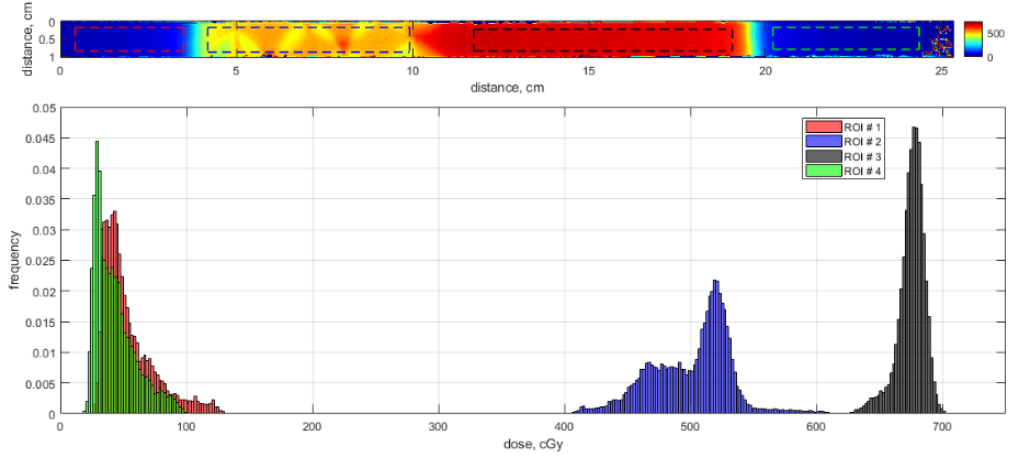
Aşağıdaki şekilde (Şekil 46), 15x15cm² alanının 5 cm derinlikte üst kenarındaki film gösterilmiştir. ROI 1'den ROI 4'e cGy cinsinden doz değerleri ve standart sapmaları sırasıyla 40.6 ± 15.34 , 425.00 ± 35.98 , 622.66 ± 19.1 , 37.2 ± 14.44 'tür. ROI 1 yaklaşık 10 cGy azalmıştır. ROI 2 ise alan içinde olup zırhın altında kalan bölgede olduğu için yaklaşık 210 cGy azalmıştır. ROI 3 ve ROI 4 ise aynı kalmıştır.



Şekil 46. 7 mm'lik Zırh ile 5 cm derinlikte alanın üst kenarındaki film için ilgili ROI'lerin doz istatistikleri.

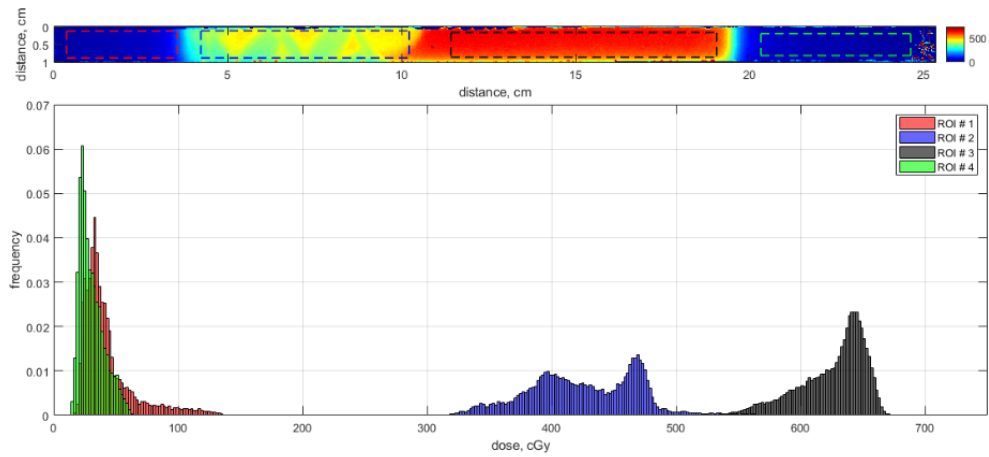
Aşağıdaki şekilde (Şek. 47), 15x15cm² alanının 5 cm derinlikte ortasındaki film gösterilmiştir. ROI 1'den ROI 4'e cGy cinsinden doz değerleri ve standart sapmaları sırasıyla 53.75 ± 20.49 , 501.05 ± 31.8 , 675.02 ± 10.74 , 43.38 ± 16.40 'tır.

ROI 1 kısmen azalmıştır. ROI 2 ise alan içinde olup zırhın altında kalan bölgede olduğu için yaklaşık 175 cGy azalmıştır. ROI 3 ve ROI 4 ise aynı kalmıştır.



Şekil 47. 7 mm'lik Zırh ile 5 cm derinlikte alanın ortasındaki film için ilgili ROI'lerin doz istatistikleri

Aşağıdaki şekilde (Şek. 48), 15x15cm² alanının 5 cm derinlikte alt kenarındaki film verilmiştir. ROI 1'den ROI 4'e cGy cinsinden doz değerleri ve standart sapmaları sırasıyla 42.77 ± 21.12 , 425.64 ± 43.46 , 625.68 ± 26.48 , 30.39 ± 9.78 'dir. ROI 1 kısmen azalmıştır. ROI 2 ise alan içinde olup zırhın altında kalan bölgede olduğu için yaklaşık 200 cGy azalmıştır. ROI 3 ve ROI 4 ise aynı kalmıştır.

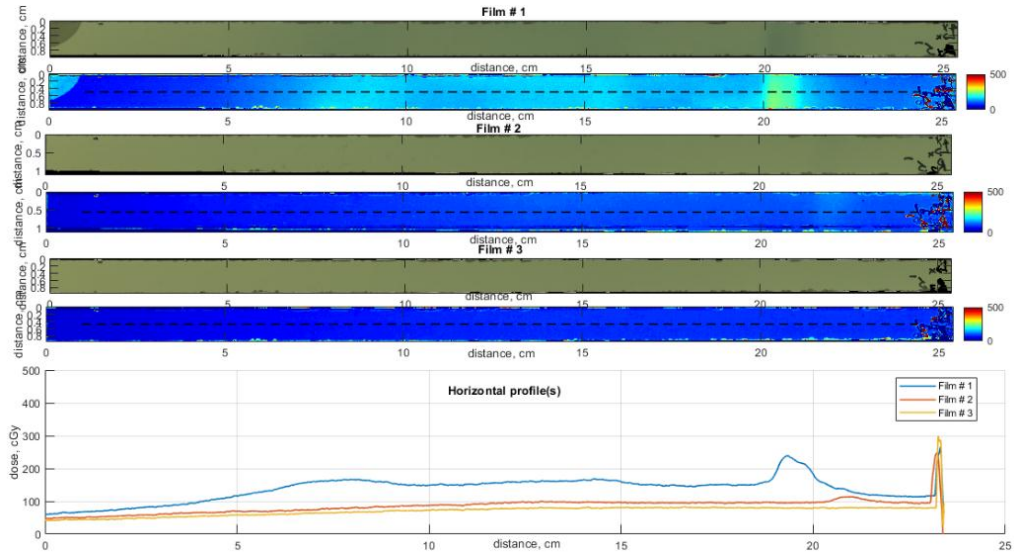


Şekil 48. 7 mm'lik Zırh ile 5 cm derinlikte alanın alt kenarındaki film için ilgili ROI'lerin doz istatistikleri.

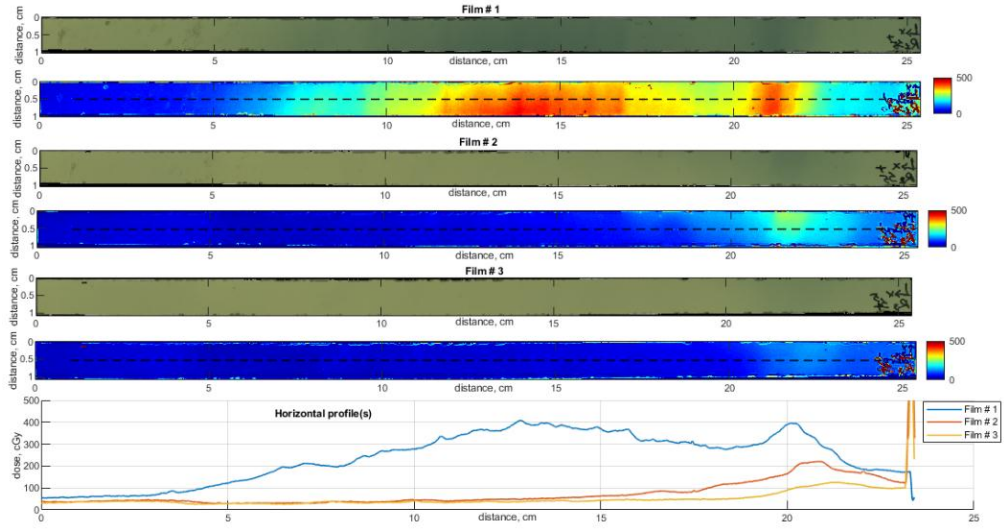
EK-5: Alderson Rando Fantomda Parsiyel Ark VMAT Planlarının Zırhsız ve Zırlı Olarak Gafkromik Film Işınlamalarının Analizi

Alderson Rando fantom üzerinde sol meme parsiyel ark VMAT planının (Ek-2) zırhsız ve zırlı olarak gafkromik film ışınlamalarının sonuçları aşağıda verilmektedir. Zırhsız ve zırlı ölçümlerde ışınlanan sol meme medial (film 1) 200-450 cGy, meme ucundaki 3 film 400-600 cGy, lateral 600-700 ve silikon memenin altındaki filmler 900-1100 aralığında sabit kalmaktadırlar. Bu sonuç zırhın saçılımından dolayı hedef memeye fazladan doz gelmediğini göstermektedir. Ayrıca dozların sabit kalması her iki ölçümde de Alderson Rando fantomun pozisyonunun doğruluğunu da teyit etmektedir.

