

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**BRAKİTERAPİDE HAVA BOŞLUĞUNUN DOZ DAĞILIMINA ETKİSİNİN
DOZİMETRİK YÖNTEMLERLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Sağlık Fiziği Programı

Yüksek Lisans Tezi

Mehmet Bahadır ÇELİK

İZMİR

2015

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BRAKİTERAPİDE HAVA BOŞLUĞUNUN DOZ DAĞILIMINA ETKİSİNİN
DOZİMETRİK YÖNTEMLERLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Sağlık Fiziği Programı

Yüksek Lisans Tezi

Mehmet Bahadır ÇELİK

I. DANIŞMAN

Öğr. Gör. Dr. Nezahat OLACAK

İZMİR

2015

DEĞERLENDİRME KURULU ÜYELERİ

(Adı Soyadı)

(İmza)

Başkan : Öğr. Gör. Dr. Nezahat OLACAK

(Danışman)

Üye : Prof. Dr. Yavuz ANACAK

Üye : Doç Dr. Lutfiye Zümre ARICAN ALICIKUŞ

Yüksek Lisans Tezinin kabul edildiği tarih:

ÖNSÖZ

İnsan vücudu inhomojen bir yapıya sahiptir. Ancak radyasyon onkolojisinde hasta tedavisi için kullanılan veriler, homojen yoğunluk şartlarına göre elde edilir. Benzer şekilde yüksek doz hızlı brakiterapi cihazlarında kullanılan bazı tedavi planlama sistemlerinde de, tedavi edilen bölge homojen düşünüldüğü için, tedavi süresince hastada bulunan heterojenlikler ihmal edilir. Bu durum hasta doz dağılımlarında problem olabilmektedir.

Bu çalışmanın amacı, vücut içerisinde bulunan hava boşluklarının doz dağılımına etkisinin özel olarak tasarlanmış bir düzenek üzerinden farklı hacimde içi hava dolu aparatlar ve gafkromik filmler kullanılarak değerlendirilmesidir.

Çalışmada fizik konularının yanı sıra temel düzeyde tıbbi uygulamalara yönelik bilgiler de verilmiştir. Çalışmanın hazırlanmasında konuyla ilgili temel kaynaklar ve bilimsel araştırmalardan yararlanılmış ve çalışma Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir.

Bu tezin hazırlanma aşamasındaki teknik konularda, ilgili bölümlerin yazılmasında büyük özveri ve titizlik gösteren değerli hocam Öğr. Gör. Dr. Nezahat OLACAK'a, bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan değerli hocam Fiz. Müh. İbrahim OLACAK'a, dozimetrik ölçümlerde yanımda olan Öğr. Gör. Emin TAVLAYAN'a, desteklerini esirgemeyen Öğr. Gör. Hakan EREN, Öğr. Gör. Sinan HOCA, Öğr. Gör. Murat KÖYLÜ ve Uzm. Fiz. Yusuf Ziya HAZERAL'a, klinikteki çalışmalarım boyunca yanımda olan meslektaşlarım Uzm. Fiz. Nazlı BİLİCİ, Uzm. Fiz. Aslıhan UZUN'a, varlıklarını her zaman hissettiğim Erkan ESER ve Ercan BİLKOLAR'a, maddi ve manevi desteklerini benden esirgemeyen aileme, teşekkür ederim.

ÖZET

BRAKİTERAPİDE HAVA BOŞLUĞUNUN DOZ DAĞILIMINA ETKİSİNİN DOZİMETRİK YÖNTEMLERLE DEĞERLENDİRMESİ

Brakiterapi uygulamaları için kullanılan veriler, homojen ortam yoğunluğu şartlarında elde edilir. Ancak insan vücudu inhomojen bir yapıya sahip olduğundan hastaya uygulanan radyasyon; kas, kemik, yağ, akciğer ve hava tabakaları gibi ortamlardan geçerken homojen bir ortama göre daha farklı davranış sergiler ve bu durum hasta doz dağılımlarında problem olabilir.

Çalışmanın amacı, Gafkromik EBT3 (Evidence-Based Therapy, Training and Testing) filmler kullanılarak vücut içerisinde bulunan hava boşluklarının doz dağılımına etkisini özel olarak tasarlanmış bir düzenek üzerinden ve farklı hacimde içi hava dolu aparatlar kullanılarak değerlendirmektir.

Bu çalışmada, 20x30 cm boyutlarında her bir kap içersine ayrı ayrı 13, 18 ve 22mm çaplarında içi boş (hava) polipropilenden yapılmış silindirik aparatlar strafor köpükler içersine uygun yuvalarla sabitlenerek hazırlanmıştır. Aparatların dış yüzeylerinden 1cm lateral uzaklığa aparatlara paralel olarak iridyum-192 (Ir-192) brakiterapi kaynağının geçeceği 2mm çapında katater yerleştirilmiştir. Daha sonra her bir aparat için üçer film ışınlanarak, farklı hacime sahip hava boşluklarının doz dağılımı üzerindeki etkisi değerlendirilmiştir.

Her bir hava boşluğu için doku eşdeğeri ortam ile farklı mesafelerde yüzde doz değerleri alındı. Farklı aparatlar için ışınlanan üçer filmde alınan yüzde doz değerlerinin farkının ortalaması 13, 18 ve 22 mm çap uzunlukları için sırasıyla; %1,69, %2,97 ve %2,22 olarak ölçülmüştür.

Sonuç olarak, brakiterapi uygulamalarında tedavi alanı içerisinde bulunan hava boşluğunun büyüklüğüne bağlı olarak doku ortamına göre benzer mesafelerde yüzde doz değerlerinde artış görülmüştür. Dozun hassas bir şekilde tahmin edilebilmesi için hava boşluklarının doza etkisinin göz önünde bulundurulması önerilmektedir.

Anahtar kelimeler: Brakiterapi; Hava Boşluğu; Gafkromik Film; İridyum-192.

ABSTRACT

DOSIMETRIC EVALUATION OF AIR CAVITY EFFECT ON DOSE DISTRIBUTION IN BRACHYTHERAPY

The data which are used for Brachytherapy are obtained at homogenous density conditions. Nevertheless, when radiation that is applied to patient pass through such as medium like lipid, bone, muscle, lung and air layer in the human body, it behaves differently according to homogeneous condition because of inhomogeneous structure of human body.

The aim of this project is to evaluate the effect of air cavity that are inside of human body to dose distribution from special designed mechanism with different volume type air filled apparatus by using gafchromic EBT3 films.

In this study ,empty (without air) cylindrical apparatus which are made of polypropylene are prepared with fixing proper junctions and adding inside polystyrene foam so as to in each case which size of 20x30 cm and divided 13,18 and 22 mm portions separately. A catheter which has 2mm diameter is located far 1 cm laterally from exterior surface of apparatus parallelly for using the source of Ir-192 Brachytherapy. Afterwards 3 films are irradiated for each apparatus to evaluate the effect of air cavity that have different volume to dose distribution.

For each air cavity, means of different volume for 13, 18 and 22mm diameters are measured respectively 1,69, 2,97 and 2,22 by calculating differences between tissue equivalent medium and percentage dose values with different distance.

As a result, percentage dose value shows increase depend on volume of air cavity which are located treatment areas with similar distance according to tissue medium in Brachytherapy applications. Considering the effect of air cavity that have different volume to dose distribution is recommended to sensitive dose estimation.

Keywords: Brachytherapy; Air Cavity; Gafchromic EBT3 Film; Iridium-192.

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

1. BÖLÜM-I: GİRİŞ	1
2. BÖLÜM-II: GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Radyoterapi	3
2.1.1. Eksternal Radyoterapi.....	3
2.1.2. İnternal Radyoterapi.....	4
2.2. Brakiterapi Tedavi Yöntemi	5
2.2.1. İridyum-192 kaynağı.....	7
2.3. Brakiterapi Teknikleri	9
2.3.1. İntrakaviter Brakiterapi.....	9
2.3.2. İntersitisyel Brakiterapi.....	10
2.3.3. İntraluminal Brakiterapi.....	11
2.3.4. Yüzeysel Brakiterapi.....	12
2.3.5. İntravasküler Brakiterapi.....	12
2.3.6. İntraoperatif Brakiterapi.....	13
2.4. İntrakaviter Brakiterapide Kullanılan Dozimetri Teknikleri	13
2.4.1. Manchester Sistemi.....	14
2.4.2. ICRU Rapor.....	15
2.5. İnhomojenite	17
2.5.1. İnomojenitenin Etki Şekli.....	18
2.6. Nucletron Microselectron Brakiterapi Cihazı	19
2.7. Bilgisayarlı Tomografi Cihazı	20
2.8. Radyografik Film	23
2.9. Radyokromik Film	24
3. BÖLÜM-III: GEREÇ VE YÖNTEM.....	27
3.1. Gereçler	27
3.1.1. Nucletron Microselectron Brakiterapi Cihazı.....	27
3.1.2. Bilgisayarlı Tomografi Cihazı.....	28

3.1.3. Tedavi Planlama Sistemi.....	29
3.1.4. İridyum-192 Kaynağı.....	31
3.1.5. Gafkromik® EBT3 Film.....	32
3.1.6. Epson Perfection V750 Pro Model Tarayıcı.....	33
3.1.7. IBA OmniPro I'mRT Yazılımı.....	34
3.2. Yöntem.....	35
4. BÖLÜM-IV: BULGULAR.....	38
4.1. 13mm Çap Uzunluğuna Sahip Aparat İçin Bulgular.....	39
4.2. 18mm Çap Uzunluğuna Sahip Aparat İçin Bulgular.....	46
4.3. 22mm Çap Uzunluğuna Sahip Aparat İçin Bulgular.....	52
5. BÖLÜM-V: TARTIŞMA.....	58
6. BÖLÜM-VI : SONUÇ VE ÖNERİLER.....	62
7. BÖLÜM- VII: KAYNAKLAR.....	63
EKLER.....	67

Tablolar Dizini

Sayfa No

1.	13mm çap uzunluğuna aparat için ışınlanmış 1. Filmin iki ortam içinde mesafe ile yüzde doz değişimi ve fark değerleri.....	41
2.	13mm çap uzunluğuna aparat için ışınlanmış 1. Filmin iki ortam içinde mesafe ile yüzde doz değişimi ve fark değerleri.....	43
3.	13 mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 3. Filmin iki ortam içinde mesafe ile yüzde doz değişimi ve aynı mesafeler için yüzde doz değerleri farkı	44
4.	13 mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış üç filmin mesafe ile yüzde doz değişim farkları ve farkların ortalama değerleri	45
5.	18 mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 1. Filmin iki ortam içinde mesafe ile yüzde doz değişimi ve fark değerleri	47
6.	18 mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 2. Filmin iki ortam içinde mesafe ile yüzde doz değişimi ve fark değerleri	49
7.	18 mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 3. Filmin iki ortam içinde mesafe ile yüzde doz değişimi ve fark değerleri	50
8.	18 mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış bütün filmlerin mesafe ile yüzde doz değişim farkları ve benzer mesafeler için bu farkların ortalaması...	51
9.	22mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 1. Filmin iki ortam içinde mesafe ile yüzde doz değişimi ve fark değerleri	53
10.	22mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 2. Filmin iki ortam içinde mesafe ile yüzde doz değişimi ve fark değerleri	55
11.	22mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 3. Filmin iki ortam içinde mesafe ile yüzde doz değişimi ve aynı mesafeler için yüzde doz değerleri farkı..	56
12.	22mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış bütün filmlerin mesafe ile yüzde doz değişim farkları ve benzer mesafeler için bu farkların ortalaması...	57

Şekiller Dizini

Sayfa No

1.	Ir-192'nin, kararlı Pt-192'ye bozunum diyagramı.....	9
2.	Jinekolojik kanserlerde intrakaviter uygulama	10
3.	İntravasküler Brakiterapi	13
4.	Manchester sistemi A noktası	14
5.	Mesane ve Rektum referans noktaları	16
6.	Pelvik duvar referans noktaları	16
7.	Lenfatik trapezoid	17
8.	BT ünitesi.....	21
9.	Hounsfield ölçeği.....	22
10.	BT Cihazı ve çalışma prensibi	23
11.	Filmin yapısı	24
12.	Farklı sürelerle ışınlanmış olan gafkromik filmin şematik gösterimi.....	25
13.	Braki iş akışı film tabanlı (2D)	30
14.	Braki iş akışı hacim tabanlı (3D)	30
15.	İridyum-192 kaynağının boyutları	31
16.	Gafkromik EBT3 filmin şematik görünümü	33
17.	OmniProI'mRT yazılımında uzun kenarı X eksenine paralel olan film üzerinde doz dağılımı	39
18.	OmniProI'mRT yazılımında uzun kenarı Y eksenine paralel olan film üzerinde doz dağılımı	39

Grafikler Dizini

Sayfa No

1.	13mm çap uzunluğuna aparat için ışınlanmış 1. Filmin izodoz dağılımı.....	40
2.	13 mm çap uzunluğuna aparat için ışınlanmış 1. Filmin –X yönünde mesafe ile azalan yüzde doz grafiği	41
3.	13 mm çap uzunluğuna aparat için ışınlanmış 2. Filmin izodoz dağılımı.....	42
4.	13 mm çap uzunluğuna aparat için ışınlanmış 2. Filmin –X yönünde mesafe ile azalan yüzde doz grafiği	42
5.	13 mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 3. Filmin izodoz dağılımı.....	44
6.	13 mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 3. Filmin –X yönünde mesafe ile azalan yüzde doz grafiği	44
7.	18 mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 1. Filmin izodoz dağılımı...	46
8.	18 mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 1. Filmin –X yönünde mesafe ile azalan yüzde derin doz grafiği	47
9.	18 mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 2. Filmin izodoz dağılımı...	48
10.	18 mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 2. Filmin –X yönünde mesafe ile azalan yüzde doz grafiği	48
11.	18 mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 3. Filmin izodoz dağılımı.....	50
12.	18 mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 3. Filmin –X yönünde mesafe ile azalan yüzde doz grafiği	50
13.	22 mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 1. Filmin izodoz dağılımı...	52
14.	22 mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 1. Filmin –X yönünde mesafe ile azalan yüzde doz grafiği	53
15.	22 mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 2. Filmin izodoz dağılımı.....	54
16.	22 mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 2. Filmin –X yönünde mesafe ile azalan yüzde derin grafiği.....	54
17.	22 mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 3. Filmin izodoz dağılımı.....	56

- 18.** 22 mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 3. Filmin –X yönünde mesafe
ile azalan yüzde doz grafiği 56



Resimler Dizini

	Sayfa No
1. Elekta Synergy Lineer Hızlandırıcı	4
2. Brakiterapi cihazları ve vücuda yerleştirilen aktif radyasyon kaynağı.....	5
3. Meme kanserinde iridyum tel uygulanması.....	11
4. İntraluminal brakiterapi uygulaması.....	12
5. İntraokuler melanomda plak uygulaması.....	12
6. İntraoperatif brakiterapi uygulaması.....	13
7. 1: Tedavi ünitesi 2: Tedavi kontrol merkezi 3: Tedavi kontrol paneli	19
8. Microselectron Digital 106.990 brakiterapi cihazı	27
9. Toshiba Asteion Bilgisayarlı Tomografi Cihazı.....	29
10. Oncentra plan değerlendirme.....	31
11. Gafkromik EBT3 film.....	32
12. Epson Perfection V750 Pro Model Tarayıcı.....	34
13. IBA OmniPro I'mRT Yazılımı.....	35
14. Düzeneğin BT cihazında görüntü elde edilişi.....	36
15. Aparatların TPS'de	
a) 1.3 cm b) 1.8 cm c) 2.2 cm.....	36
16. TPS'te X, Y, Z koordinatlarında doz dağılımları	
a) 1.3 cm b) 1.8 cm c) 2.2 cm	37
17. Brakiterapi tedavi cihazında düzeneğin ışınlanma şeması.....	37

KISALTMALAR DİZİNİ

Ir – 192	İridyum 192
I - 125	İyot 125
Pd – 103	Paladyum 103
TLD	Termoluminesans Dozimetre
TPS	Tedavi Planlama Sistemi
Co - 60	Kobalt 60
Cs - 137	Sezyum 137
HDR	High Dose Rate
LDR	Low Dose Rate
IDR	Intermediate Dose Rate
ICRU	International Commision of Radiation Units
Gy	Gray
MeV	Mega Elektronvolt
KeV	Kilo Elektronvolt
Ci	Curie
VA	Voltamper
μGy	Mikrogray
ICRP	International Commission on Radiological Protection
IEC	International Electrotechnical Commission
BT	Bilgisayarlı Tomografi
HU	Hounsfield Unit

nm	nanometre
Ag⁺	Gümüş iyonu
Br⁻	Brom iyonu
I⁻	İyot iyonu
cGy	Santigray
GBq	Giga Becquerel
W	Watt
kV	Kilovolt
mA	Miliamper
µm	Mikrometre
dpi	Dots per inch
EBT3	Evidence-Based Therapy, Training and Testing

1. GİRİŞ

Brakiterapi, radyoaktif kaynakların tedavi gerektiren bölgenin içine ya da yanına yerleştirilmesi ile yapılan bir tedavi şeklidir. En çok kullanılan brakiterapi kaynakları Ir-192, iyot 125 (I-125), palladyum 103 (Pd-103) radyonüklidleri ile üretilen kaynaklardır. Ir-192 genelde yüksek doz hızlı kaynak olarak, iyot 125 ve Pd-103 ise düşük doz hızlı kaynak olarak kullanılmaktadır. Uzaktan kumandalı sonradan yüklemeli brakiterapi cihazlarının gelişmesi ile beraber elde edilen hızlı doz düşüşü sayesinde çevre dokular daha az doza mahruz kalmaktadır. Ayrıca kısa tedavi süreleri ile hastaların hastanede kalma süreleride azalmıştır (1).

Brakiterapide kullanılan radyoaktif kaynakların hedef volüme veya hedefin yakınına yerleştirilmesinden ve ters kare kanununa göre dozda meydana gelen keskin düşüşten dolayı, hedef dokuda maksimum doz absorbe edilirken, çevredeki sağlıklı dokuların aldığı dozlar azalır. Hastaya uygulanan yüksek tedavi dozlarının kısa sürelerde verilmesi tedavi sırasında kalite kontrolünü olanaksız kılar ve High Dose Rate (HDR) brakiterapi cihazları ile yapılan uygulamalar esnasında sorunlar ile karşılaşılmasına sebep olur. Bu yüzden brakiterapide dozların doğru tayin edilerek verilmesi çok önemlidir (1).

Brakiterapi uygulamalarında tedaviden önce ya da tedavi esnasında kalite kontrol ve dozimetrik ölçümler için iyon odaları, yarı iletken diyetler, termoluminesans dozimetreler (TLD) ve filmler kullanılmaktadır. Radyografik filmlerin enerji bağımlılığı, banyo işlemi gerektirmesi, İyon odalarının uzaysal çözünürlüğünün yeterli olmaması gibi birçok sebepten dolayı HDR brakiterapide kullanım için uygun değildir. Bu olumsuzluklar dikkate alınarak geliştirilmiş polimer tabanlı bir film olan radyokromik film, yüksek çözünürlük özelliği, enerji ve doz hızı bağımlılığının olmaması gibi avantajlarından dolayı HDR brakiterapide kalite temini ve radyoaktif kaynak yakınındaki doz dağılımı ölçümü için uygundur (1).

İnsan vücudu homojen yoğunluğa sahip olmadığından ve radyasyon onkolojisinde kullanılan tüm veriler, normalde homojen yoğunluk şartlarında elde edildiğinden dolayı hasta doz dağılımında problem olabilmektedir (2, 3).

Benzer şekilde HDR brakiterapi cihazlarında kullanılan bazı tedavi planlama sistemlerinde de, tedavi edilen bölge homojen düşünöldüğü için, tedavi süresince hastada bulunan heterojenlikler ihmal edilir (3).

Modern HDR brakiterapi tedavi planlama sistemi (TPS) spesifik klinik ihtiyaçlara uygun dozların iletimine olanak sağlayan bir doz optimizasyon yazılımına dayanmaktadır. Optimizasyon sürecinde; doz sınır noktalarına veya hedefe tanımlanan dozun iletimi için dwell pozisyonlarına uygun dwell süreleri hesaplanır. Tedavi planlama sürecinin değışken ve kompleks doğasından dolayı, hesaplanmış sonuçlar yalnız başına yeterli değildir bu nedenle HDR TPS'inin dozimetrik doğrulanması gerekmektedir.

Güncel TPS dozimetri algoritmaları homojen ortam olan suda yapılan tek kaynak doz dağılımlarının süperpozisyonuna dayanmaktadır. Birçok araştırmacı hastadaki iç heterojenitelerin etkisinden kaynaklanan belirgin doz hesaplama hatalarına değinmişlerdir. Yaptığımız çalışmada; Gafkromik EBT3 filmler kullanılarak vücut içerisinde bulunan hava boşluklarının doz dağılımına etkisi özel olarak tasarlanmış bir düzenek ve farklı hacimde içi hava dolu aparatlar üzerinden değerlendirilmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Radyoterapi

Radyasyon, elektromanyetik dalgalar veya parçacıklar biçimindeki enerji yayımı ya da aktarımı şeklinde tanımlanmaktadır. Radyasyon madde üzerinde oluşturdıkları etkilere göre, iyonlaştırıcı olan ve olmayan olmak üzere ikiye ayrılır. İyonlaştırıcı radyasyon, etkileştiği maddedeki atomun yörünge elektronlarını koparabilen ve iyonizasyona sebep olabilen enerjiye sahip radyasyon türüdür. Diğer yandan herhangi bir kaynaktan çıkan; ancak iyonizasyona neden olmayan radyasyona iyonlaştırmayan radyasyon (non-iyonizan radyasyon) adı verilir. Bu enerjiler fotonlar ya da parçacıklar aracılığıyla taşınır. Çeşitli deneyler sonucunda fotonların hem parçacık hem de dalga özelliklerine sahip oldukları gözlemlenmiştir. Bu gözlemler ile fotonların fotoelektrik ve compton olaylarında parçacık özelliği, kırınım ve girişim olaylarında ise dalga özelliği gösterdiği anlaşılmıştır. Radyoterapide sıklıkla kullanılan parçacık formundaki iyonlaştırıcı radyasyonlar elektron, proton ve nötronlar, dalga formunda kullanılan iyonlaştırıcı radyasyonlar ise x-ışınları ve gama ışınlarıdır.

Günümüzden 100 yıl önce radyoaktif ışınlar keşfedilmiştir. Işınların keşfinden bu yana radyasyon; tıpta, teşhis (radyoloji) ve tedavi (radyoterapi) amacıyla yaygınlaşarak kullanılmaktadır. Radyoterapi, ilk kez 1922’de Paris’te Uluslararası Onkoloji Kongresinde klinik radyoterapi adıyla ayrı bir medikal bilim olarak kabul gördü. İlerleyen yıllarda gelişerek ve ilerleme göstererek günümüze kadar gelmiş bir tedavi tekniğidir.

Radyoterapi yapılış tekniği olarak eksternal radyoterapi ve internal radyoterapi olmak üzere iki şekilde uygulanmaktadır (4).

2.1.1. Eksternal Radyoterapi

Tedavi cihazları aracılığıyla vücut dışından (kaynak ile vücut arasında belli bir mesafe bırakılarak) hedef hacme radyasyonun verildiği tedavi şeklidir. Bu tedavide X-ışınları, kobalt 60 (Co-60) gama ışınları ve parçacık şeklindeki radyasyonlar kullanılır. Geniş alan ışınlamasının gerektiği ve derine yerleşmiş tüm kanser türlerinde kullanılabilirler (5).

Tedavi planlaması bu tekniğin en önemli kısmıdır. Öncelikle hastada planlama yapılarak, tümörlü bölgeye ne kadar dozda iyonlaştırıcı radyasyon verileceği kararlaştırılır. Daha sonra hastanın tedavi alanı simülasyon cihazı yardımıyla görüntülenerek özel bir boya ile işaretlenir (4).

Işınlama hastaya tek bir alandan verilebildiği gibi, karşılıklı ya da karşılıklı olmayan çoklu alanlardan da verilebilir. Ayrıca eş merkezli tedavi esas alınarak, ark ya da döndürme tekniği, 3 boyutlu planlamalar, stereo-taktik yöntemler de kullanılabilir. Eksternal radyoterapide kullanılan cihazlar, Co-60 cihazları ve lineer hızlandırıcılar (5).



Resim 1. Elekta Synergy Lineer Hızlandırıcı

2.1.2. İnternal Radyoterapi

İnternal radyoterapide, radyasyon vücuda dışarıdan verilmez. Değişik tekniklerle radyasyon hastaya içeriden verilir. Radyoaktif kaynaklar veya kaynak taşıyıcı aygıtlar vücuda ya da tümöre degecek şekilde, doğal vücut boşluklarına

yerleştirilerek veya tümörün içinde olacak şekilde kullanılarak uygulanan bir yöntemdir. İnternal radyoterapide amaç, radyasyon kaynağının hasta vücudu içinde yalnızca yerleştirildiği bölgede yüksek doz toplanmasını sağlamaktır. Doz kaynaktan uzaklaştıkça hızlı bir biçimde azalmaktadır. Bu sebepten ötürü, kaynak yakınına yerleşik veya kaynakla temas halinde olan tümör maksimum doz alır. Tümörün etrafında bulunan dokular ise daha düşük dozlar almaktadır (5).

İnternal radyoterapi temel olarak, kanserli bölgelere uygulanacak dozun yeterli olmadığı veya dozun artırılmak istendiği durumlarda uygulanan bir tedavi şeklidir. İnternal radyoterapide gama ışınları veren kapalı kaynaklar ve beta parçacıkları kullanılır (4).



Resim 2. Brakiterapi cihazları ve vücuda yerleştirilen aktif radyasyon kaynağı

2.2. Brakiterapi Tedavi Yöntemi

1898’de radyumun bulunmasından kısa bir süre sonra kanser tedavisi için brakiterapi kullanılmaya başlanmıştır. Radyumu ilk kullanan, 1903 yılında Doderlein’dir. Doderlein radyumu, jinekolojik kanserlerin tedavisinde özellikle opere edilemeyen uterus kanseri tedavisinde kullanmıştır. 1909’da Finzi İngiltere’de ilk radyum tüplü jinekolojik uygulamayı gerçekleştirmiştir. Daha sonraki yıllarda interstisyel ve intrakaviter uygulama yöntemleri gelişmiştir. 1930’lu yıllarda ise Manchester sistemi kullanımı yaygınlaşmış 1954’de Henschke yapay radyoizotopları ilk kez interstisyel brakiterapide kullanmıştır. Bu sayede kaynak boyutları küçüldüğünden, sonradan yükleme (afterloading) tedavi şekli başlanmıştır. 1955-

1975 yıllarında Paris sistemi, 1975 de bilgisayarlı dozimetri, 1980'li yıllarda ise uzaktan kumandalı sonradan yüklemeli aygıtlar geliştirilmiştir (4).

Brakiterapi tedavi yönteminde en çok kullanılan radyoaktif kaynaklar; Ir-192, I-125, Pd-103 ve sezyum 137 (Cs-137)'dir. Bu radyoaktif kaynakların çapı 1,0mm'den daha küçük olmakla birlikte, iğne, şerit, tel, tohum şeklindedirler. Konuldukları yerin 1,0-2,0cm çevresine en yüksek dozu vererek gama ışını yayarlar. Kaynaktan uzaklaştıkça dozun hızlı bir şekilde düşmesiyle, yakında kritik organ bulunan kanser bölgelerinde eksternal radyoterapiyle birlikte doz tamamlayıcı olarak (örneğin bronş, yumuşak doku, meme, rahim), erken evre rahim veya rahim ağzı kanserlerinde ya da ileri evre kanserlerde tedavi amacıyla kullanılmaktadırlar. Tedaviyi uygulama süresi, verilmek istenen doz veya kullanılan radyoizotopun aktivitesine göre değişiklik gösterebilmektedir (6).

Brakiterapi kullanılan kaynaklar radyoaktivite şiddetine göre üçe ayrılırlar. Bunlar HDR, "Low Dose Rate" (LDR) ve "Intermediate Dose Rate" (IDR)'dir. "International Commission of Radiation Units" (ICRU) tanımlamasına göre kaynak şiddeti, 12 Gray(Gy)/metre/saat'den yüksek olan kaynaklara HDR, 2-12 Gy/metre/saat olanlara IDR, daha düşük olanlara LDR kaynaklar adı verilir.

LDR kaynaklar, brakiterapinin ilk kullanılmaya başlandığı yıllardan itibaren kullanımdadır. Ir-192 ve Cs-137 kaynaklarından yararlanılmaktadır. LDR kaynakların doz hızı 2 Gy/saat'in altındadır. Toplam tedavi süresi uzundur. Bu yüzden hastalar hastaneye yatırılmalıdır (7).

1980-1990'larda uzaktan kumanda sonradan yükleme teknolojisi geliştirilmiştir. Bu teknolojinin geliştirilmesinden sonra personelin radyasyona maruziyet riskleri azalmıştır. Ayrıca bu teknoloji sayesinde brakiterapinin farklı doz hızlarında uygulanabilirliği de sağlanmıştır. HDR brakiterapi de doz hızı 12 Gy/saat ve üzerindedir. Ir-192 ve Co-60 kaynaklarından yararlanılır. Klinisyenler HDR brakiterapi standart tedavi kabul etmekle birlikte, retrospektif çalışmalar da, en uygun tedavi şeklinin eksternal radyoterapi ve brakiterapi kombinasyonu olduğunu söylemiştir (8).

HDR brakiterapinin LDR brakiterapiye göre avantajlarından bahsederek,

1. Hastane personelinin radyasyon maruziyetini ez aza indirir.

2. Doz optimizasyonuna olanak sağlar.
3. LDR brakiterapiye göre daha küçük kaynaklar kullanıldığından,
 - Servikse aplikatör yerleştirmek daha kolaydır.
 - Genel anestezi alamayan hastalar da rahatlıklar tedavi edilebilmektedir.
4. Tedavi süresi kısadır. Bu sebeple,
 - Serviks kanserli daha çok hastayı tedavi edebilme olanağı vardır
 - Tedavi sırasında aplikatör oynama olasılığı daha azdır.
 - Hasta daha az rahatsız olur.
 - Uzun süre yatırılmayacak hastalığa sahip hastalar için (kardiyopulmoner yetmezlik) tedavi olanağı sağlar.

Brakiterapi ve eksternal radyoterapinin kombinasyonu ile lokal kontrol arttırılır, morbidite de azalır .

5. Eksternal radyoterapi ile brakiterapi aynı anda uygulanmasına olanak sağladığından toplam tedavi süresi kısalmıştır (9, 10).

Klasik radyobioloji bilgilerine baktığımızda, doz hızı yüksek olduğu zaman geç yan etki oranının fazla olması beklenir. Yapılan birçok çalışmada bu tedavi şeklinin yan etki bakımından düşük doz hızlı tedavilerle karşılaştırılabilir olduğu gösterilmiştir. Tedavi küçük fraksiyonlara bölünerek HDR'in radyobiyolojik açıdan dezavantajı ortadan kaldırılmaya çalışılmıştır. HDR brakiterapide akut komplikasyonların daha az olacağı beklense de, yapılan çalışmalar aksini göstermektedir (11).

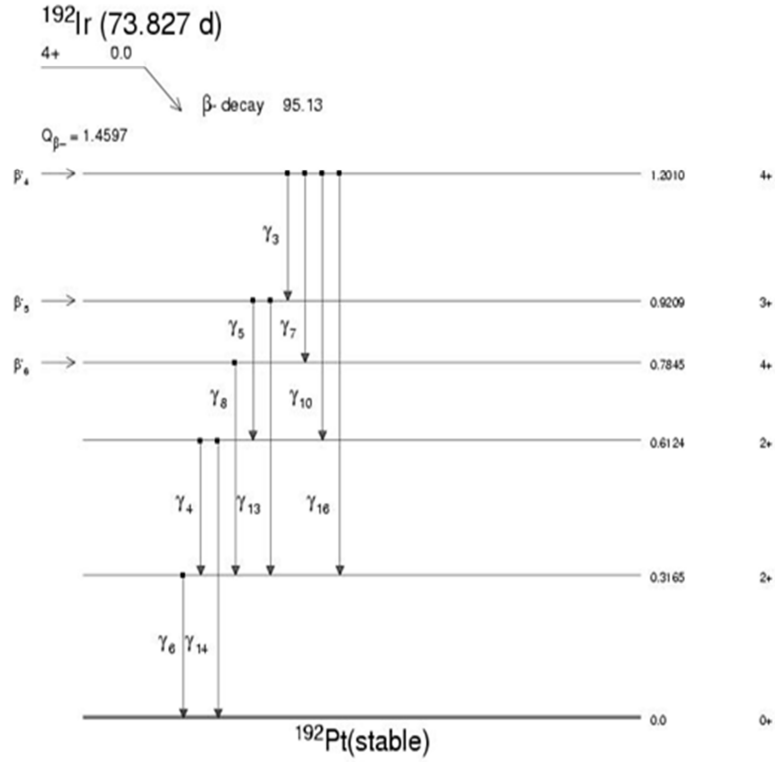
2.2.1. İridyum-192 Kaynağı

1958 yılından itibaren çekirdekler Ulrich Henschke tarafından brakiterapide kullanılmıştır. 1960' lardan sonra Andree Dutreix, Daniel Chassagnei, Bernard Pierquin'in geliştirdiği Paris sistemi için çoğunlukla iridyum tellerinden faydalanılmıştır. 2005 yılında, R. Muller HDR Ir-192 brakiterapi kaynağı için bazı ölçümler yaparak Monte Carlo hesaplamalarına uyduğunu göstermiştir. Yapılan

ölçümler; anizotropi fonksiyonu, doz oran sabiti, radyal doz fonksiyonunu ve TLD ölçümleridir. 2006 yılına gelindiğinde ise, Brezilyalı bilim adamları tarafından PENOLPE Monte Carlo kodu kullanarak Ir-192 HDR için yeni bir su fantomu tasarlamışlardır (4,12).