Sağ memede sırasıyla zırhsız (Şek. 49) ve 5 mm'lik zırlı (Şek. 50) olarak yapılan ışınlamalarda sağ memenin iç tarafına yerleştirilen 1 adet ve sağ meme ucundaki içten dışa doğru ilk iki gafkromik filmlerde elde edilen ölçümler verilmiştir.



Şekil 49. Sağ memede zırh olmadan yapılan ışınlamada sağ memenin iç tarafındaki 1 adet ve sağ meme ucundaki içten dışa doğru ilk iki gafkromik filmler, doz görüntüleri ve doz profilleri.



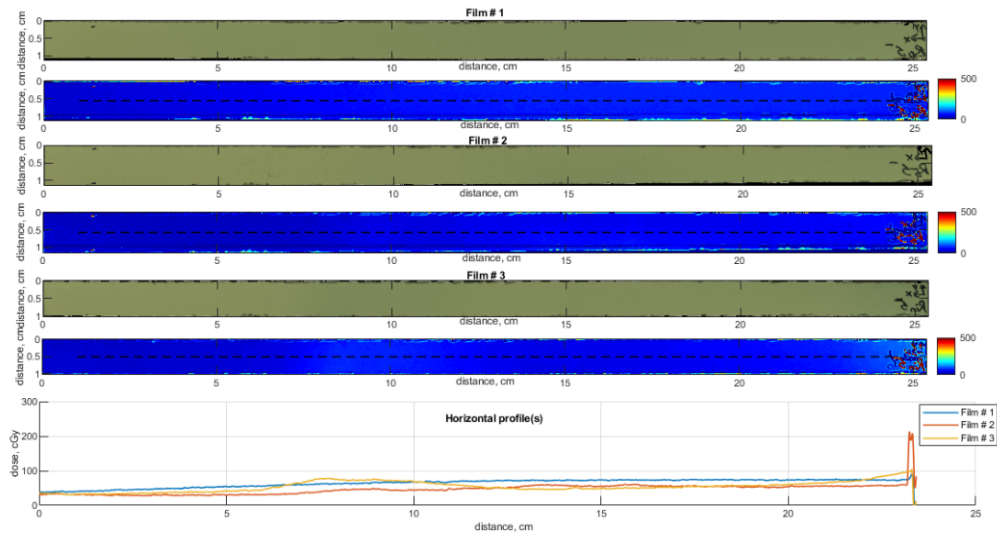
Şekil 50. Sağ memede 5 mm'lik zırlı ışınlamada sağ memenin iç tarafındaki 1 adet ve meme ucundaki içten dışa doğru ilk iki gafkromik filmler, doz görüntüleri ve doz profilleri.

Sağ memenin iç tarafındaki (medial) film sol memeye giriş dozunu almıştır. Bu yüzden bir zırh eklemek, build-up etkisi nedeniyle dozunu arttırmıştır. Medialdeki filmin boyna doğru olan ilk 5 cm'lik bölgesinde dozlar yaklaşık olarak 60-120 cGy aralığında aynı kalmıştır. Ancak boyundan meme ucuna doğru olan 5-10 cm aralığında ise zırhsız filmde 120 cGy'den 180 cGy'e çıkıp tekrar 150 cGy'e inen bir eğri gözlenirken, 5 mm'lik zırh konulduğunda ise VMAT planından kaynaklanan düşük dozların zırh altındaki build-up etkisi ile 120 cGy'den 290 cGy'e çıkan kısmen lineer bir eğri oluşturmaktadır. Meme ucuna denk gelen 10 – 15 cm aralığında ise doz seviyesi 150 – 170 cGy civarında seyrederken, 5 mm'lik zırh konulduğunda 290-390 cGy aralığında tepe noktası 400 cGy olan bir eğri gözlenmiştir. Meme ucundan meme altına doğru giden 15 – 20 cm aralığında dozlar 170 cGy civarında seyrederken sadece ufak bir kısmında 230 cGy'e çıkan bir tepe gözlenmiştir. Ancak 5 mm'lik zırh eklendiğinde bu dozlar, 290- 400 cGy aralığına yükselmiştir.

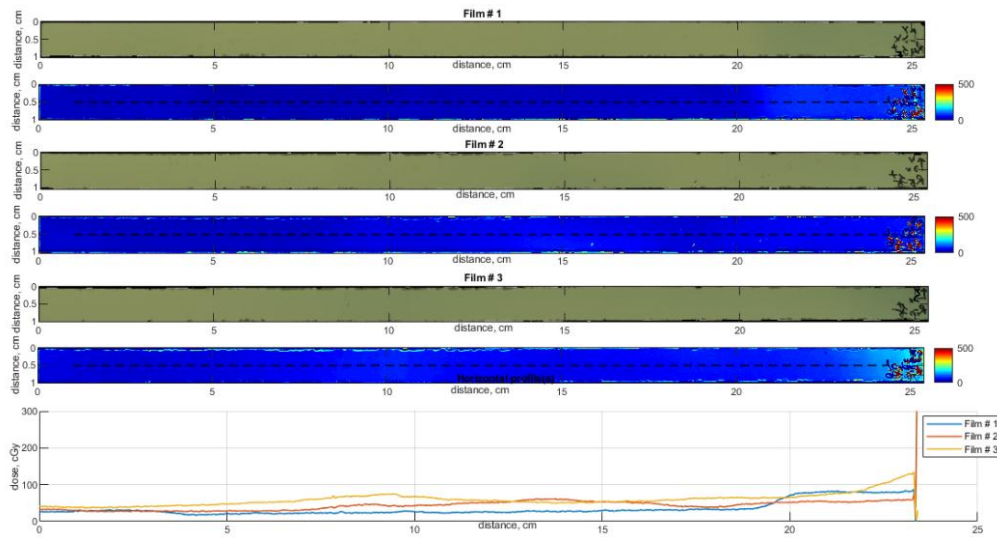
5 mm'lik zırh meme ucu bölgesindeki filmlerin dozlarını azaltmıştır. Meme ucunda, medial kısma yakın filmde 0-5 cm aralığında zırhsız ölçüm dozları 50 cGy'den 60 cGy'a doğru artarken, 5 mm'lik zırlı ölçümde ise 50 cGy'den 30 cGy'e azalmaktadır. Dolayısıyla zırh, bu aralıkta maksimum 30 cGy civarında azalmaya neden olmuştur. 5-10 cm aralığında zırhsız ölçümde 60 cGy'den 95 cGy'e artarken,

5 mm'lik zırlı ölçümde ise 30 cGy civarında seyretmektedir. Bu aralıkta ise zırlı, 30-65 cGy'lik doz azalışına neden olmuştur. 10-15 cm aralığında zırlı ölçümde 100 cGy civarında seyrederken, 5 mm'lik zırlı ölçümde ise 40 – 65 cGy civarında seyretmektedir. Dolayısıyla bu aralıkta 35-60 cGy civarında doz azalmasına neden olmuştur. 15-20 cm aralığında zırlı ölçümde 100 cGy civarında seyrederken, 5 mm'lik zırlı ölçümde ise 65 cGy'den 160 cGy'e artmaktadır. Bu aralığın başlangıç kısmında zırlı neden olduğu 35 cGy civarında doz azalması gözlenirken, son kısımdaki artışın planlamadaki giriş dozunun neden olduğu build-up etkisi olduğu düşünülmektedir.

Meme ucunda, ortadaki filmde 0-5 cm aralığında zırlı ölçüm dozları 50 cGy'den 55 cGy'a doğru artarken, 5 mm'lik zırlı ölçümde ise 50 cGy'den 30 cGy'e azalmaktadır. Dolayısıyla zırlı, bu aralıkta maksimum 25 cGy civarında azalmaya neden olmuştur. 5-10 cm aralığında zırlı ölçümde 55 cGy'den 80 cGy'e artarken, 5 mm'lik zırlı ölçümde ise 30 cGy civarında seyretmektedir. Bu aralıkta ise zırlı, 25-50 cGy'lik doz azalışına neden olmuştur. 10-15 cm aralığında zırlı ölçümde 80 - 90 cGy civarında seyrederken, 5 mm'lik zırlı ölçümde ise 30 cGy civarında seyretmektedir. Dolayısıyla bu aralıkta 50 - 60 cGy civarında doz azalmasına neden olmuştur. 15-20 cm aralığında zırlı ölçümde 90 cGy civarında seyrederken, 5 mm'lik zırlı ölçümde ise 50 cGy civarında seyrederken 20 cm'e doğru küçük bir kısımda 100 cGy'e artmaktadır. Bu aralıkta zırlı 40 cGy civarında doz azalışına neden olmuştur.



Şekil 51. Sağ memede zırh olmadan yapılan ışınlamada sağ meme ucundaki son 1 adet, memenin dış tarafındaki 1 adet ve silikonun altındaki 1 adet gafkromik filmler, doz görüntüleri ve doz profilleri.



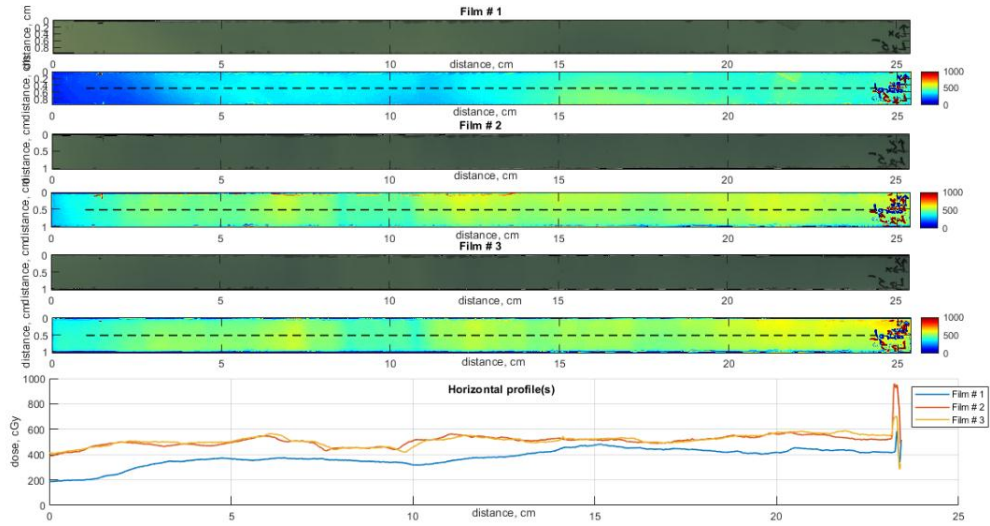
Şekil 52. Sağ memede 5 mm'lik zırhlı ışınlamada sağ memenin meme ucundaki son 1 adet, memenin dış tarafındaki 1 adet ve silikonun altındaki 1 adet gafkromik filmler, doz görüntüleri ve doz profilleri.

5 mm'lik zırh, meme ucu, memenin dış kısmı ve silikon altındaki filmlerin dozlarını azaltmıştır (Şekil 51 ve 52). Meme ucunda, lateral kısma yakın filmde 0-5 cm aralığında zırhsız ölçüm dozları 30 cGy'den 50 cGy'a doğru artarken, 5 mm'lik zırhlı ölçümde ise 30 cGy'den 20 cGy'e azalmaktadır. Dolayısıyla zırh, bu aralıkta maksimum 30 cGy civarında azalmaya neden olmuştur. 5-10 cm aralığında zırhsız ölçümde 50 cGy'den 60 cGy'e artarken, 5 mm'lik zırhlı ölçümde ise 30 cGy

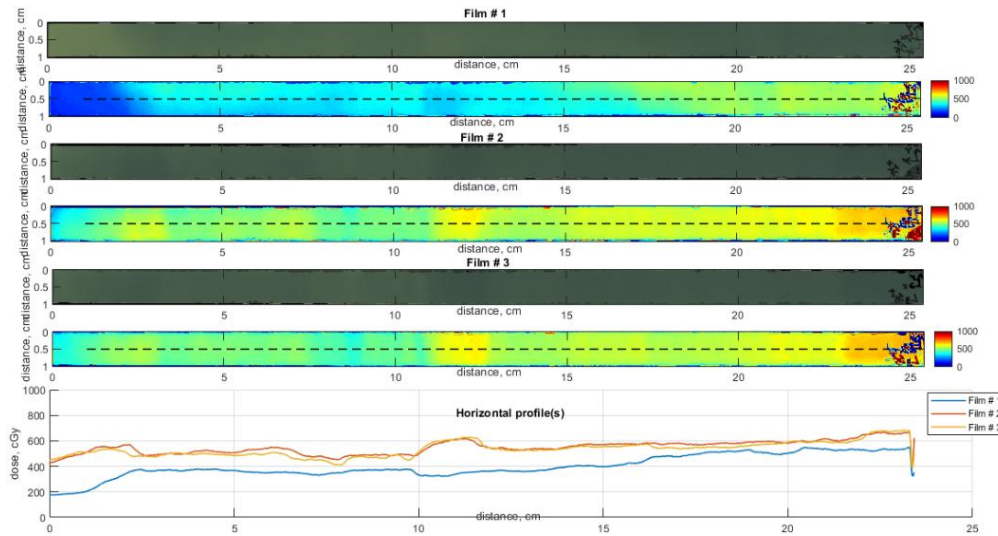
civarında seyretmektedir. Bu aralıkta ise zırh, maksimum 30 cGy'lik doz azalışına neden olmuştur. 10-15 cm aralığında zırhsız ölçümde 60 cGy-70 cGy civarında seyrederken, 5 mm'lik zırhlı ölçümde ise 30 cGy civarında seyretmektedir. Dolayısıyla bu aralıkta 30-40 cGy civarında doz azalmasına neden olmuştur. 15-20 cm aralığında zırhsız ölçümde 70 cGy civarında seyrederken, 5 mm'lik zırhlı ölçümde ise zırhlı ölçümde ise 35 cGy civarında seyrederken 20 cm'e doğru küçük bir kısımda 70 cGy'e artmaktadır. Bu bu aralığın başlangıç kısmında zırhın neden olduğu 35 cGy civarında doz azalması gözlenirken, son kısımdaki artışa ise zırhın bitiş noktasına denk gelmesinin neden olduğu düşünülmektedir.

Memenin dış (lateral) kısmındaki filmde 0-5 cm aralığında hem zırhlı hem zırhsız ölçüm dozları 30 cGy civarında seyretmiştir. 5-10 cm aralığında zırhsız ölçümde 30 cGy'den 40 cGy'e artarken, 5 mm'lik zırhlı ölçümde ise 30 cGy'den 35 cGy'e artmıştır. Bu aralıkta ise zırh, maksimum 5 cGy'lik doz azalışına neden olmuştur. 10-15 cm aralığında zırhsız ölçümde 35 cGy'den 50 cGy'e artmıştır, 5 mm'lik zırhlı ölçümde ise 35 cGy'den 45 cGy'e artmıştır. Dolayısıyla bu aralıkta 5 cGy civarında doz azalmasına neden olmuştur. 15-20 cm aralığında zırhsız ölçümde 50 cGy civarında seyrederken, 5 mm'lik zırhlı ölçümde ise zırhlı ölçümde ise 40-45 cGy civarında seyretmiştir. Bu aralığın başlangıç kısmında zırhın neden olduğu maksimum 10 cGy civarında doz azalması gözlenmiştir.

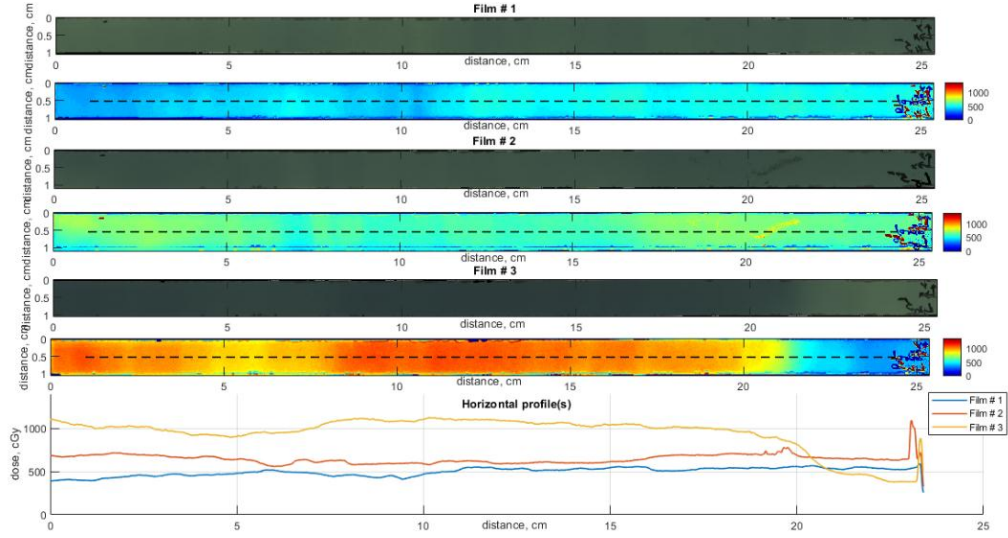
Silikonun altındaki filmde 0-5 cm aralığında hem zırhlı hem zırhsız ölçüm dozları 35 cGy civarında seyretmiştir. 5-10 cm aralığında zırhsız ölçümde 35 cGy'den 60 cGy'e artarken, 5 mm'lik zırhlı ölçümde ise 35 cGy'den 80 cGy'e artmıştır. Bu aralıktaki artışın nedeni planlamadan gelen düşük doz bölgesine denk gelmesidir. 10-15 cm aralığında zırhsız ölçümde 80 cGy'den 50 cGy'e düşmüştür, 5 mm'lik zırhlı ölçümde ise 80 cGy'den 45 cGy'e artmıştır. Dolayısıyla bu aralıkta 5 cGy civarında doz azalmasına neden olmuştur. 15-20 cm aralığında zırhsız ölçümde 45 cGy civarında seyrederken, 5 mm'lik zırhlı ölçümde ise zırhlı ölçümde ise 45 cGy 'den 35 cGy'e azalmıştır. Bu aralıkta zırhın neden olduğu max 10 cGy civarında doz azalması gözlenmiştir.