Ir-192 kaynağının yaydığı gamma ışının spektrumun ortalama enerjisi 0.38 MeV (Mega Elektronvolt), beta taneciklerinin enerjisi 530-670 KeV (Kilo Elektronvolt)'dur. Radyum ve sezyuma göre düşük gamma enerjisine sahip olduğundan daha az zırlamaya gerek vardır. Ir-192 radyoaktif kaynağının radyasyon şiddetini yarıya düşürmek için 2,5mm'lik kurşun yeterli gelmektedir. Kaynağın aktivitesi 10 Ci (Curie)'dir.

Stabil iridyum 191 (Ir-191) reaktörde nötronlarla aktive edildiğinde Ir-192 meydana gelmektedir. Beta ışıması ve elektron yakalamasıyla platin 191 (Pt-191) (%95,6) ve osmiyum 192 (Os-192) (%4,4)'ye bozunur ve 74,2 günlük yarılanma ömrüne sahiptir. Yaklaşık olarak günde %1'lik kısmı radyoaktif bozunuma uğramaktadır. Gamma ışını yayarak stabil hale gelir (12).



Şekil 1. Ir-192'nin, kararlı Pt-192'ye bozunum diyagramı

Sonuç olarak, geçici brakiterapi uygulamalarında Ir-192 bütün tümör bölgeleri için tercih edilen radyonükliddir. Ayrıca üretiminin düşük maliyette olması ve yarı ömrünün 74,2 gün olması kaynakların depolanmasını kolaylaştırır.

2.3. Brakiterapi Teknikleri

2.3.1. İntrakaviter Brakiterapi

İntrakaviter brakiterapide, radyoaktif kaynaklar özel aplikatörler yardımıyla, ısınlanacak doku ile temas edecek şekilde bir vücut boşluğuna yerleştirilir ve tedavi uygulanır. Kaynaklar, istenilen doz verilinceye kadar hastada bırakıldıktan sonra çıkarılır. Bu teknikte, uzun yarı ömürlü radyoizotoplar tercih edilir. İntrakaviter brakiterapide sonradan yüklemeli (after loading) uzaktan kumandalı Co-60, Cs-137 ve Ir-192 kaynaklarıyla çalışan cihazlar kullanılır (13).

Bu yöntem daha çok jinekolojik kanserlerin tedavisinde uygulanır. Bazı durumlarda eksternal radyoterapi uygulamasının ardından hastalık bölgesinde dozu arttırabilmek için de uygulanır.

Cihaz tüplerle radyoaktif olmayan aplikatörlere bağlıdır. Bu teknikte uygulama işlemi ağrısız gerçekleştirilir. Jinekolojik kanserlerde, vajinaya (ovoid) ya da vajina ile birlikte rahim içine (tandem) yerleştirilir. Bu uygulamada boş aplikatörler kavite içerisine yerleştirildikten sonra, içlerine radyoaktif kaynakları temsil eden kurşundan yapılmış yalancı kaynaklar (dummy) yerleştirilir ve radyolojik yöntemlerle pozisyon değerlendirilmesi yapılarak, bilgisayarlı tedavi planlamasıyla doz dağılımına karar verilir. Ayrıca tedavi başlamadan önce bu bölgeye yakın kritik organlardan mesane ve rektuma probalar yerleştirilir. Böylece bu organların alacağı dozlar bir monitör yardımıyla görüntülenir. Bu organların belirli bir dozdan fazla almamalıdır (13).



Şekil 2. Jinekolojik kanserlerde intrakaviter uygulama.

2.3.2. İnterstisyel Brakiterapi

Radyoaktif kaynakların doku içine özel iğnelerle doğrudan yerleştirildiği uygulamalardır. İmplantlar doğrudan tümör içine ya da yatağına yerleştirilir. Kullanılan maddeler, gama ışını verebilen ve konulduğu yerin çevresinde 1-2 cm en yüksek doz veren maddelerdir. Kısa yarı ömürlü olan maddeler doku içine bırakılırken, uzun yarı ömürlü olanlar ise belli bir doz verildikten sonra çıkarılır. Bu amaçla en sık kullanılan Ir-192 ve Cs-137 elementleri içeren maddelerdir. Bu

maddeler tümörlü doku çevresine belirli bir sistem dâhilinde yerleştirilir. Bir röntgen filmiyle doğru pozisyonda olup olmadıkları kontrol edilir (13).

Bu tedavi eksternal radyoterapinin tamamlayıcısı olabileceği gibi esas tedavi olarak da kullanılabilir. Daha önce eksternal radyoterapi uygulanmış ve nüks oluşmuş hastalarda, tümörlü dokuya yeterli doz verilebilmesi ve çevre dokularında asgari hasar alması avantajıyla ayrıcalıklı bir yöntemdir. Meme, dudak, dil kökü, yumuşak doku, ağız boşluğu yerleşimli tümörlerde bu yöntem sıklıkla kullanılır (Resim 3) (13).



Resim 3. Meme kanserinde iridyum tel uygulaması.

2.3.3. İntraluminal Brakiterapi

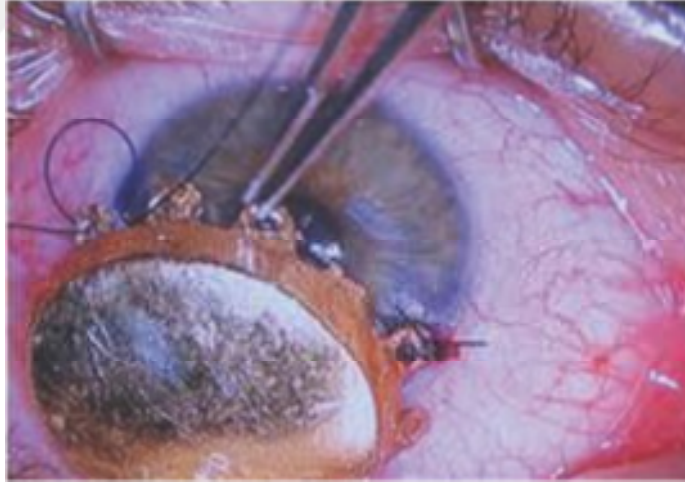
Endobronşial, baş-boyun tümörlerinde olduğu gibi lümen içindeki yerleşimlerde veya bu olguların nükslerinde kullanılır (Resim 4) (14).



Resim 4. İntرالuminal brakiterapi uygulaması

2.3.4. Yüzeysel Brakiterapi

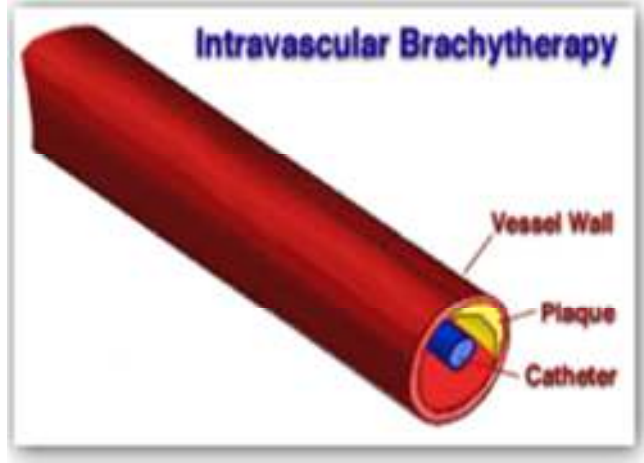
Radyoaktif plak, tedavi edilecek yüzeydeki tümör üzerine yerleştirilir. Tümör ışınlanırken çevre doku korunur. İntraoküler melanomda ve keloidde uygulanır (Resim 5) (14).



Resim 5. İntraoküler melanomda plak uygulaması.

2.3.5. İntravasküler Brakiterapi

Radyoaktif kaynaklar damar içine yerleştirilir. Bu kaynaklar, anjioplasti sonrası restenozu önlemek amacıyla uygulanır (14).



Şekil 3. İnvasküler Brakiterapi

2.3.6. İntraoperatif Brakiterapi

Cerrahi operasyon sırasında tümör yatağına uygulanır. Meme kanseri, pankreas kanseri, retroperitoneal tümörlerde uygulanır (14).



Resim 6. İntraoperatif brakiterapi uygulaması

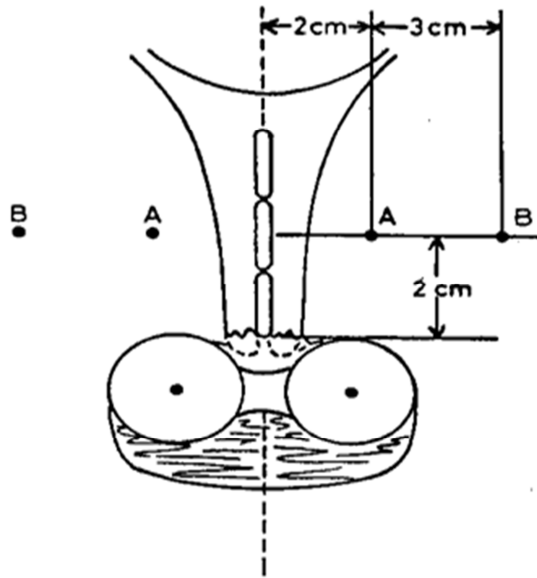
2.4. İntrakaviter Brakiterapide Kullanılan Dozimetrik Teknikler

Çalışmamızda ölçüm yapmak istediğimiz inhomojen ortam olan hava boşluğunun en çok görüldüğü brakiterapi tekniği intrakaviter brakiterapidir. İntrakaviter brakiterapide eskiden Manchester, Paris, Stocholm ve Houston teknikleri kullanılmış, günümüzde ise modernize edilmiş Manchester tekniği kullanılmaktadır.

2.4.1. Manchester Sistemi

Bu sistem 1932-1952 yılları arasında geliştirilmiştir. Manchester sisteminde uterus ve vajinanın boyundan bağımsız olarak dozun serviksteki belli noktalara verilmesi amaçlanmıştır. Meredith ve Todd tarafından tanımlanan Manchester sisteminin dozimetri noktası A noktasıdır. Klinik gözlemler sonucunda radyasyon nekrozlarının meydana geldiği ilk noktaya A noktası denmiştir. A noktası, intrakaviter tipi uygulamalarda serviks uteri kanseri için referans noktası olmuştur. A noktasının haricinde B noktası da tanımlanmıştır (15).

A noktası anatomik bir nokta değildir, bir geometrik noktadır. Hastalıklı doku için minimum dozu ifade ederken, sağlıklı doku için maksimum dozu ifade etmektedir. A noktası lateral fornixsin mukoz membranının 2 cm yukarısında, uterusun merkezi kanalının 2 cm lateralindedir. B noktası; A noktasından yana 3 cm mesafede, transver ekseninde pelvik duvardadır (15).



Şekil 4. Manchester Sistemi A Noktası

2.4.2. ICRU Raporu

ICRU raporunun oluşturulmasının sebebi; brakiterapide, Radyasyon Onkologları arasında iletişimi sağlamak için ortak bir dil oluşturmaktır. ICRU report 38'in önerdiği, jinekolojide intrakaviter brakiterapi raporları için doz ve volüm spesifikasyonları için 5 tavsiye şunlardır.

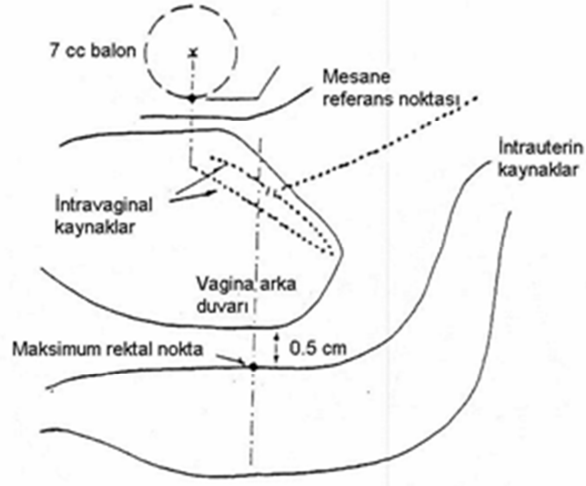
Jinekolojik İntrakaviter Brakiterapide Rapor için Gerekli Bilgiler

- Total Referans Air Kerma Rate
- Tekniğin Tanımı
- Referans Volümün Tanımı
 - ✓ Eğer doz 60 Gy'den farklı ise
 - ✓ Referans volüm ebatları (H, W, T)
- Referans Noktalardaki Doz
 - ✓ Mesane Referans Noktası
 - ✓ Rektum Referans Noktası
 - ✓ Pelvik Duvar Referans Noktalar
 - ✓ Lenfatik Trapezoid
- Zaman- Doz Şeması
 - ✓ Doz Hızı
 - ✓ Aplikasyonlar Arası Süre
 - ✓ Eksternal Tedavi ile Arasındaki Süre
 - ✓ Aplikasyon Tedavi Süresi

Mesane referans noktasını belirlemek için, 7cm³ kontrast madde ile dolu foley sonda kullanılır. Önce sondanın balonu kontrast bir maddeyle doldurulur ve şişirilir. Şişirildikten sonra mesane boynuna kadar aşağı çekilir ve anteroposterior (AP) grafide balonun merkezi referans nokta olarak belirlenir. Lateral (LAT) grafide ise, balonun merkezinden AP çizgi çizilir. AP çizginin balonun posterior yüzeyini kestiği nokta referans nokta olarak alınır (16).

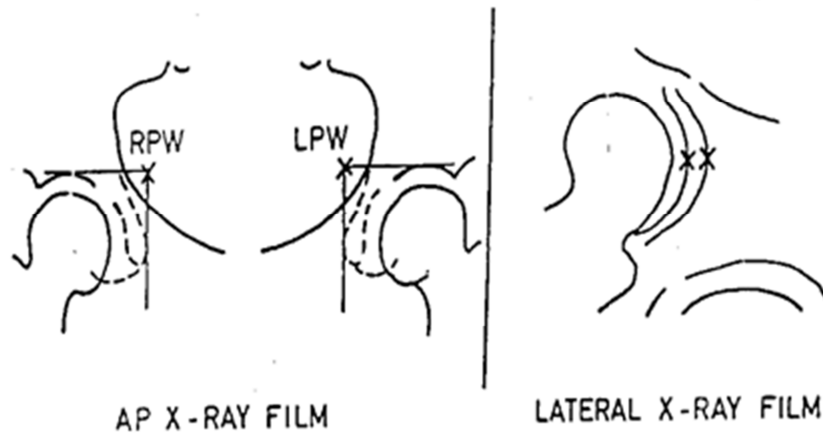
Rektum referans noktasını belirlemek için, radyograf üzerinden kaynağın alt ucundan veya intravaginal kaynakların aritmetik ağırlığından AP çizgi çizilir. Bu

çizgi üzerinde vaginal posterior duvarın 5 mm arkasında refererans nokta bulunur (16).



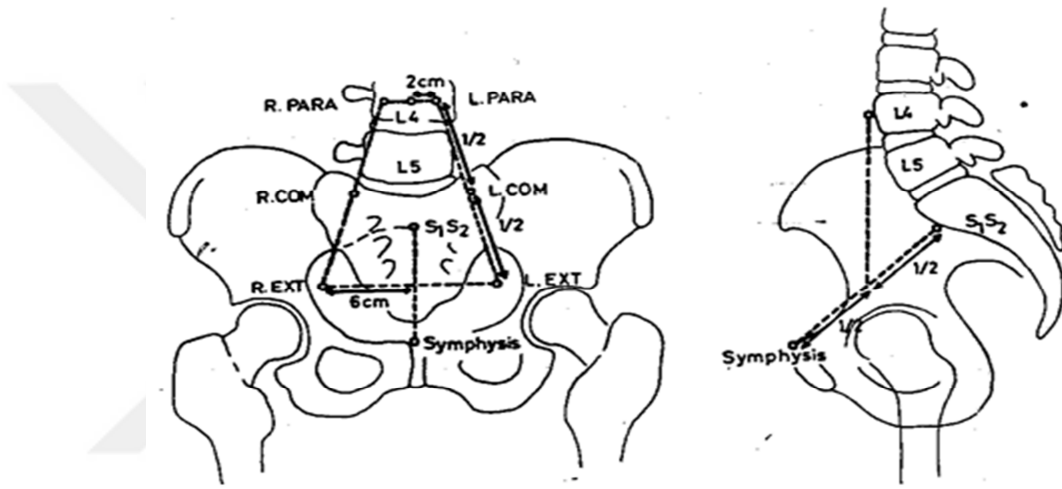
Şekil 5. Mesane ve Rektum referans noktaları

AP ve LAT filmlerde ise pelvik duvar referans noktaları belirlenir. Bu noktalar sabit kemik yapılarıyla ilgilidir ve parametriumun distal bölümünde ve lenf nodlarında absorbe edilen dozu tanımlar. Pelvik duvar referans noktası AP filmde, asetabulumun iç yüzeyine dik olarak çizilen tanjansiyel doğruyla, yine asetabulumun en yüksek noktasına yatay olarak çizilen tanjansiyel doğrunun kesim noktasıdır (16).



Şekil 6. Pelvik duvar referans noktaları

Lenfatik trapezoidi elde etmek için, S1S2 kesişiminden symphysisin tepesine çizilen çizginin ortasından çizilen dik doğru üzerinde 6cm uzaklıkta noktalar belirlenir. Bu noktala, sağ eksternal iliyak ve sok eksternal iliyaktır. Bu noktalarla $\frac{1}{4}$ 'ün ortasından, yana 2 cm sağ ve soldaki noktalar birleştirilir. Lenfatik trapezoidin yan kenarlarının orta noktaları R common iliyak ve L common iliyak noktalarını verir (16).



Şekil 7. Lenfatik trapezoid

2.5. İnhojenite

İnsan vücudu homojen olmayan bir içyapıya sahiptir. Bu özellik tanı amaçlı radyolojide bir avantajdır, fakat radyoterapide bir sorun oluşturur. İnhojenitenin varlığı, doz dağılımında değişiklikler meydana getirir. Bu değişiklikler radyasyonun kalitesine ve homojen olmayan dokunun tipine bağlıdır (17).

Üç boyutlu su fantomundan, radyasyon alanlarının doz dağılımları standart şartlarda elde edilmektedir. İnsan vücudu inhojen bir yapıya sahip olması nedeniyle, standart şartlarda elde edilen dozimetrik ölçümlerin kullanılması her zaman uygun olmayabilir. Bu sebepten dolayı hasta dozimetrisinde bu alana giren özellikle vücut boşlukları, akciğer, yumuşak dokudan farklı olan organlar dikkate alınmalıdır. Örnek vermek gerekirse baş-boyun bölgesinde yer alan larenks

kanserinin tedavi alanı içerisinde göz ardı edilmemesi gereken hava boşlukları bulunmaktadır. Bu ve benzeri durumlarda hava-doku arakesitinde elektronik denge tam oluşmaz. Bu dengenin oluşmaması doz azalmasına sebep olur (18, 19).

Tedavi alanı içinde hava boşluğu bulunur ise bu bölgeden radyasyon geçişinin değişimi çok komplekstir. Primer ışın hava boşluğundan geçerken, normal dokuya göre daha az absorbe edilir. Bu sebeple radyasyon dozu artar, fakat hava boşluğundan saçılan fotonlar azalacağından dozda azalma olur. Hava boşluğunun olduğu durumlarda boşluktan önce yüzeysel bir doz azalması, boşluktan sonra ise daha derinde yeniden build-up oluşur. Yapılan çalışmaya göre 3cm'i aşmayan hava boşluklarında elektronik dengede fazla bir kayıp olmamaktadır. Tedavi alanının içinde doku farklılığı bulunduğu durumlarda, hastaya ait doz dağılımında uygun düzeltmeler yapılır veya hasta verileri standart fantom şartlarına yaklaştırılır (18, 20, 21).

2.5.1. İnhojenitenin Etki Şekli

İnhojen bir yapıda ve civarında, beklenen dozdaki değişikliğe sebep olan üç etki vardır. Bunlar birinci etki, ikinci etki ve üçüncü etki olarak adlandırılmaktadır (17).

Birinci etki; primer radyasyonun azalma derecesinde ki değişmedir. Bu olay inhojen ortamın elektron yoğunluğuna ve efektif atom numarasına bağlıdır. Bu değişimin homojen olmayan yapıların ve arkasındaki doz değerlerinin üzerinde önemli bir etkisi vardır (17, 19).

İkinci etki; saçılan radyasyon demetindeki değişimlerden kaynaklanan değişikliklerdir ve sadece inhojen yapıyı değil bu yapının arkasında bulunan normal dokuyu da etkiler. Geri saçılma olduğundan primer eksen dışındaki dokunun dozu da değişir; ancak bu etki çok küçük olduğundan ve doğru hesaplayacak bir yöntemin bulunmamasından ötürü inhojenite hesaplarında bu etki ihmal edilir (19).

Üçüncü etki; sekonder elektronların akı dağılımındaki değişikliklerden ötürü homojen olmayan yapının sınırları etrafında elektronik dengede meydana gelen kayıplardır. Az yoğun bir ortamdan daha yoğun bir ortama geçişten sonra, örneğin

akciğerden katı bir tümöre gidişte veya soluk borusunun dışına çıkışta, skin sparing effect (cilt koruyucu etki) oluşması istenmeyen bir durumdur (19).

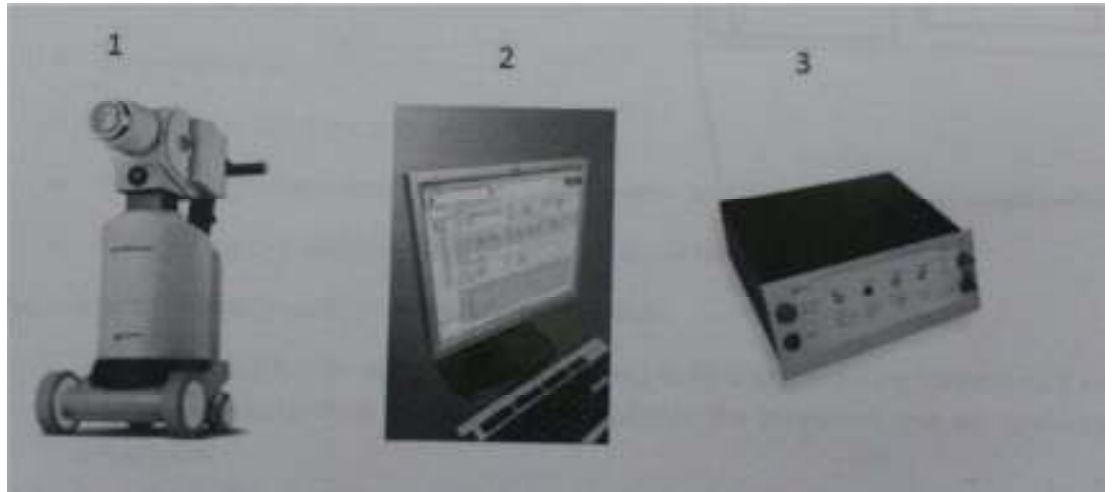
2.6. Nucletron Microselectron Brakiterapi Cihazı

Nucletron Microselectron Brakiterapi Cihazı HDR brakiterapi tedavilerinde kullanılmaktadır (Resim 7). Bu sistemde radyasyon kaynağı tümörün içine ya da yakınına yerleştirilebilir. Sistemin ana bileşenleri:

1. Tedavi Ünitesi: Sonradan yükleyici cihaz, tedavi planlamasından elde edilen dataya uygun şekilde bir doz dağılımı iletir. Bu cihaz; radyoaktif kaynak, kaynak güvenliği, kaynak taşıyıcı, kanal seçici ve kontrol ünitesinden oluşmaktadır.

2. Tedavi Kontrol Merkezi: Özel yazılımlı bir bilgisayardır. Bu yazılım kullanıcıya iş akışı boyunca, tedaviden önce ve tedavi iletimi esnasında adım adım yol gösterir. Tedavi iletim süreci; iletilmekte olan aktif dwell pozisyonlarını kanal ile birlikte dinamik olarak gösterilir.

3. Tedavi Kontrol Paneli: Bu panel tedavi oturumlarını başlatmak veya kesmek için kullanılır. Direk olarak tedavi ünitesine bağlıdır (22).



Resim 7. 1: Tedavi ünitesi 2: Tedavi kontrol merkezi 3: Tedavi kontrol paneli

Ir-192 radyoaktif kaynağı kullanılan cihazda 18 adet tedavi kanalı bulunmaktadır. Cihaza tedavi amacıyla yüklenen Ir-192 kaynağının aktivitesi 10Ci'dir. Kaynak 3-4 ayda bir yenilenmektedir. Cihaz 250 voltta çalışmakta olup 300VA'lık güç tüketmektedir. Çalışma sıcaklığı 10°C ile 35°C, çalışılması tavsiye edilen nem aralığı ise %30-%75 arasındadır. Ana ünite 100kg olup kontrol ünitesi 5.5kg ağırlığındadır. Kaynağın bulunduğu kısım ortalama 10Ci'lik aktiviteyi muhafaza edecek şekilde tungsten alaşım ile kaplanmış olup, zırlaması ise ICRP (International Commission on Radiological Protection) ve IEC (International Electrotechnical Commission) tavsiyelerine uygun olarak cihazdan 1m mesafede doz hızı 1 µGy(micro gray)/saat'i geçmeyecek şekilde dizayn edilmiştir (22).

Uzaktan sonradan yüklemeli olarak tasarlanan Microselectron cihazının 18 kanalında da 2,5mm, 5mm veya 10mm aralıklarla kaynağı durdurup 48 farklı noktada tedavi yapılması mümkündür. Kaynak ile ara kabloya bağlı olan kataterin uç noktası arasındaki mesafe 1500mm'dir. Her bir durma noktasında kaynak 999,9 s'e kadar durabilmektedir. Işınlama süresince kaynağın durma noktalarını ve durma sürelerini tedavi sırasında çıktı vererek kayıt altına almaktadır (22).

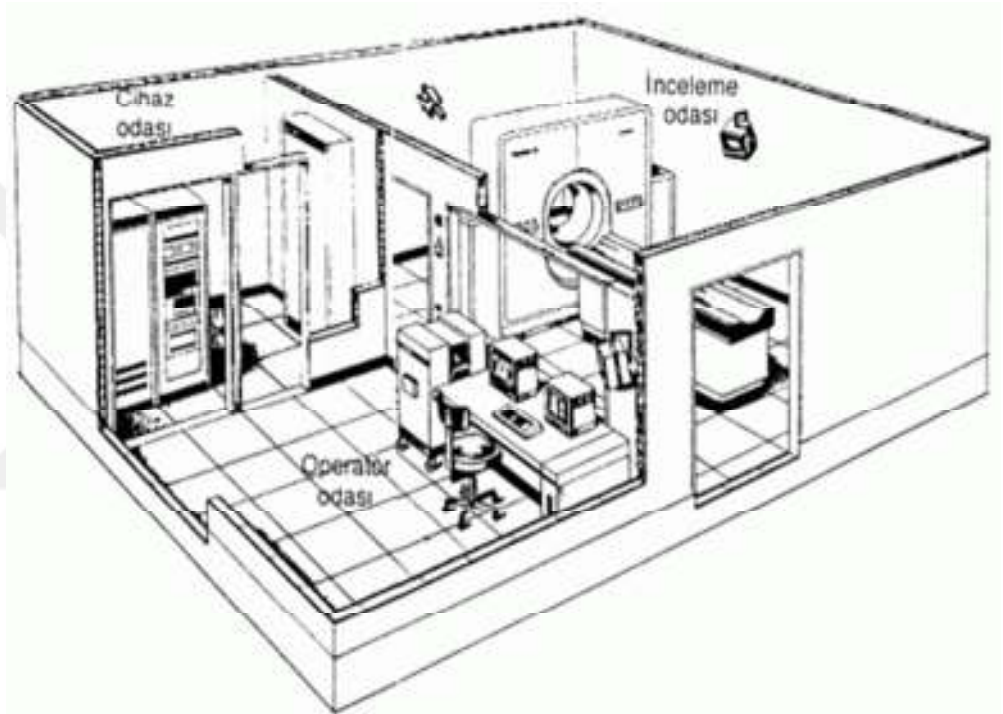
Hastaya uygun aplikatörler yerleştirildikten sonra ara kablolarla cihaza bağlanır. Uzaktan kumanda ile kaynak aplikatöre yüklenerek, personel dışarı çıktıktan sonra ışınlama yapılır (15).

MicroSelectron-HDR ilk defa bronşial tedaviler için planlanmış olmakla birlikte safra kesesi, mesane, beyin, meme, serviks, endometrium, baş-boyun, nazofarenks, özofagus, prostat, rektum ve pek çok diğer uygulamalar için de kullanılmaktadır.

2.7. Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

Tomografi Yunanca tomos (kesit) graphia (görüntü) anlamına gelir. Bilgisayarlı tomografi (BT)'nin teorisi Amerikalı fizik profesörü A. Cormak tarafından 1963 yılında geliştirilmiştir ve İngiliz fizikçi Dr. G. Hounsfield'in 1972 yılında tanı alanına soktuğu ve X-ışınının keşfinden bu yana yapılmış en büyük ilerleme olarak kabul edilen bu yöntem iki bilim adamına da 1979 da Nobel ödülü kazandırmıştır.

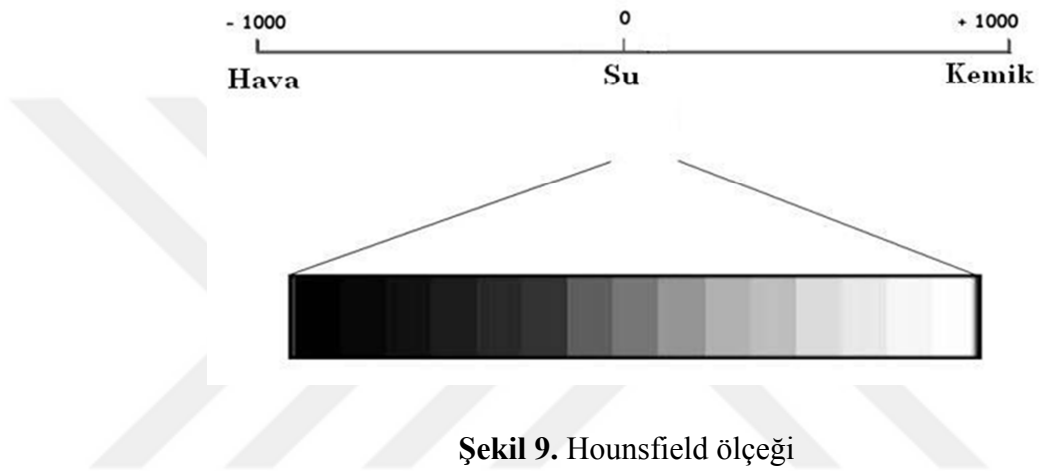
BT, radyolojinin iyonizan enerji kullanan bir modalitesidir. Temel olarak, X ışını üreten bir tüp ve hastadan geçen X-ışınlarını saptayarak elektriksel sinyallere dönüştüren bir detektör takımı vardır. BT üç boyutlu vücut bölümlerinden iki boyutlu kesitsel görüntüler oluşturan bir sistemdir. Bir BT ünitesi, hastanın incelendiği oda, bilgisayar ve jeneratörün yer aldığı cihaz odası, çekim ve diagnostik görüntüleme konsollarının yer aldığı operatör odası olmak üzere başlıca 3 ana bölümden oluşmaktadır.