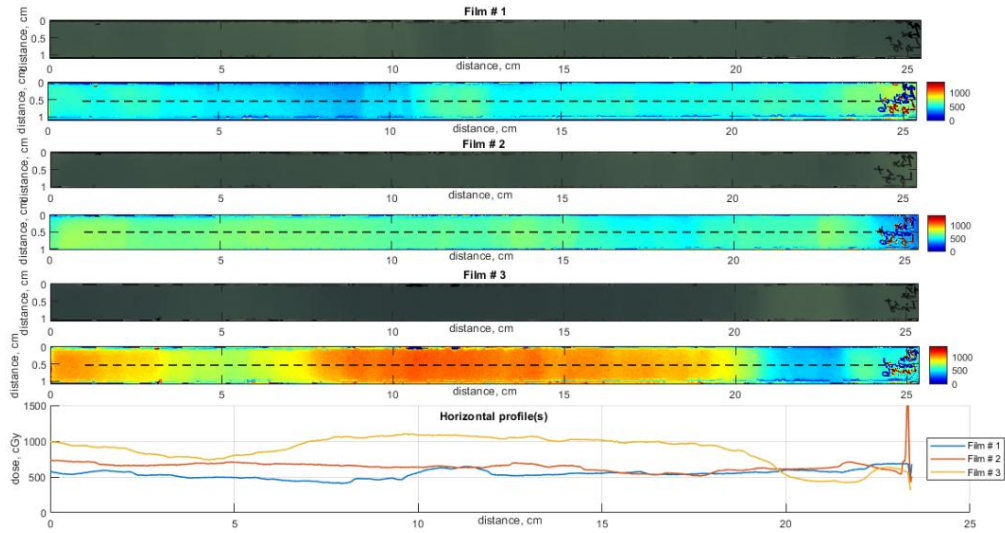
Şekil 53. Sağ memede zırh olmadan yapılan ışınlamada sol memenin iç tarafındaki 1 adet ve sağ meme ucundaki içten dışa doğru ilk iki gafkromik filmler, doz görüntüleri ve doz profilleri.



Şekil 54. Sağ memede 5 mm'lik zırhlı ışınlamada sol memenin iç tarafındaki 1 adet ve sağ meme ucundaki içten dışa doğru ilk iki gafkromik filmler, doz görüntüleri ve doz profilleri.



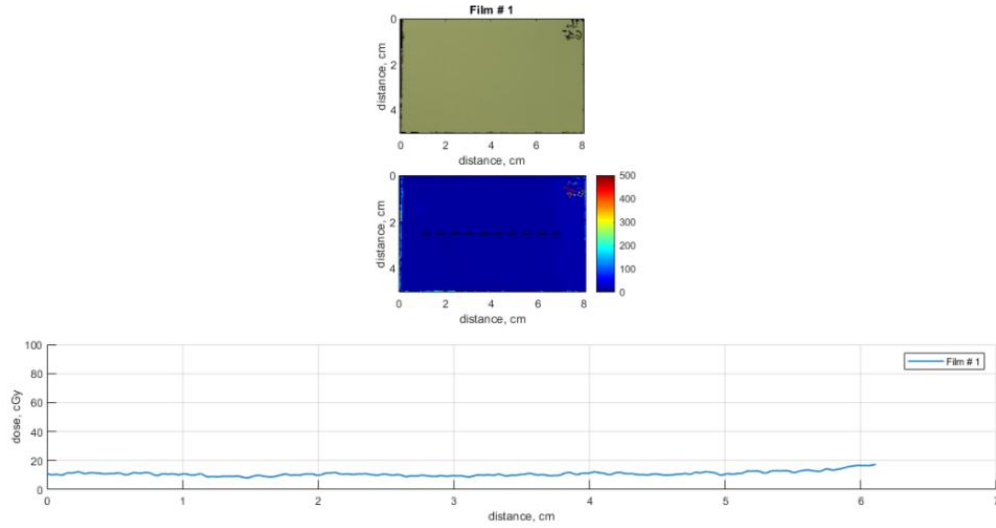
Şekil 55. Sağ memede zırh olmadan yapılan ışınlamada sol meme ucundaki son 1 adet, sağ memenin dış tarafındaki 1 adet ve silikonun altındaki 1 adet gafkromik filmler, doz görüntüleri ve doz profilleri.



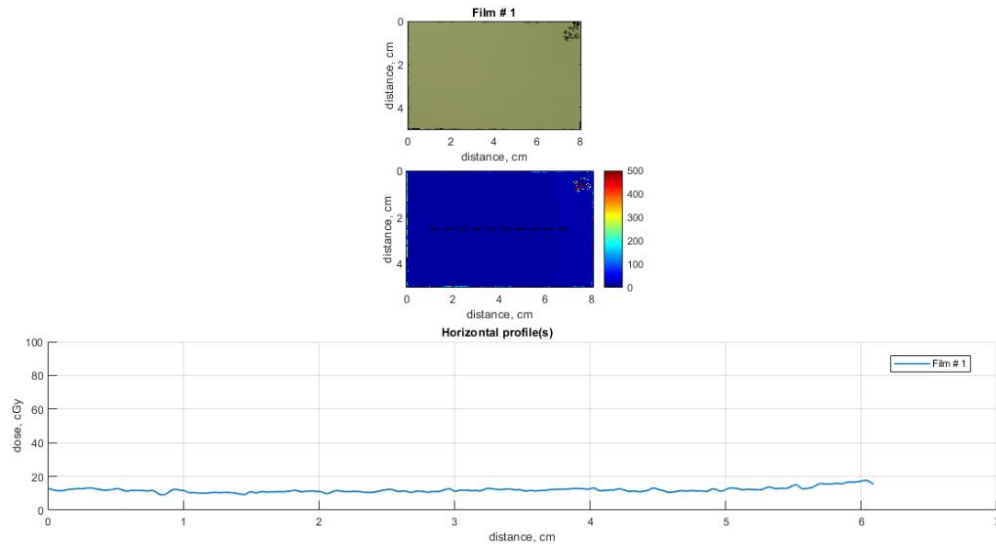
Şekil 56. Sağ memede 5 mm'lik zırhlı ışınlamada sol memenin meme ucundaki son 1 adet, sağ memenin dış tarafındaki 1 adet ve silikonun altındaki 1 adet gafkromik filmler, doz görüntüleri ve doz profilleri.

Zırhsız ve zırhlı ölçümlerde sol meme medial (film 1) 200-450 cGy, meme ucundaki 3 film 400-600 cGy, lateral 600-700 ve silikon memenin altındaki filmler 900-1100 aralığında sabit kalmaktadırlar (Şekil 53-56). Bu sonuç zırhın saçılımından dolayı hedef memeye fazladan doz gelmediğini göstermektedir.