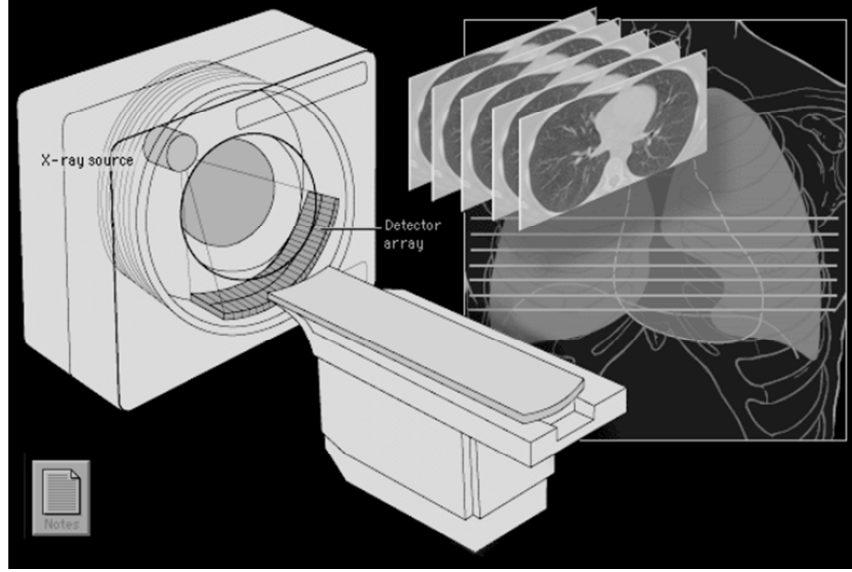
Şekil 8. BT Ünitesi

İnceleme odası, BT cihazının masa ve gantri bölümünün bulunduğu yerdir. Gantri; kolimatör ve filtreleriyle birlikte X-ışını tüpü, detektör, analog verileri dijital verilere dönüşümü sağlayan elemanları içerir. Cihaz odası, bilgisayarlar, kayıt araçları ve jeneratörün bulunduğu kesimdir. Operatör odası çekim için gerekli parametrelerin seçildiği, komutların verildiği, çekim sonrası bilgisayarda elde edilen ve sayılardan oluşan verilerin, görüntüye dönüştürüldüğü ve filme aktarıldığı bölümdür.

BT görüntüleri piksel adı verilen resim elemanlarının oluşturduğu bir matriksten ibarettir. Matris boyutu BT cihazlarının teknolojik gelişimine paralel olarak 256x256, 512x512 veya 1024x1024 olabilir. Pikseller seçilen kesit kalınlığına bağlı olarak voksel adı verilen bir hacime sahiptir ve voksel organizmayı geçen X-ışınının atenuasyonunu (X-ışınları fotonlarının sayısı) gösteren sayısal bir değer taşır. Bu değer "Hounsfield units (HU)" olarak adlandırılır ve +1000 ila -1000 arasındaki değerleri kapsar.



Çalışma prensibini özetlemek istersek; inceleme sırasında hasta BT cihazının masasında hareket etmeksizin yatar. Masa manuel ya da uzaktan kumanda ile cihazın "gantri" adı verilen açıklığına sokulur. X-ışını kaynağı incelenecek hasta etrafında 360 derecelik bir dönüş hareketi gerçekleştirirken "gantri" boyunca dizilmiş dedektörler tarafından X ışını demetinin vücudu geçen kısmı saptanarak elde edilen veriler bir bilgisayar tarafından işlenir.



Şekil 10. BT Cihazı ve çalışma prensibi

BT bize şu gibi avantajlar sağlayabilir;

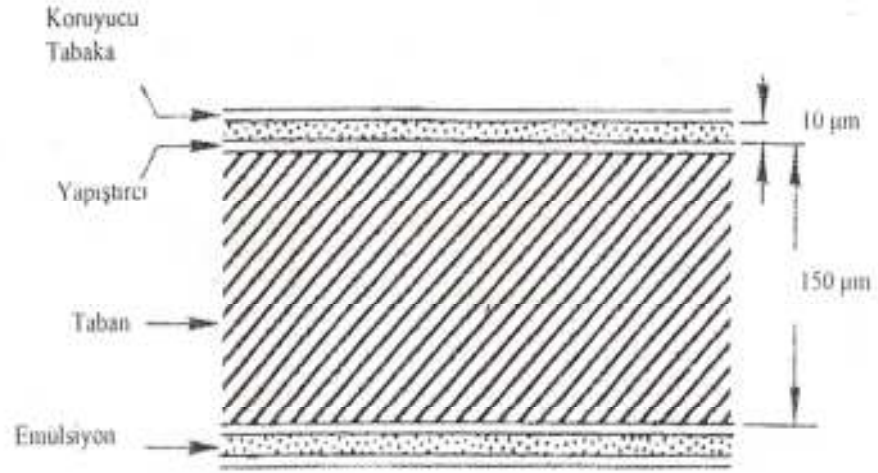
- ✓ Kesit yaparak (tomografi) süper pozisyonları (üst üste gelmeleri) ortadan kaldırır, incelenen bölgenin daha iyi görüntülenmesini sağlar.

- ✓ Dokulardaki yoğunluk farkını çok iyi saptar. Bir röntgen üzerindeki yoğunluk farklılığı yaklaşık 20 iken BT de 2000 veya daha fazladır. Bu nedenle röntgenle seçilemeyen ödem, hematoma gibi yumuşak doku yoğunlukları BT de çok iyi görüntülenir

- ✓ Yöntemin uygulamada hiçbir sınırlaması yoktur. İncelenen kesitlerdeki tüm yapılar görüntülenebilir.

2.8. Radyografik Film

Radyografik film, diagnostik radyolojide görüntüleme cihazı, radyoterapide dozimetre gibi birçok farklı alanda ve işlevde kullanılabilir. Film 200-300nm (nanometre) kalınlığa sahip olmakla beraber, 20nm'lik kısmı aktif tabaka olarak adlandırılır. Filmin yapısını üç kısma ayırabiliriz (23).



Şekil 11. Filmin yapısı

Film tabanı; bu kısım duyarlı emülsiyon tabakası için gerekli fiziksel dayanağı sağlar. Bu nedenle yapıldığı malzeme ince ve sert olmalıdır. Ayrıca ışığı mümkün olduğunca geçirmeli ve görüntüyü etkilememelidir.

Film emülsiyon tabakası; görüntünün kaydedildiği tabakadır. İki kısımdan oluşur. Bunlar, gümüş halojenler ve jelatindir. Jelatin, gümüş kristallerinin homojen biçimde tutulmasını ve banyo solüsyonlarının emülsiyon tarafından emilmesini sağlar. Gümüş halojenler emülsiyonun ışık ya da radyasyona duyarlı kısmını oluşturur. Gümüş halojen kristalleri Ag^+ (Gümüş iyonu), Br^- (Brom iyonu), I^- (İyot iyonları) iyonlarını içerir.

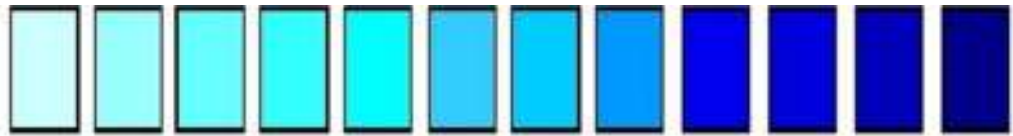
Koruyucu tabaka; emülsiyon üzeri genelde jelatinden yapılmış ince bir tabaka ile kaplanmıştır ve emülsiyonun fiziksel darbelere karşı korunmasını sağlar (23).

2.9. Radyokromik Film

Radyasyon dozimetrisi için ilk radyokromik film kullanımı McLaughlin ve Chalkley tarafından 1965 yılında yapılmıştır. Bu filmler ilk olarak YART için tasarlanmıştır. Ancak ilerleyen yıllarda teknolojiye gelişmeler ile birlikte radyokromik filmlerin üretiminin artmasıyla brakiterapi dozimetrisi başta olmak üzere bir çok alanda yaygın bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır. Polidiaktilen bazlı film, esnek polyester taban üzerinde ince bir mikro kristalle örtülmüştür ve filmin aktif bileşeni radyasyona duyarlı monomerlerdir. Filmin atom numarası 6,98'dir.

Yanıtı, megavoltaj ve kilovoltaj aralığında fotonun enerjisinden bağımsızdır. Bu özellikleriyle beraber en büyük avantajları; doku eşdeğeri olmaları, yüksek çözünürlüğe sahip olmaları, duyarlı olduğu doz aralığının geniş olması (10cGy-800cGy(santigray)), enerji bağımlılığının düşük olması, görünür ışıktan etkilenmemeleri ve herhangi bir kimyasal işleme ihtiyaç duyulmamasıdır. En yaygın kullanılan türü gafkromik filmidir. Gafkromik film, renksiz olmakla beraber, radyasyona maruz kaldığında mavi bir renk alır. Bileşimi % 9,0 hidrojen, % 60,6 karbon, % 11,2 azot ve % 19,2 oksijendir. Radyasyona maruz kaldığında yapısında bulunan monomer adlı küçük moleküller kimyasal yollarla birleşerek polimer adı verilen daha kompleks yapıları oluşturur ve filmin türüne bağlı olarak renk değiştirir (MD55, HS ve EBT Gafkromik film tipleri için mavi, XR -T, RTQA film tipleri için turuncu renk alır) (23, 24, 25, 26).

Görüntü elde edebilmek için radyografik filmlerde olduğu gibi film üzerinde herhangi bir fiziksel, kimyasal ya da ısısal işlem yapmaya gerek yoktur. Film üzerinde renk değişikliği soğurulan dozla orantılıdır ve bu doz spektrofotometre, densiyometre veya film tarayıcı gibi optik ölçüm sistemleri ile ölçülebilir. Gafkromik filmlerde ışınlanmadan sonra solma gözlenir. Bu sebeple filmin kararlı bir hale gelmesi için ışınlama ile okuma arası 24 saat beklenmesi gerekmektedir. Farklı sürelerle ışınlanmış olan gafkromik film şematik olarak Şekil 12’da gösterilmiştir. Radyografik filmlere göre enerji bağımlılığı daha düşüktür. Ultraviyole ışığa ve sıcaklığa duyarlıdır, fakat görünür ışığa duyarlı değildir. Dozimetre olarak kullanılacaklar zaman ortam sıcaklığında ve neminde muhafaza edilmeleri önerilir (23, 24, 26).



Şekil 12. Farklı sürelerle ışınlanmış olan gafkromik filmin şematik gösterimi.

Uygun çevresel koşullar ve kalibrasyon şartları sağlanırsa %3'ün altında bir duyarlılığa sahiptir. S. Devic ve arkadaşları gafkromik filmin kendi çevresinde

döndürölerek taratıldığında ölçümlerde %15'e kadar hataya sebebiye verdiğini tespit ettiler. Gafkromik filmler taratılması esnasında; polimer yapısı, polarizasyona neden olmaktadır ve buna bağlı olarak okuma değeri farklılık gösterebilmektedir. Polarizasyon etkisini önlemek amacıyla film ışınlanmadan önce işaretlenmelidir. Film tarayıcıda hep aynı şekilde taratılmalıdır (27, 28).



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Ekim 2014 – Haziran 2015 tarihleri arasında Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir.

3.1. Gereçler

3.1.1. Nucletron Microselectron Brakiterapi Cihazı

Çalışmada Nucletron marka, Microselectron Digital 106.990 model brakiterapi cihazı (Resim 8) kullanılmıştır.



Resim 8. Microselectron Digital 106.990 brakiterapi cihazı

Tedavi için minimum gerekli ekipmanlar kaynak ve aplikatördür. Tedavi, tedavi ünitesindeki kanallara (transfer tüpleri veya adaptörler ile) bağlanmış aplikatörler kullanılarak yönetilebilir. Kaynak dwell'in, aplikatör içindeki gerekli pozisyonlara yerleşmesi sağlanarak sırasıyla doz dağılımları elde edilir. Bir kanalda 48 dwell pozisyonu vardır. Her pozisyon numaralıdır. Pozisyon 1, tedavi ünitesinden mümkün olan en uzaktaki (distal) konumu, pozisyon 48 ise en yakın konumu (proksimal) ifade etmektedir. Sıralı dwell pozisyonlarının merkezleri arasındaki

minimum mesafeyi ifade eden adım boyutu 2,5mm, 5mm veya 10mm'ye ayarlanabilmektedir.

Kanal içindeki tedavi proksimal programlı dwell pozisyonunda başlar. Proksimal dwell pozisyonundaki dwell süresi geçtiğinde tedavi bir sonraki programlı dwell pozisyonunda devam eder, bu şekilde tüm iletim distal programlı dwell pozisyonundaki dwell süresi bitene kadar devam eder. Daha sonra bir sonraki programlanmış kanal için aynı prosedür eğer gerekliyse tekrarlanır. Tedavi ünitesi tedavi planlamasından elde edilen veriye uygun bir şekilde radyasyon dozu iletir. Tamamlanan tedavinin basılı kopyası alınarak hasta dosyasına eklenir.

Sistem HDR modunu kullanırken gerekli olan doz dağılımı tek veya daha fazla fraksiyonda iletilir. Bir tedavi seansı, tek bir fraksiyondan oluşmaktadır. HDR tedavileri, 370 GBq(giga becquerel)'lik (10Ci) yüksek aktiviteli bir kaynakla gerçekleştirilir.

3.1.2. Bilgisayarlı Tomografi

Çalışmada “Toshiba Asteion” marka, “TSX-021B” model BT tarayıcısı (Resim 9) kullanılmıştır.

Bu cihaz 24 W(Watt)'lık X-ışını çıkış kapasitesine sahip olmakla birlikte, 120kV(Kilovolt) enerji ve 200mA(Miliamper) akım değerleri ile çekim yapılabilmektedir. 1 – 10mm arasında kesit kalınlığı kullanılarak vücudun istenilen bölgesinde, geniş bir diagnostik kapasite ile transaksiyel görüntüler elde edilebilmektedir.

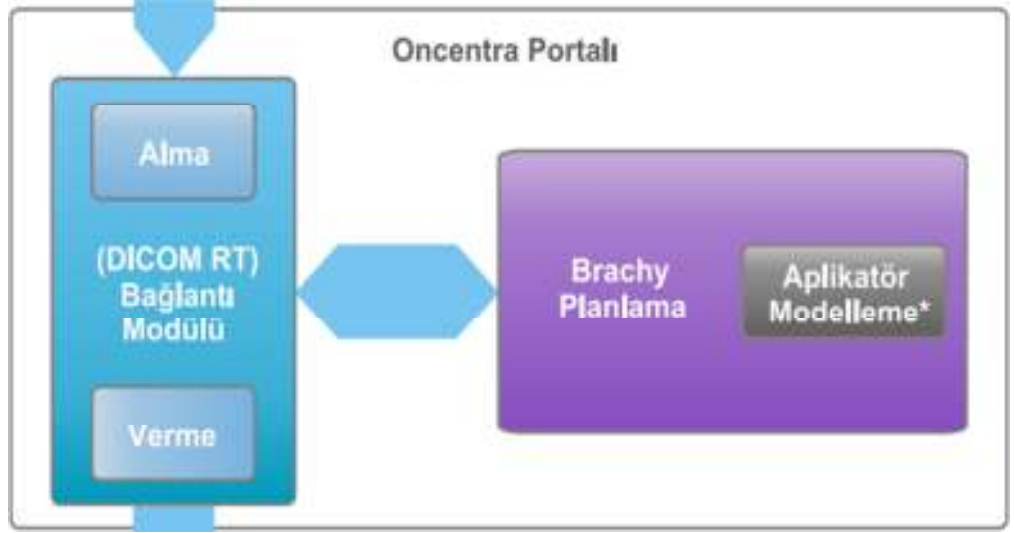


Resim 9. Toshiba Asteion Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

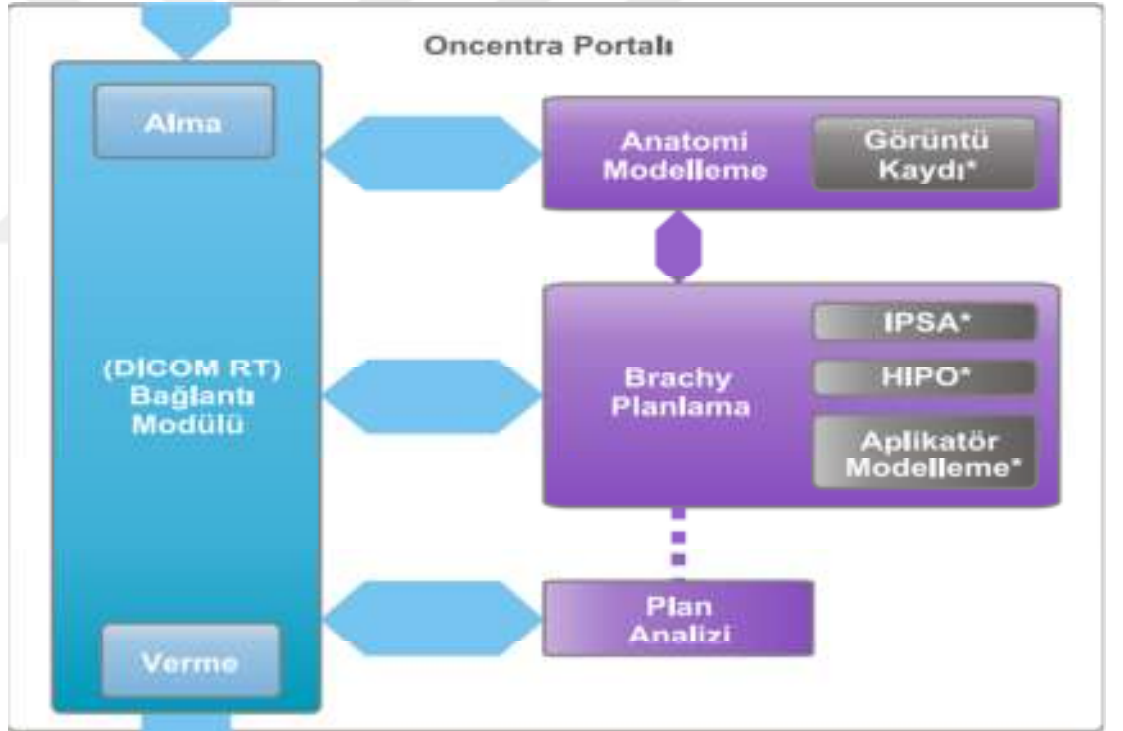
3.1.3. Tedavi Planlama Sistemi

Oncentra sistemi, kanserli hastaların tedavisi amacıyla radyasyon tedavilerinin analizi ve planlaması için tasarlanmış bir radyasyon tedavisi planlama yazılımıdır. Tedavi planları, önerilen tedavi esnasında beklenen doz dağılımları için tahminler sunar ve uzman tıbbi personelin incelemesi ve onayı sonrasında tedavilerin yönetilmesi için kullanılabilir.