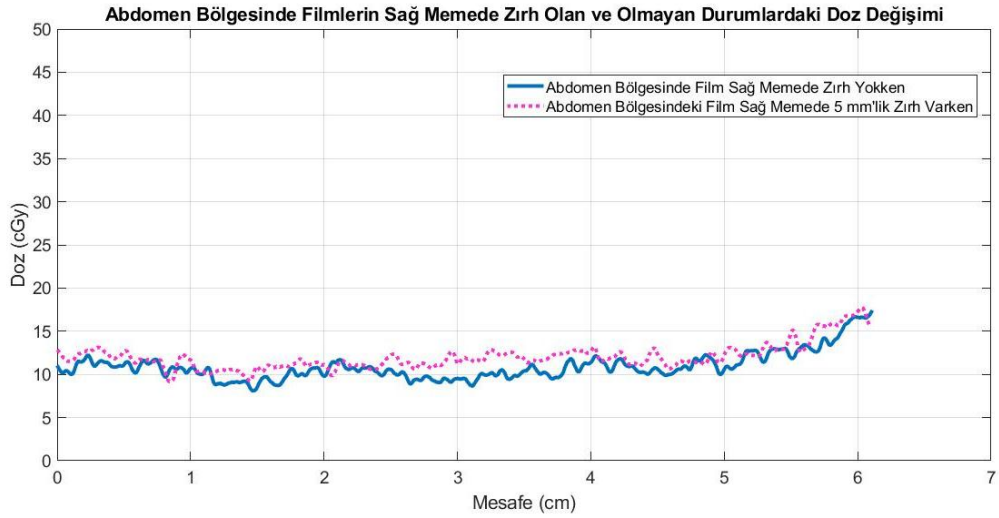
Alderson Rando fantom üzerinde sol meme parsiyel ark VMAT planının zırhsız ve zırlı olarak gafkromik film ışınlamalarının sonuçları aşağıda verilmektedir. Aşağıdaki şekillerde sağ memede sırasıyla zırhsız ve 5 mm'lik zırlı olarak yapılan ışınlamalarda abdomen bölgesine yerleştirilen gafkromik filmler verilmiştir (Şekil 57-58).



Şekil 57. Sağ memede zırh olmadan yapılan ışınlamada abdomen bölgesindeki gafkromik film, doz görüntüsü ve doz profili.



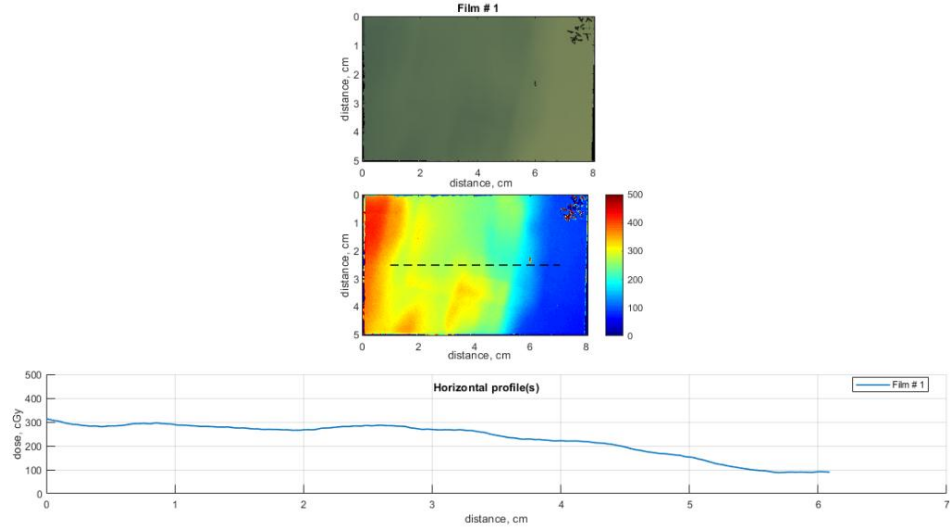
Şekil 58. Sağ memede 5 mm'lik zırlı ışınlamada abdomen bölgesindeki gafkromik film, doz görüntüsü ve doz profili.



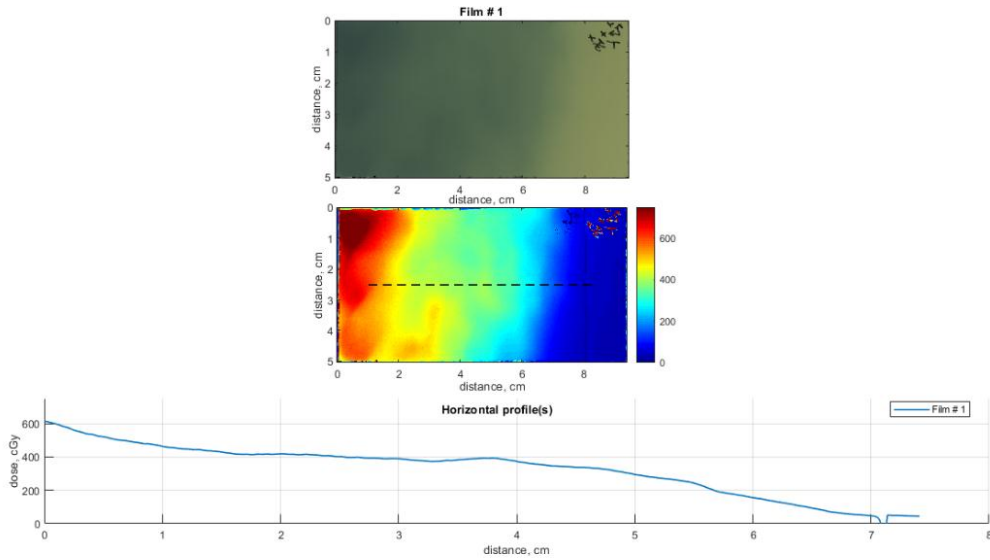
Şekil 59. Sağ memede zırh olmadan ve 5 mm'lik zırhla yapılan ışınlamalarda abdomen bölgesindeki gafkromik filmlerdeki doz değişimi.

Filmlerin hedef alandan uzak olması nedeniyle, abdomen bölgesinde dozlar değişmemiştir (Şekil 59). Saçılmanın da etkisi gözlenmemiştir. AAPM TG-158'e göre tedavi teknikleri YART veya IMRT gibi tekniklere yöneldikçe kranio-kaudal yöndeki organlara da doz katkısı olabileceği belirtilse de memenin alt kısmından yaklaşık 12.5 cm uzaktaki filmin dozunun değişmediği (10-15 cGy) ve çok düşük bir doz olduğu tespit edilmiştir.

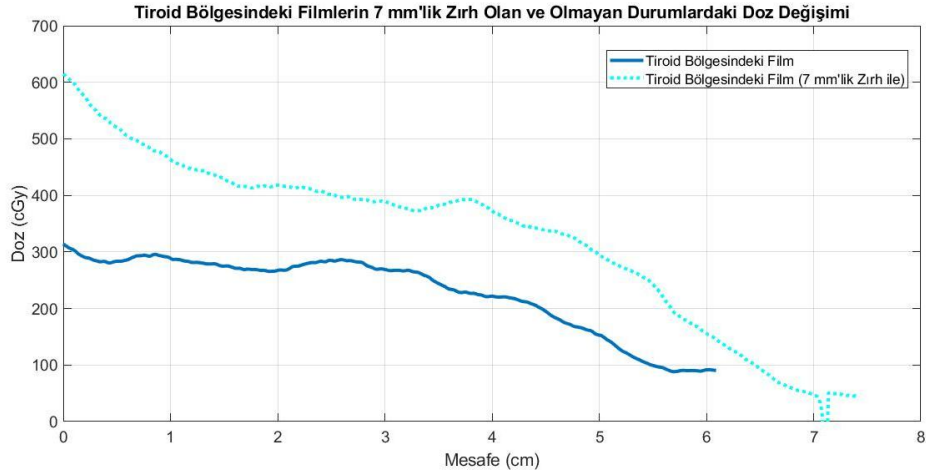
Aşağıdaki şekillerde sağ memede sırasıyla zırhsız ve 5 mm'lik zırhlı olarak boyun (tiroid) bölgesine sırasıyla zırhsız ve 7 mm'lik zırhlı olarak yapılan ışınlamalarda yerleştirilen gafkromik filmler verilmiştir (Şekil 60-61).



Şekil 60. Sağ memede ve boyun bölgesinde zırh olmadan yapılan ışınlamada tiroid bölgesindeki gafkromik film, doz görüntüsü ve doz profili.



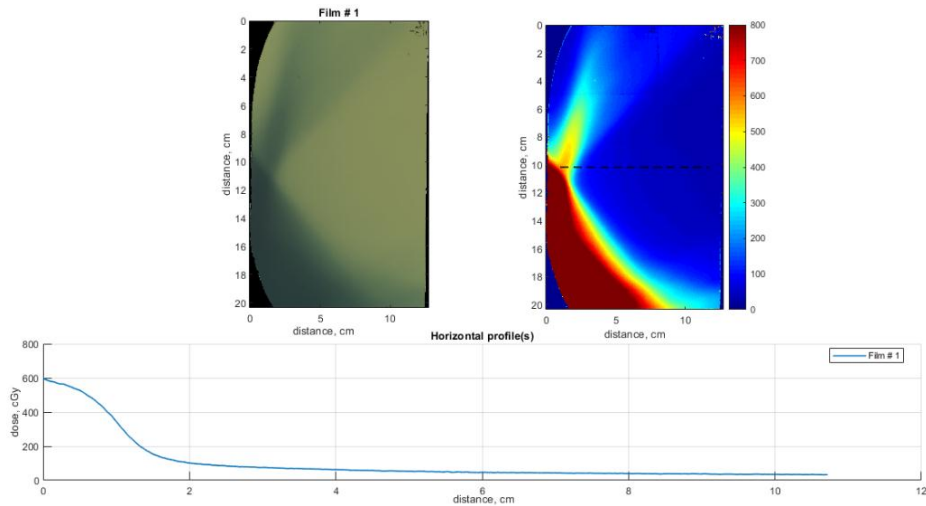
Şekil 61. Sağ memede 5 mm'lik ve tiroid bölgesinde 7 mm'lik zırhlı ışınlamada tiroid bölgesindeki gafkromik film, doz görüntüsü ve doz profili.