Bu yazılım ile braki tedavisi planı oluşturulurken, kaynak tanımlama, kateter rekonstrüksiyonu, kaynak dwell konumunun etkinleştirilmesi, doz normalizasyonu, doz optimizasyonu, doz reçetesi, plan değerlendirme, plan raporlama ve dışa aktarma gibi işlemler gerçekleştirilebilir. Üç adet Oncentra braki paketi mevcuttur; film tabanlı, hacim tabanlı ve gelişmiş hacim tabanlı.



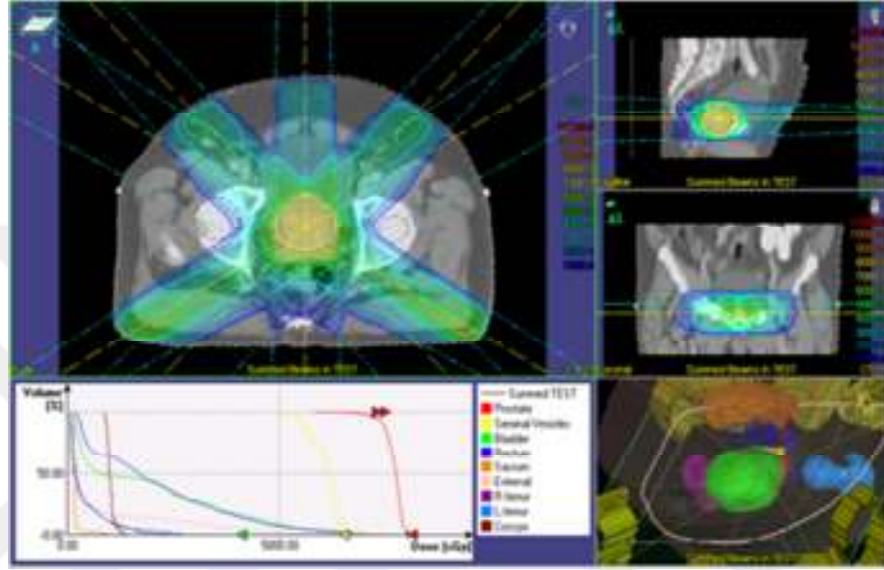
Şekil 13. Braki iş akışı: Film tabanlı (2D)



Şekil 14. Braki iş akışı: Hacim tabanlı (3D)

Kateterler hastaya yerleştirilir. Bir görüntüleme cihazıyla hasta görüntüleri alınır. Alınan görüntüler Oncentra tedavi planlamasına aktarılır. Anatomi modelleme etkinliğini kullanarak görüntüler üzerinde hedef ve risk altındaki organlar

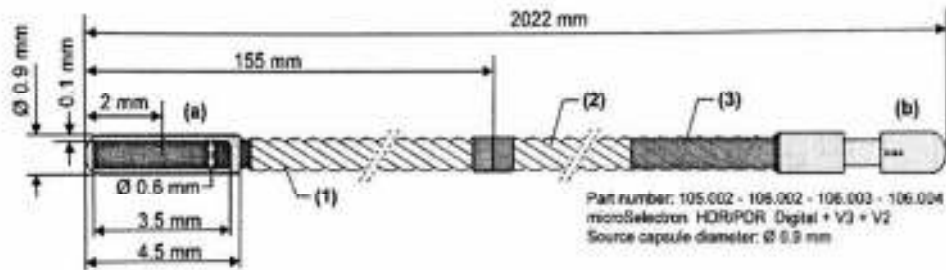
tanımlanarak brakiterapi tedavi planı oluşturulur. Kateterler görüntü veri grubu/grupları üzerinde yeniden düzenlenir. Tedavi planı, belirli bir araç seti (örneğin kaynak dwell konumlarının etkinleştirilmesi, doz optimizasyonu, plan değerlendirme) kullanılarak oluşturulur. Nihai tedavi planı, yetkili bir kişi tarafından onaylanır ve uzaktan kumandalı tedavi sistemine aktarılır (29).



Resim 10. Oncentra plan değerlendirme

3.1.4. İridyum-192 Kaynağı

Bu çalışmada kullanılan Ir-192 radyoaktif kaynağının aktivitesi ortalama 10Ci olup, paslanmaz çelik kaplı boyutları 0,9mm çapa ve 4,5mm uzunluğa sahiptir (Aktif uzunluğu 0,6mm çapında ve 3,5mm uzunluğunda) .



Şekil 15. İridyum-192 kaynağının boyutları

3.1.5. Gafkromik® EBT3 Film

EBT3 filmi, radyocerrahide, eksternal radyoterapide ve brakiterapide kullanılabilir. EBT3 filminin ışınlamadan sonra banyo gereksinimi göstermemesinden ötürü film dozimetrisindeki belirsizliklerden birini elimine eder. Filmin önemli özellikleri vardır. Bunlardan biri doz aralığıdır. Doz aralığı; kırmızı renk kanalında 10Gy'e kadarken, yeşil renk kanalında ise 40Gy'den fazladır. Düşük enerji bağımlılığı vardır ve tüm dozimetri malzemeleri gibi doku eşdeğeridir.

EBT3 gafkromik film, EBT2'nin biraz daha geliştirilmiş şekli olmakla birlikte, EBT2 filmi ile benzer aktif tabakaya sahiptir. EBT3'te ise özel polyester tabaka vardır. Bu tabakalar yatık tarayıcılar kullanılarak görüntü elde ederler. Bu görüntülerde Newton halkalarının arayüzü desen oluşumunu engeller. Aktif katmanı sarı boya içerir, bu da çok kanallı dozimetri sağlar ve ışık hassasiyetini azaltır. Suyu dayanıklı olduğundan su fantomunda da kullanılabilir (23).



Resim 11. Gafkromik EBT3 film

Film, aktif bileşen içeren bir tek aktif tabakaya sahip olmakla beraber, işaretleyici boyadan, stabilizatörlerden ve çok düşük enerji bağımlılığı gösteren diğer katkı maddelerinden oluşur. Aktif tabaka 27µm(mikrometre) kalınlıktadır. Ayrıca 100µm'lik iki saydam polyester substratın arasında bulunur. EBT3'ün şematik görünümü Şekil 16'de gösterilmektedir (23).



Şekil 16. Gafkromik EBT3 filmin şematik görünümü

EBT3 simetrik yapıya sahip olmasından bazı avantajları yanında getirir. Örneğin filmin her iki yüzü de taranabilmektedir. EBT3'te kullanılan polyester, mikroskobik silika partikülleri içerdiği için, filmin yüzeyi ve tarayıcının cam penceresi arasında boşluk bulunmasını sağlar. Bu boşluk, görünür ışığın dalga boyunun hemen hemen on katıdır. Bu özelliğinden ötürü Newton halkaları desen oluşumu önlenmiş olur (30).

3.1.6. Epson Perfection V750 Pro Model Tarayıcı

Yatay ve dikey olarak tarama yapabilen Epson Perfection V750, 216 x 294mm tarama alanına sahiptir. Gelişmiş Matrix CCD sensörü sayesinde 48 Bit renk derinliği sunabilen tarayıcıda, soğuk katot floresan lamba kullanılmıştır. İnç başına 50 ila 6400 dpi arasında çıkış çözünürlüğü sunabilen Epson Perfection V750, maksimum 12.800 dpi(dots per inch) çözünürlüğünde tarama yapabilmektedir. Kullanımı kolay olan Epson tarayıcıda hem otomatik hem profesyonel çalışma

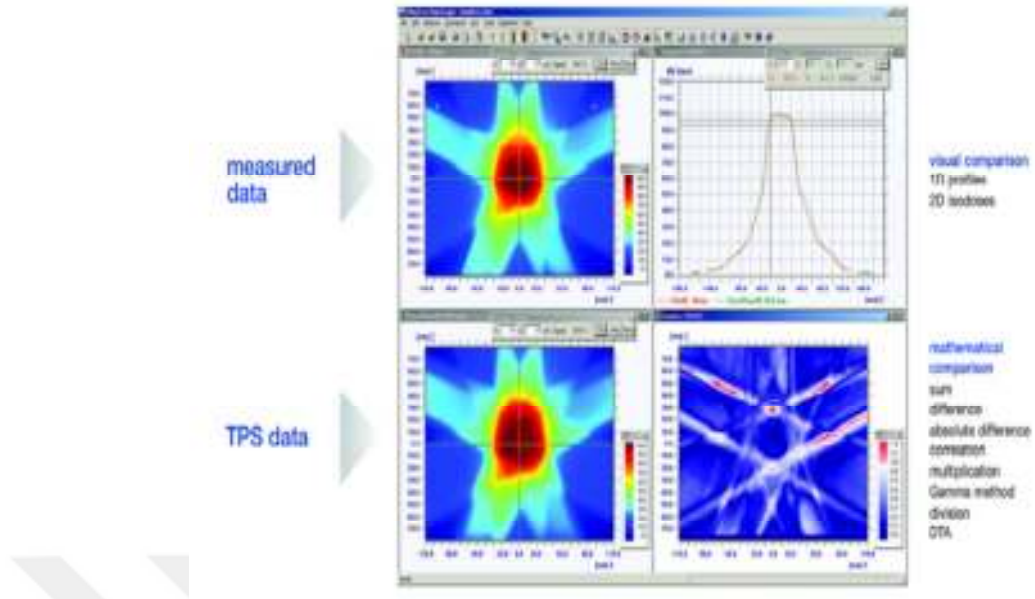
modları bulunmaktadır. Dozimetrik kontroller için kullanılan filmlerin taranması için uygundur (31).



Resim 12. Epson Perfection V750 Pro Model Tarayıcı

3.1.7. IBA OmniPro I'mRT Yazılımı

Geniş kapsamlı veri alma ve verme özelliğine sahiptir. Tedavi sisteminden gelen veriler ile 2 boyutlu ölçüm cihazları (I'Mrt MatriXX, iViewGT gibi) veya film ışınlaması ile alınan gerçek ışınlama değerlerini karşılaştırarak verifikasyonunu sağlar. Karşılaştırmalar renklendirme skalası sayesinde hem gözle görülebilir hem de matematiksel olarak değerlendirilebilir. Çeşitli 1 boyutlu, 2 boyutlu ve 3 boyutlu gösterim tekniklerine sahip olmakla birlikte farklı veri analiz ve görüntü işleme seçenekleri sunar. Ayrıca görsel ve matematiksel karşılaştırmaları modern analiz araçlarıyla işleyerek en iyi sonucu elde etmek için olanak sağlar (32).



Resim 13. IBA OmniPro I'mRT Yazılımı

3.2. Yöntem

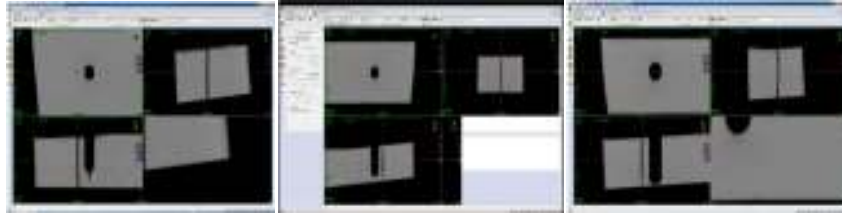
Oncentra tedavi planlama sisteminin doz dağılımlarında hava boşluklarının etkisini araştırmak için özel olarak tasarlanmış bir düzenek kullanıldı.

- 1) Düzenek 20x30cm boyutlarında her bir kap içersine ayrı ayrı 13, 18 ve 22mm çaplarında içi boş (hava) polipropilenden yapılmış silindirik aparatlar strafor köpükler içersine uygun yuvalarla sabitlenerek hazırlanmıştır. Aparatların merkezi ile taban arası 5cm'dir. Aparatların dış yüzeylerinden 1cm lateral uzaklığa Ir-192 brakiterapi kaynağının geçeceği 2mm çapında katater aparatlara paralel olarak yerleştirildi.
- 2) Düzeneklerin her biri 11cm kadar su doldurulduktan sonra BT cihazında 5mm aralıklarla görüntüleri alınıp Oncentra TPS'ne aktarıldı.



Resim 14. Düzeneğin BT cihazında görüntü elde edilişi

- 3) Daha önce check ruler ile ölçülen kataterler uzunluğu 1315mm olarak TPS' te tanıtılarak BT verileri üzerinde simültane edildi.
- 4) Kataterlerin başlangıç noktası belirlenerek ışınlama mesafesi 5mm steplerle 4cm olarak belirlendi.
- 5) Orijin X, Y, Z koordinatlarının üzerinde kataterin merkezinde tanımlandı.



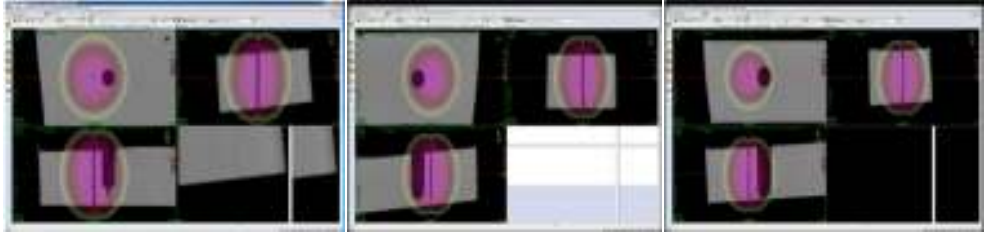
Resim 15. Aparatların TPS'de

a) 1.3 cm

b) 1.8 cm

c) 2.2 cm

- 6) 4cm'lik katater uzunluğunun orta noktasından (orijinden) periferde 2.5cm uzaklığa doz normalizasyon noktası tanımlandı. Bu noktaya 700cGy doz verilerek üç boyutlu optimizasyon yapılarak plan MicroSelectron tedavi cihazına yüklendi.



Resim 16. TPS’te X, Y, Z koordinatlarında doz dağılımları

a) 1.3 cm b) 1.8 cm c) 2.2 cm

- 7) Gafkromik EBT3 filmler üzerine kullanılan aparatların çaplarına uygun yuvalar açıldı. Benzer işlem ayrıca katater için de uygulandı.
- 8) Filmler düzenekleri içersine ayrı ayrı 4cm ışınlama uzunluğunun merkezine yerleştirildi. Her bir aparat için 3’er film kullanarak TPS’te yapılan plana göre 5mm adımlarla 9’ar dwell pozisyonlarda tedavi cihazında Ir-192 kaynağı ile ışınlama yapıldı.