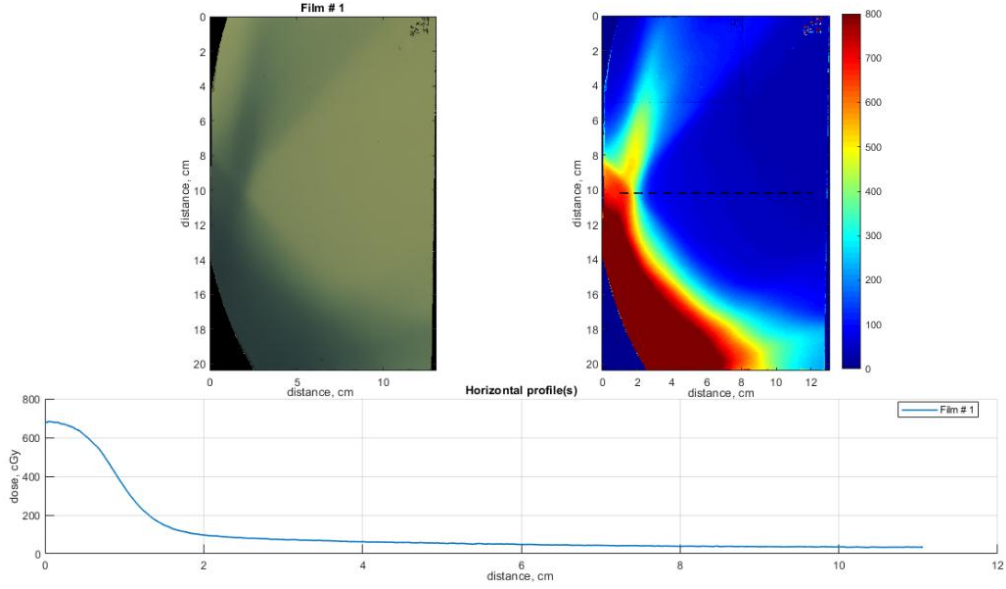
Şekil 62. Sağ memede zırh olmadan ve 5 mm'lik zırhla ve tiroid bölgesinde zırhsız ve 7 mm'lik zırh ile yapılan ışınlamalarda tiroid bölgesindeki gafkromik filmlerdeki doz değişimi.

Alan içi bölgedeki 7 mm'lik zırhın altındaki yüzeyde aynı build-up etkisi, yüzeyde doz artışına neden olmuştur (Şekil 62). Tiroid ile hedef olan SCF PTV'sinin iç içe geçmesi nedeniyle tiroidin bir kısmı da alan içinde kalmıştır. Dolayısıyla zırhın altındaki filmdeki doz 100-300 cGy arasında artmıştır.

Aşağıdaki şekillerde sağ memede sırasıyla zırhsız ve 5 mm'lik zırhlı olarak yapılan ışınlamalarda Alderson Rando fantomun kalp bölgesine yerleştirilen gafkromik filmler verilmiştir (Şekil 63-64).

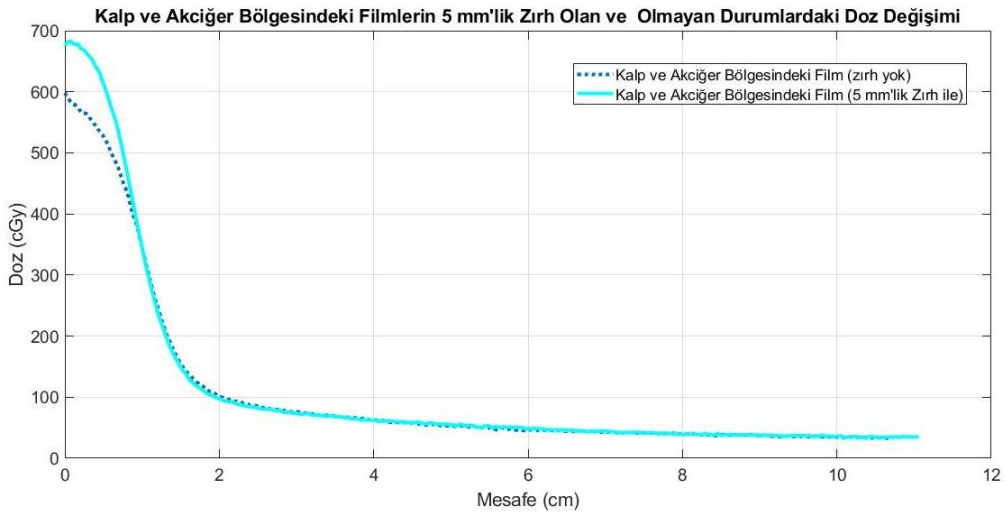


Şekil 63. Sağ Memede Zırh Olmadan Yapılan Işınlamada Kalp-Akciğer Hizasındaki Alderson Rando Fantomun Kesitlerinin Arasındaki gafkromik film, doz görüntüsü ve doz profili.



Şekil 64. Sağ memede 5 mm'lik Zırlı Işınlamada Kalp-Akciğer Hızasındaki Alderson Rando Fantomun Kesitlerinin Arasındaki gafkromik film, doz görüntüsü ve doz profili.

Filmin ilk 1 cm'e kadar yaklaşık 150 cGy'lik bir artış gözlenirken, 1 cm'den sonra aynı eğri devam etmektedirler (Şekil 65). Zırhın build-up etkisi nedeniyle girişteki doz artışı gözlenmiş olabilir ancak derinlere inildikçe kalp ve akciğer dozlarında artışa neden olmayacağını gösteriyor.

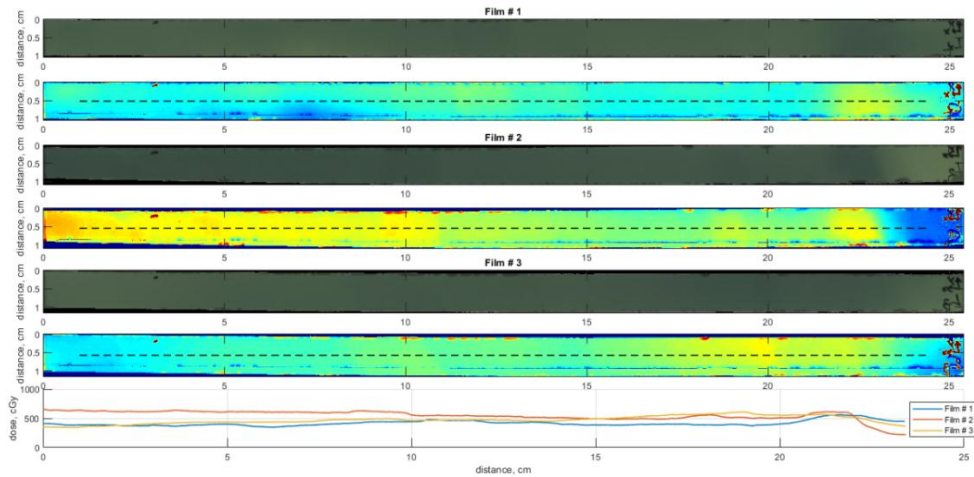


Şekil 65. Sağ memede zırh olmadan ve 5 mm'lik zırhla yapılan ışınlamalarda kalp - akciğer bölgesindeki gafkromik filmlerdeki doz değişimi.