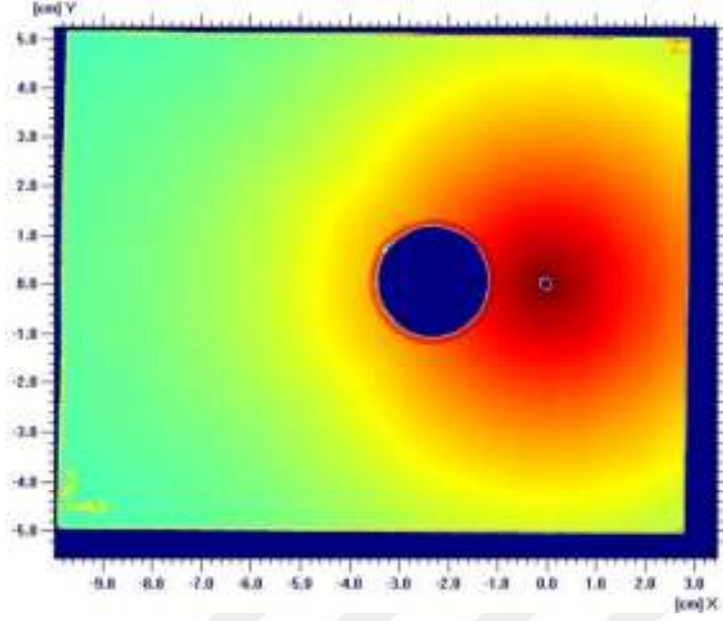
Resim 17. Brakiterapi tedavi cihazında düzeneğin ışınlama şeması

- 9) Epson Perfection V750 Pro model tarayıcı kullanılarak Landscape yöntemi ve kırmızı renk kanal modu ile filmler taratıldı. Landscape Yöntemi: Filmin kısa kenarı filmin tarama yönüne paralel ve taramanın başlama noktasından 1,5cm uzağa yerleştirildi.
- 10) Taratılan filmler OmniPro I’mRT programında her bir film için belirli mesafelerde yüzde doz ölçümleri alınarak grafikler ve tablolar oluşturulup değerlendirildi.

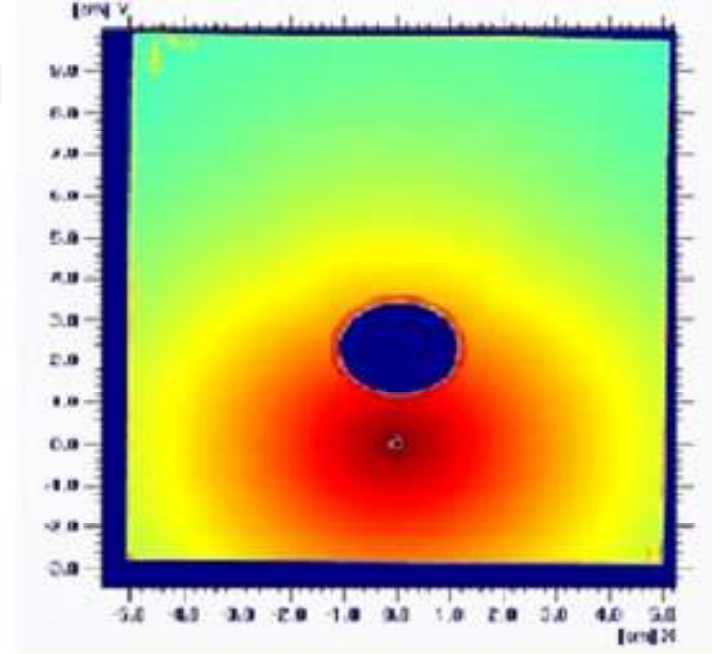
4. BULGULAR

Gafkromik EBT3 filmler önce OmniProI'mRT programında, uzun kenarı X eksenine paralel gelecek şekilde, daha sonra 90 derece sağ tarafa çevirilerek uzun kenarı Y eksenine paralel gelecek biçimde yerleştirildi. Her iki gösterimde de orijin kateterin merkezinde olacak şekilde belirlendi. Uzun kenarı X eksenine paralel gelen filmimizde, orijinden Y eksenine doğru 2,5cm uzaklıkta, 90 derece çevrilen filmimizde ise X ekseninden 2,5cm uzaklıkta, 700cGy doz %100'e normalize edildi. Bu şekilde normalize edilmesinin nedeni X eksenini boyunca belirli mesafelerde alacağımız yüzde doz değerlerimizin hem hava boşluğunun hem de hava boşluğunun olmadığı durumlar için tek film üzerinde değerlendirilmesine olanak sağlamaktır. Her iki durum için yüzde doz değerlerinin gösterildiğı grafikler oluşturuldu. Daha sonra oluşturulan bu grafikler üst üste çakıştırılarak her iki ortam için yüzde doz değerleri karşılaştırıldı ve -X yönünde belirli mesafelerde yüzde doz değerleri alınarak aradaki fark her bir mesafe için ayrı ayrı belirlendi. Bu işlem ölçümde kullanılan bütün filmler için ayrı ayrı gerçekleştirildi. Hava boşluğu aparatlarının film içerisinden geçmesi için açılan yuvaların yapımı esnasında verilen film hasarından dolayı, bu yuvalara yakın yerleşimlerdeki doz değerleri değerlendirilmeye alınmamıştır.

OmniProI'mRT yazılımının analiz penceresinden elde edilen verilere ait görüntüler Şekil 17 ve 18'de gösterilmektedir.



Şekil 17. OmniProI'mRT yazılımında uzun kenarı X eksenine paralel olan film üzerinde doz dağılımı.



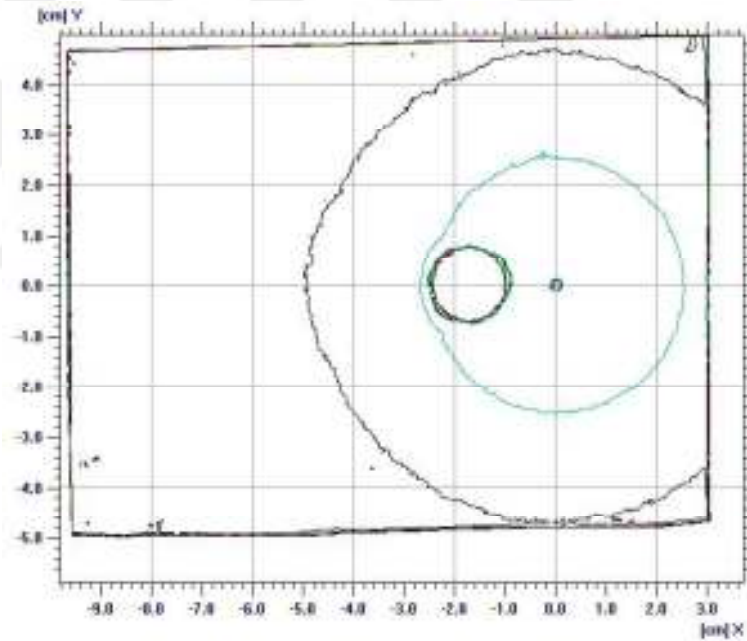
Şekil 18. OmniProI'mRT yazılımında uzun kenarı Y eksenine paralel olan film üzerinde doz dağılımı.

4.1. 13mm Çap Uzunluğuna Sahip Aparat İçin Bulgular

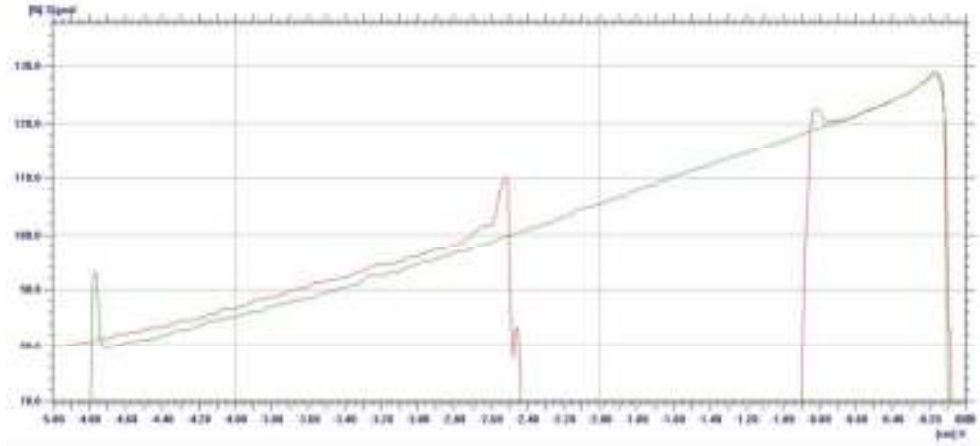
Hata oranını azaltarak daha doğru bulgular elde edebilmek için üç ayrı film üzerinden ışınlama yapılarak, 24 saat sonra her bir film için OmniProI'mRT programında ayrı ayrı veriler elde edilip değerlendirildi.

Işınlanan 1. Film için elde edilen bulgular

Film ışınlandıktan sonra OmniProI'mRT yazılımında belirli mesafelerde yüzde doz değerleri incelenerek (Grafik 2), hava boşluğunun bulunduğu ortam ile doku eşdeğeri olan ortam arasındaki farklar Tablo 1'de verilmiştir. Değerler karşılaştırıldığında ortamlar için mesafe ile azalan yüzde doz değerleri arasındaki fark, bu film için ortalama %1,69 olup, hava boşluğunun bulunduğu ortamda daha yüksek yüzde doz değerleri saptanmıştır.



Grafik 1. 13mm çap uzunluğuna aparat için ışınlanmış 1. Filmin izodoz dağılımı.



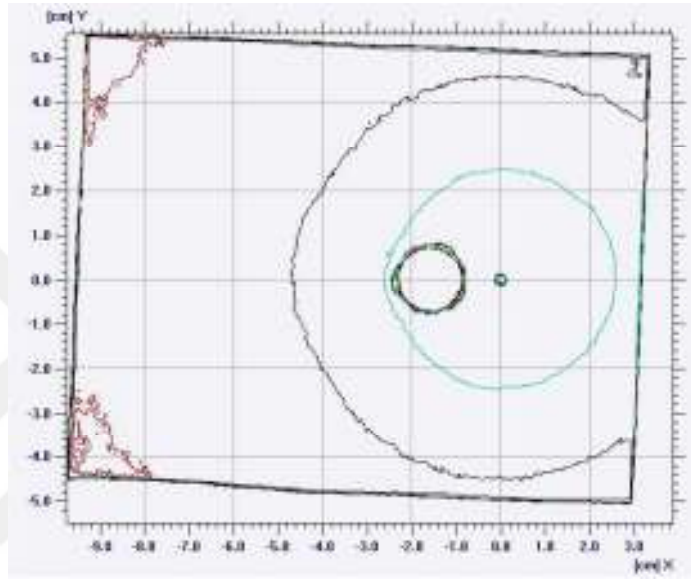
Grafik 2. 13mm çap uzunluğuna aparat için ışınlanmış 1. Filmin –X yönünde mesafe ile azalan yüzde doz grafiği.

Tablo 1. 13mm çap uzunluğuna aparat için ışınlanmış 1. Filmin iki ortam içinde mesafe ile yüzde doz değişimi ve fark değerleri.

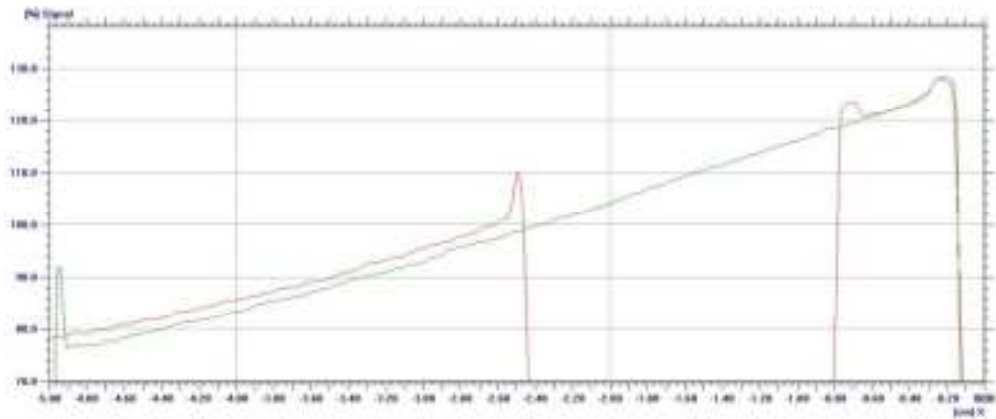
X(cm)	HAVA BOŞLUĞU (%)	DOKU (%)	FARK 1 (%)
2,8	97,9	96,2	1,7
3	95,8	94,2	1,6
3,2	94,3	92,2	1,1
3,4	92,1	90,2	1,9
3,6	90,4	88,2	2,2
3,8	88,5	86,9	1,6
4	86,6	84,9	1,7
4,2	84,9	83,4	1,5
4,4	83,3	81,6	1,7
4,6	82,2	80,3	1,9

İşınlanan 2. Film için elde edilen bulgular

Film ışılandıktan sonra OmniProI'mRT yazılımında belirli mesafelerde yüzde doz değerlerine bakılarak (Grafik 4) hava boşluğunun bulunduğu ortam ile doku eşdeğeri olan ortam arasındaki farklar Tablo 2'de verilmiştir. Değerler karşılaştırıldığında ortamlar için mesafe ile azalan yüzde doz değerleri arasındaki fark, bu film için ortalama %2,16 olup, hava boşluğunun bulunduğu ortamda bu filmde de daha yüksek yüzde doz değerleri belirlenmiştir.



Grafik 3. 13mm çap uzunluğuna aparat için ışılanmış 2. Filmin izodoz dağılımı.



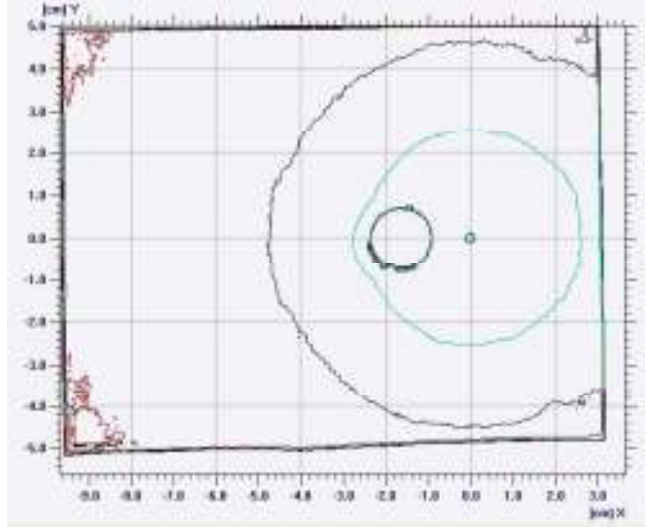
Grafik 4. 13mm çap uzunluğuna aparat için ışılanmış 2. Filmin -X yönünde mesafe ile azalan yüzde doz grafiği.

Tablo 2. 13mm çap uzunluğuna aparat için ışınlanmış 2. Filmin iki ortam içinde mesafe ile yüzde doz değişimi ve fark değerleri.

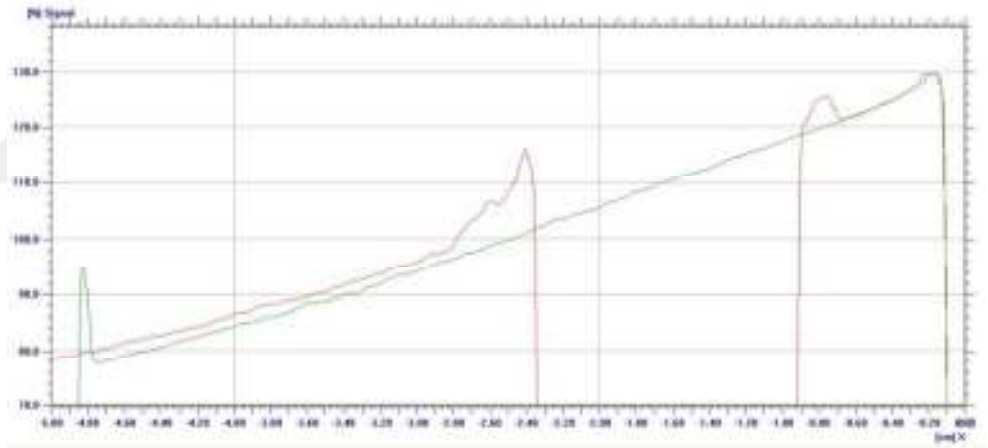
X(cm)	HAVA BOŞLUĞU(%)	DOKU (%)	FARK 2 (%)
2,8	97,7	95,8	1,9
3	95,4	92,7	2,7
3,2	93,2	91,1	2,1
3,4	91	89,2	1,8
3,6	89,1	87,1	2
3,8	87,2	85,4	1,8
4	85,7	83,5	2,2
4,2	84	81,6	2,4
4,4	82,1	79,9	2,2
4,6	80,9	78,4	2,5

İşinlanan 3. Film için elde edilen bulgular

Aynı şekilde OmniProI'mRT yazılımında belirli mesafelerde yüzde doz değerlerine bakılarak (Grafik 6) hava boşluğunun bulunduğu ortam ile doku eşdeğeri olan ortam arasındaki farklar Tablo 3'de verilmiştir. Bu film de aynı şekilde ortamlar için edilen değerler arasındaki ortalama fark %2,03 olup, hava boşluğunun bulunduğu ortamda daha yüksek yüzde doz değerleri görülmüştür.