EK-6: Alderson Rando Fantomda Parsiyel Ark VMAT Planlarının Zırhsız - Sütyensiz, Sadece Sütyenli (Zırhsız) ve Zırhlı - Sütyenli Olarak Gafkromik Film Işınlamalarının Analizi

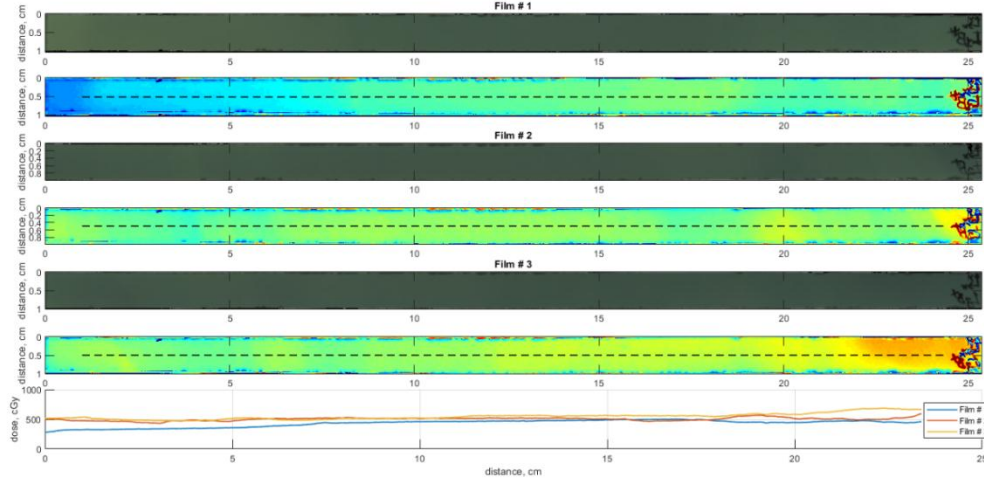
Alderson Rando Fantomda Parsiyel Ark VMAT Planlarının Zırhsız ve Sütyensiz Olarak Gafkromik Film Işınlamalarının Analizi

Sütyenin etkisinin incelenebilmesi için Alderson Rando fantom üzerinde silikon memeler tekrar konumlandırılarak hazırlanan 3.2.3 bölümündeki sütyensiz parsiyel ark VMAT planı ile 5 kere yapılan ışınlamaya göre sol meme üzerine yerleştirilen gafkromik filmler ve grafikler aşağıda verilmiştir (Şekil 66).



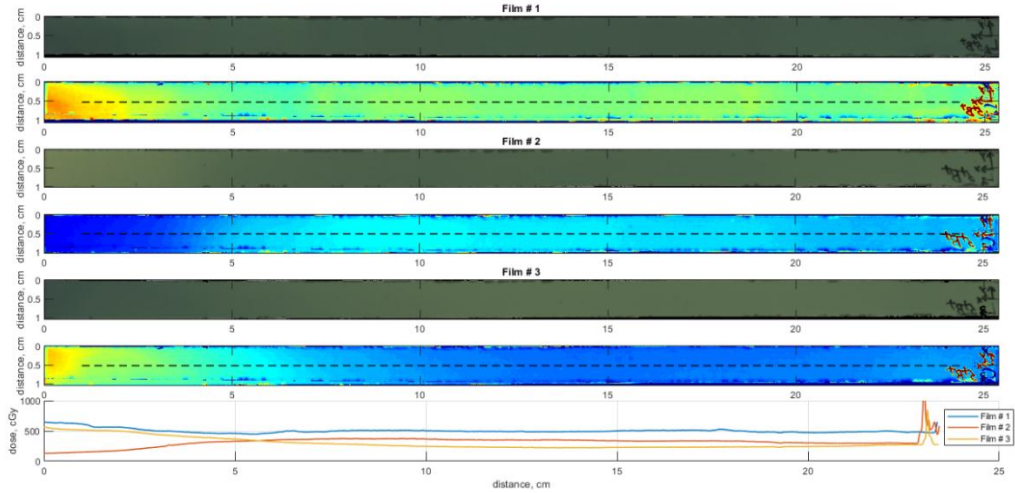
Şekil 66. Sağ memede sütyen ve zırh olmadan yapılan ışınlamada sol memenin iç tarafındaki 1 adet ve sol meme ucundaki 1 adet ve sol memenin dış tarafındaki 1 adet olan filmler, doz görüntüleri ve doz profilleri.

Alderson Rando Fantomda Parsiyel Ark VMAT Planlarının Sadece Sütyenli (Zırhsız) Olarak Gafkromik Film Işınlamalarının Analizi

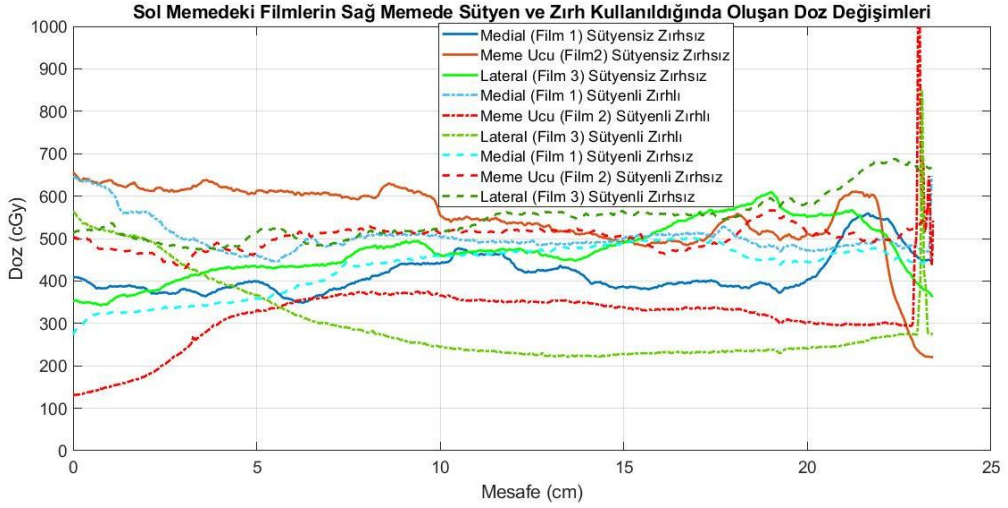


Şekil 67. Sağ memede sadece sütyen (zırhsız) ile yapılan ışınlamada sol memenin iç tarafındaki 1 adet ve sol meme ucundaki 1 adet ve sol memenin dış tarafındaki 1 adet olan filmler, doz görüntüleri ve doz profilleri.

Alderson Rando Fantomda Parsiyel Ark VMAT Planlarının Sütyenli ve Zırlı Olarak Gafkromik Film Işınlamalarının Analizi



Şekil 68. Sağ memede sütyen ve zırh ile yapılan ışınlamada sol memenin iç tarafındaki 1 adet ve sol meme ucundaki 1 adet ve sol memenin dış tarafındaki 1 adet olan filmler, doz görüntüleri ve doz profilleri.



Şekil 69. Sağ memede sütyensiz ve zırhsız, sadece sütyenli (zırhsız) ve sütyenli-zırhlı (5 mm) olarak yapılan ışınlamalarda sağ memenin iç tarafındaki 1 adet, sağ meme ucundaki 1 adet ve sağ memenin dış tarafındaki 1 adet olan filmlerdeki doz değişimleri.

Tüm bu ölçümler ve bilgiler ışığında Ek-5 bölümünde yapılan ışınlamalarda, medialdeki filmlerde sol memenin planlamadaki dozu alabilmesi için radyasyon demetinin giriş açısından kaynaklanan sağ meme medialdeki düşük doz bölgesinin üzerine zırh konulduğunda, build-up etkisinden dolayı gafkromik film dozları maksimum 220 cGy artmıştır. Memelerin birbirine çok yakın olan konumlarından dolayı sağ memenin medial bölümü özellikle düşük doz açısından kısmen alan içinde kalmaktadır. Dolayısıyla MC simülasyonlarında da gösterildiği gibi alan için bölgeye zırh konulduğunda yüzey dozunun artışı sonucu beklenmiş ve gözlenmiştir. Sütyenin etkisinin gözlenmesi için silikonların kısmen mesafeli olarak yeniden konumlandırılarak Ek-6 bölümünde yapılan ışınlamalarda ise memeler birbirinden kısmen daha uzakta olduğu için planlamadaki sağ meme demet girişinden kaynaklanan düşük doz bölgesi önceki bölüme göre daha azdır ve zırhın dozdaki artış etkisi daha az olarak beklenmektedir. Bu bölümde sadece sütyen medialdeki dozları ortalama olarak 30 cGy (maksimum 70 cGy) azaltırken sütyen ile zırh beraber kullanıldığında ise ortalama olarak 95 cGy azaltmıştır. Böylece sütyen takılan hastalarda olduğu gibi sağ memenin sol memeden doğal halinde bile daha uzak olduğu göz önünde bulundurulursa sağ memenin mediali planlamadaki sol meme giriş demetinden dolayı alan içinde kalmayacak; dolayısıyla bölüm 4.4'teki gibi zırh yüzey dozunda artışa neden olmayacaktır.

Meme ucundaki filmler için Ek-5 bölümünde yapılan ışınlamalarda, beklenildiği üzere tedavi alanından uzaklaştıkça zırhsız ölçümlerde bile doz azalmaktadır. Dolayısıyla meme ucundaki medial-orta-lateraldeki 3 film kendi içinde bile karşılaştırıldığında ortalama dozları sırasıyla 90 cGy'den 80 cGy ve 65 cGy'e azalmaktadır. Bununla birlikte 5 mm'lik zırh kullanıldığında ise sırasıyla ortalama 45 cGy (maksimum 65 cGy), ortalama 40 cGy (maksimum 60 cGy), ortalama 35 cGy (maksimum 40 cGy) doz azalmıştır. Bölüm Ek-6'da yapılan ölçümlerde ise meme ucu dozlarını sadece sütyen ortalama 5 cGy (maksimum 10 cGy) azaltırken sütyen ile zırh beraber kullanıldığında ise ortalama 35 cGy (maksimum 55 cGy) azaltmıştır.

Memenin dış tarafındaki (lateral) filmler için Ek-5 bölümünde yapılan ışınlamalarda, ortalama 7 cGy (maksimum 10 cGy) doz azalmıştır. Ek-6'da yapılan ölçümlerde ise lateral film dozlarını sadece sütyen ortalama 18 cGy (maksimum 25 cGy) azaltırken sütyen ile zırh beraber kullanıldığında ise ortalama 25 cGy (maksimum 30 cGy) azaltmıştır.

Çalışmanın dördüncü aşamasında ise zırhların etkinliklerini ölçmek için RW3 katı su fantomunda önce 5 mm'lik ve 7 mm'lik zırhlar, zırhsız ve zırhlı olarak gafkromik filmlerle ölçülmüştür. Daha sonra Alderson Rando fantom üzerine yerleştirilen gafkromik filmler, daha önce yapılan sütyensiz ve sütyenli parsiyel ark VMAT planları ile zırhsız ve zırhlı olarak ışınlanmıştır. Böylece zırhların azalttığı doz miktarı ölçülmüştür.

Gafkromik filmler ölçüm için kullanılmadan önce kalibre edilmişlerdir. Çalışmadaki asıl amaç alan dışı dozları ölçmektir ve alan dışı doz ölçümlerinde birçok ölçüm belirsizliği nedeni vardır (2, 24). Bu belirsizlikleri ekarte etmek amacıyla filmlerin kesilmelerinden yerleştirilmelerine, ışınlanmalarına, taranmalarına, kalibrasyon eğrisinin elde edilmiş yöntemine kadar tüm detaylar titizlikle uygulanmıştır (51-53).

Zırhsız ve zırhlı ışınlamalarda gafkromik filmlerin dozları, beklendiği gibi hem alanın ortasından alanın kenarlarına doğru azalmakta hem de alanın kenarlarından alan dışı kısmın daha ileri kısımlarına doğru azalmaktadır. Aynı

şekilde, alanların orta kısmındaki filmler ile alt ve üst kenarlarındaki filmlerin dozları karşılaştırıldığında alt ve üste kenardaki filmlerin dozları ortasındaki filme göre daha az olmaktadır. Yatay doz profillerinde de aynı davranış görülmektedir.

Sonuç olarak yüzeyde 5 ve 7 mm'lik zırhlar, alan içi dozu 190 cGy'den 500 cGy'e yükseltmekte iken alan dışı doz her iki zırh ile 20 cGy azalmaktadır. 2 cm derinlikte ise 5 ve 7 mm'lik zırhlar, alan içi dozu 200-220 cGy oranında azalmışken alan dışı dozu ise yaklaşık 20 cGy azaltmıştır. 5 cm derinlikte ise her iki zırh da alan içi dozu 200 cGy ve alan dışı dozu yaklaşık 10 cGy azaltmaktadır. Her iki zırhın da yanal saçılmalar ile diğer alan içi doz bölgesine katkısı olmamıştır.

Katı su fantomundaki ölçümler tamamlandıktan sonra Alderson Rando fantom ölçümlerine geçilmiştir. Alderson Rando fantomda dozunun ölçülmesi istenilen bölgelere yerleştirilen gafkromik filmler zırhlı-zırhsız ve sütyensiz-zırhsız, sütyenli-zırhsız, sütyenli-zırhlı olarak farklı kombinasyonlarla ışınlanmıştır.

Sol memenin iç, meme ucu, dış tarafındaki ve silikonun altındaki filmlerin dozları zırhsız ve zırhlı durumlarda yaklaşık olarak aynı kalmıştır. Yanal saçılmanın etkisi gözlenmemiştir. Aynı zamanda zırhlı ve zırhsız olarak sol memede benzer dozların ölçülmesi pozisyon hatasının olmadığını da göstermektedir. Sol memenin iç tarafındaki film dozları yaklaşık olarak 200-500 cGy, meme ucundaki filmlerin dozları 400-600 cGy, memenin dışındaki film dozları 500-750 cGy, memenin altındaki film dozları 400-1200 cGy arasında değişirken bu dozlar sağ memeye 5 mm'lik zırh konulduğunda ise sırasıyla 180- 580 cGy, 400-700 cGy, 500-750 cGy, 400-1200 cGy aralığında değişmektedir.

Sağ memenin iç tarafındaki film sol memeye giriş dozundan dolayı doz almıştır. Bu yüzden bir zırh eklemek, build-up etkisi nedeniyle dozunu arttırmıştır. Ancak, 5 mm'lik zırh meme ucu bölgesindeki ve memenin dış tarafındaki filmlerin dozlarını azaltmıştır. Özellikle meme dışına doğru yerleştirilen 3. filmin dozları azalmıştır. Zırhsız ışınlamalarda 80 cGy civarında ilerlerken zırh konulduğunda 30-40 cGy civarında ilerlemektedir. Meme ucundaki ilk iki filmin dozları ise zırhsız durumda yaklaşık 100 cGy çizgisinde ilerlerken zırh konulduğunda 50 cGy hizasında

ilerlemektedir. Memenin dış tarafındaki dozlar zırhsız durumda 50 cGy civarında ilerlerken zırh konulduğunda 40 cGy civarında ilerlemektedir. Sağ memenin iç tarafındaki film dozları yaklaşık olarak 50-250 cGy, meme ucundaki filmlerin dozları 40-100 cGy, memenin dışındaki film dozları 40-70 cGy, memenin altındaki film dozları 40-80 cGy arasında değişirken bu dozlar sağ memeye 5 mm'lik zırh konulduğunda ise sırasıyla 50- 400 cGy, 30-200 cGy, 40-70 cGy, 40-80 cGy aralığında değişmektedir. Boice ve ark. (1) 41,109 hastanın kayıtlarını inceledikleri çalışmalarında ise ortalama karşı meme dozunun 282 cGy ve maksimum dozunun ise 710 cGy olduğunu bildirmişlerdir. Wahba ve ark. (55) 30 hastada yaptıkları çalışmada karşı memenin ucundaki yüzey dozlarının % 4.5 ile % 17 arasında değiştiğini bulmuşlardır. Çalışmamızda ise bu dozlar % 4 ile % 20 (40 - 200 cGy) arasında değişmektedir. Frass ve ark. (31) 13 mm ve 25 mm'lik kurşun plakaların karşı meme dozunu sırasıyla % 55 ve % 65 oranında azalttığını ancak kalın plaka kullanımının, plakanın ağırlığı göz önünde bulundurulunca hastada güvenli bir şekilde uygulanmasının zorlaşacağını belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda ise bu oranlar %50 ile %75 arasında değişmektedir.

Medialdeki filmler için 5 mm'lik zırh konulduğunda memelerin birbirine yakın olduğu ışınlamalarda build-up etkisinden dolayı gafkromik film dozları maksimum 220 cGy artış gözlenirken, memelerin daha uzak konumlandırıldığı ışınlamalarda sadece sütyen kullanıldığında ortalama olarak 30 cGy (maks. 70 cGy) azalma, sütyen ile zırh beraber kullanıldığında ise ortalama olarak 95 cGy azalma sağlanmıştır.

Meme ucundaki filmler için 5 mm'lik zırh kullanıldığında yapılan ışınlamalarda, (memelerin yakın konumlandırıldığı) meme ucundaki medial-orta-lateraldeki 3 filmlerin dozları ise sırasıyla ortalama 45 cGy (maks. 65 cGy), ortalama 40 cGy (maksimum 60 cGy), ortalama 35 cGy (maks. 40 cGy) doz azalırken, memeler uzak konumlandırıldığında ise meme ucu dozlarını sadece sütyen ortalama 5 cGy (maks. 10 cGy) azaltırken sütyen ile zırh beraber ortalama 35 cGy (maks. 55 cGy) azaltmıştır.

Memenin dış tarafındaki (lateral) filmler için (memelerin yakın konumlandırıldığı), ortalama 7 cGy (maks. 10 cGy) doz azalırken, memeler uzak konumlandırıldığında ise lateral film dozlarını sadece sütyen ortalama 18 cGy (maks. 25 cGy), sütyen ile zırh beraber ortalama 25 cGy (maksimum 30 cGy) azaltmıştır.

Tüm bu katı fantom ve Alderson Rando fantom ölçümleri ışığında özetlemek gerekirse, katı fantom ölçümlerinde 5 mm ve 7 mm'lik zırhlar, alan içi dozu sırasıyla 2 cm ve 5 cm derinlikte yaklaşık olarak 200-220 cGy, 200 cGy; alan dışı dozu hedef alandan uzaklaştıkça 50 cGy'den 10 cGy'e kadar azaltmaktadır. Alderson Rando fantom ölçümlerine göre ise karşı memeye gelen alan dışı doz sadece sütyen ile maksimum 70 cGy, sütyen ile zırh beraber kullanıldığında ise maksimum 95 cGy kadar azaltmaktadır.