Grafik 5. 13mm $\varnothing$ ap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 3. Filmin izodoz dağılımı.



Grafik 6. 13 mm $\varnothing$ ap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 3. Filmin $-X$ yönünde mesafe ile azalan yüzde doz grafiği.

Tablo 3. 13mm $\varnothing$ ap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 3. Filmin iki ortam içinde mesafe ile yüzde doz değişimi ve aynı mesafeler için yüzde doz değerleri farkı.

X(cm)	HAVA BOŞLUĞU (%)	DOKU (%)	FARK 3 (%)
2,8	99	96,3	2,7
3	95,9	94	1,9
3,2	93,7	91,8	1,9
3,4	91,6	89,7	1,9
3,6	89,6	88,3	1,3
3,8	88,2	86	2,2
4	86,3	84,2	2,1
4,2	84,1	82,3	1,8
4,4	82,6	80,6	2
4,6	81,4	78,9	2,5

13mm çap uzunluğundaki aparat için alınan her bir film yüzde doz farkının aynı mesafelerde ortalamasının gösterildiği Tablo 4 aşağıdaki gibidir. Değerler karşılaştırıldığında ortamlar için mesafe ile azalan yüzde doz değerleri arasındaki fark, bütün filmler için ortalama %1,97 olup, hava boşluğunun bulunduğu ortamda daha yüksek yüzde doz değerleri saptanmıştır.

Tablo 4. 13mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış üç filmin mesafe ile yüzde doz değişim farkları ve farkların ortalama değerleri.

X(cm)	FARK 1 (%)	FARK 2 (%)	FARK 3 (%)	FARK ORT. (%)
2,8	1,7	1,9	2,7	2,1
3	1,6	2,7	1,9	2,1
3,2	1,1	2,1	1,9	1,7
3,4	1,9	1,8	1,9	1,9
3,6	2,2	2	1,3	1,8
3,8	1,6	1,8	2,2	1,9
4	1,7	2,2	2,1	2,0
4,2	1,5	2,4	1,8	1,9
4,4	1,7	2,2	2	2,0

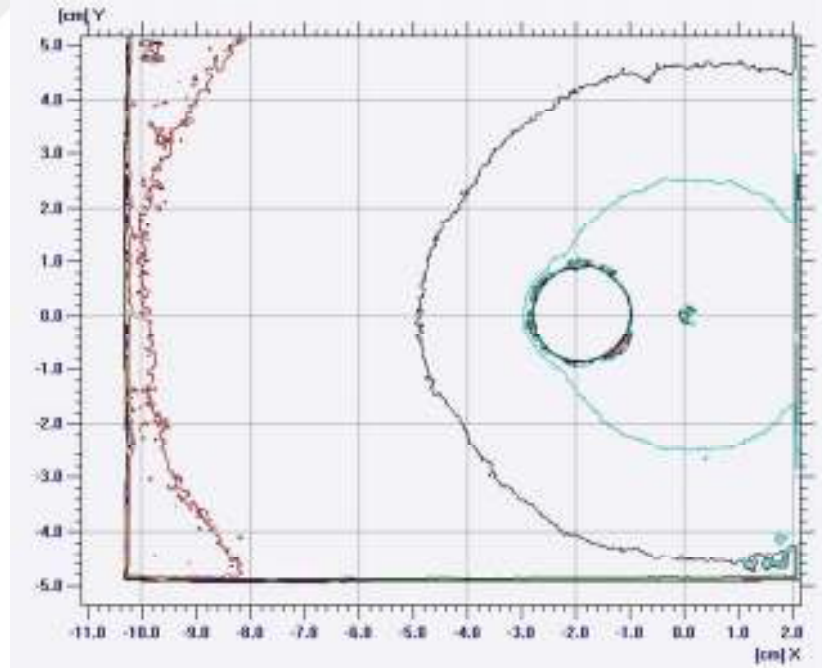
4,6	1,9	2,5	2,5	2,3
-----	-----	-----	-----	-----

4.2. 18mm Çap Uzunluğuna Sahip Aparat İçin Bulgular

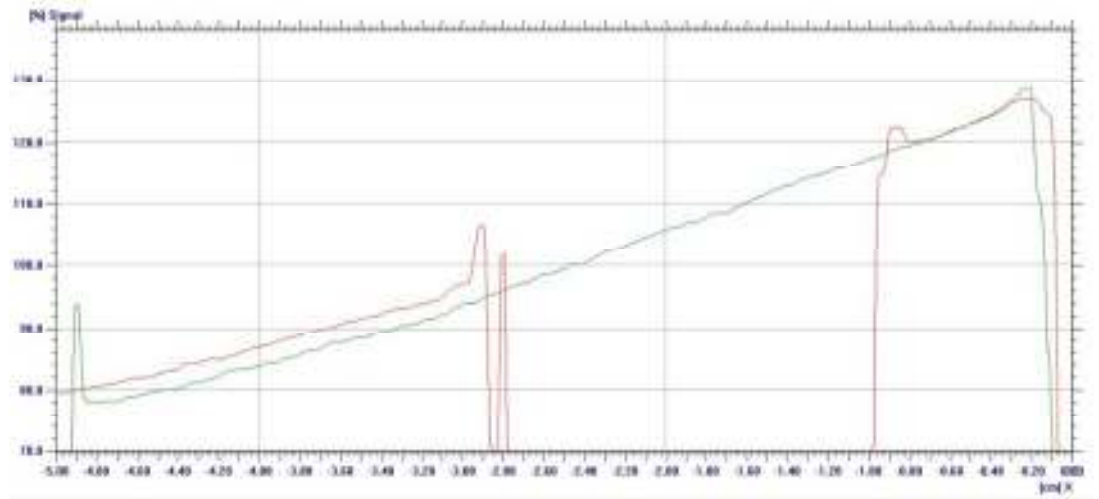
Aynı şekilde üç ayrı film üzerinden ışınlama yapılarak, 24 saat sonra her bir film için ayrı ayrı OmniProI'mRT yazılımından veriler elde edilip değerlendirildi.

İşınlanan 1. Film için elde edilen bulgular

Birinci film için, belirli mesafelerde yüzde doz değerlerine bakılarak (Grafik 8) hava boşluğunun bulunduğu ortam ile doku eşdeğeri olan ortam arasındaki farklar Tablo 5'de verilmiştir. Değerler karşılaştırıldığında ortamlar için mesafe ile azalan yüzde doz değerleri arasındaki fark, bu film için ortalama %2,8 olup, hava boşluğunun bulunduğu ortamda daha yüksek yüzde doz değerleri belirlenmiştir.



Grafik 7. 18mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 1. Filmin izodoz dağılımı.



Grafik 8. 18mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 1. Filmin –X yönünde mesafe ile azalan yüzde doz grafiği.

Tablo 5. 18mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 1. Filmin iki ortam içinde mesafe ile yüzde doz değişimi ve fark değerleri.

X(cm)	HAVA BOŞLUĞU (%)	DOKU (%)	FARK 1(%)
3	97	93,8	3,2
3,2	93,8	91,1	2,7
3,4	92,3	89,3	3
3,6	90,6	87,6	3
3,8	88,7	85,5	3,2
4	86,8	83,8	3
4,2	84,8	82,1	2,7
4,4	83,2	80,2	3
4,6	81,8	79,9	1,9
4,8	80,4	78,1	2,3

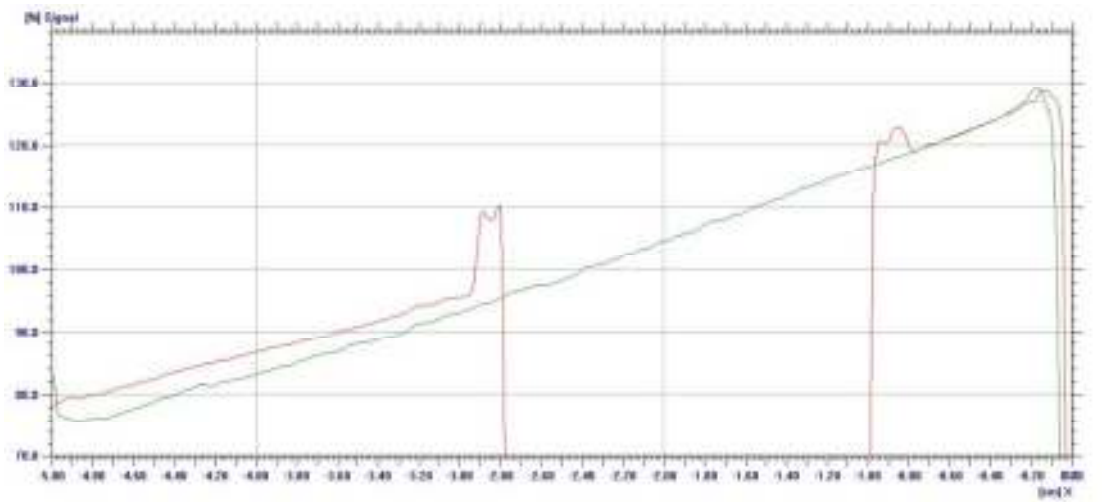
İşinlanan 2. Film için elde edilen bulgular

2. film için de OmniProI'mRT yazılımında belirli mesafelerde yüzde doz değerlerine bakılarak (Grafik 10) her iki ortam için dozlar arasındaki farklar Tablo 6

verilmiştir. Değerler karşılaştırıldığında ortamlar için mesafe ile azalan yüzde doz değerleri arasındaki fark, bu film için ortalama %3,3 olup, hava boşluğunun bulunduğu ortamda bu filmde de daha yüksek yüzde doz değerleri saptanmıştır.



Grafik 9. 18mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 2. Filmin izodoz dağılımı.



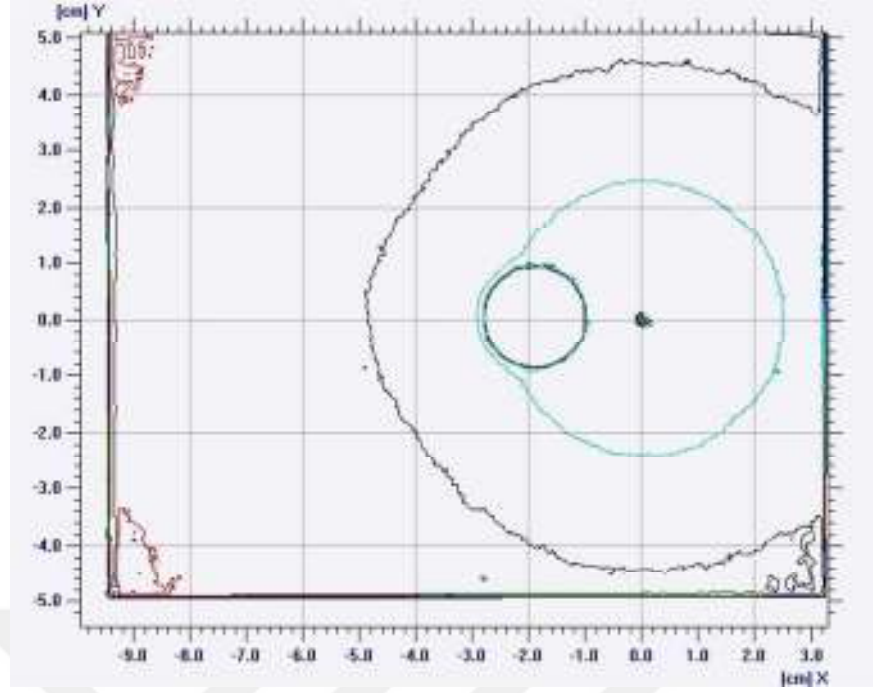
Grafik 10. 18mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 2. Filmin -X yönünde mesafe ile azalan yüzde doz grafiği.

Tablo 6. 18mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 2. Filmin iki ortam içinde mesafe ile yüzde doz değişimi ve fark değerleri.

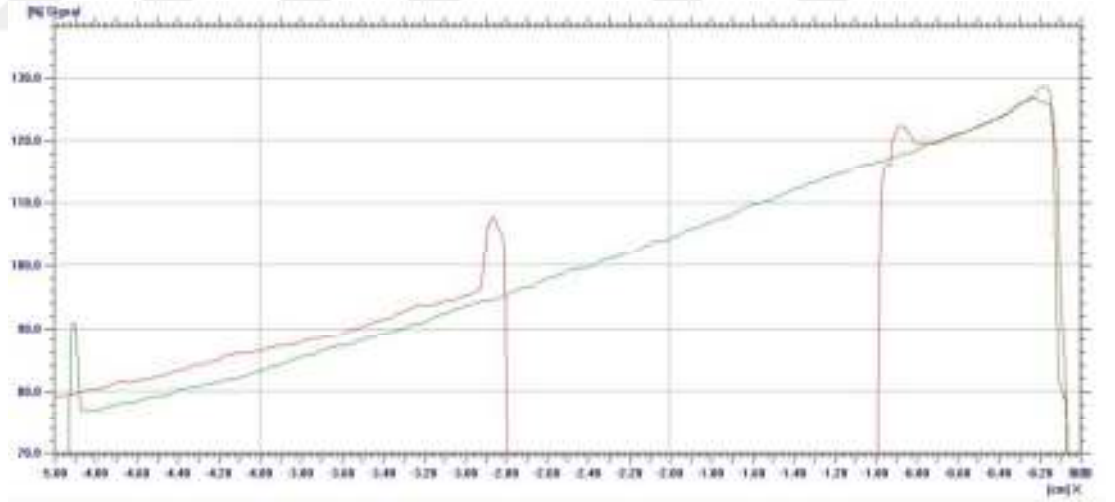
X(cm)	HAVA BOşLUğU (%)	DOKU (%)	FARK 2 (%)
3	95,5	93,2	2,3
3,2	94,2	91,3	2,9
3,4	91,8	88,7	3,1
3,6	90,1	86,8	3,3
3,8	88	85	3
4	86,7	83,1	3,6
4,2	85,1	81,5	3,6
4,4	83,4	79,8	3,6
4,6	81,4	77,6	3,8
4,8	79,9	76,1	3,8

İşınlanan 3. Film için elde edilen bulgular

Yine aynı şekilde 3. Filmden de OmniProI'mRT yazılımında belirli mesafelerde yüzde doz değerleri elde edilip (Grafik 12) hava boşluğunun bulunduğu ortam ile doku eşdeğeri olan ortam arasındaki farklar Tablo 7'de verilmiştir. Değerler karşılaştırıldığında ortamlar için mesafe ile azalan yüzde doz değerleri arasındaki fark, bu film için ortalama %2,8 olup, beklenildiği gibi buradan da hava boşluğunun bulunduğu ortamda daha yüksek yüzde doz değerleri elde edilmiştir.



Grafik 11. 18mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 3. Filmin izodoz dağılımı.



Grafik 12. 18mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 3. Filmin -X yönünde mesafe ile azalan yüzde doz grafiği.

Tablo 7. 18mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 3. Filmin iki ortam içinde mesafe ile yüzde doz değişimi ve fark değerleri.

X(cm)	HAVA BOŞLUĞU (%)	DOKU (%)	FARK 3 (%)
3	95,1	92,8	2,3
3,2	93,6	90,9	2,7
3,4	91,3	89	2,3
3,6	88,8	86,1	2,6
3,8	87,4	85,1	2,3
4	86,2	83,1	3,1
4,2	84,8	81,3	3,5
4,4	83,1	80,1	3
4,6	81,5	78,3	3,2
4,8	80,3	77,1	3,2

18mm çap uzunluğundaki aparat için her bir filmde aynı mesafelerde elde edilen yüzde doz farklarının ortalaması aşağıda Tablo 8’de verilmiştir. Değerler karşılaştırıldığında ortamlar için mesafe ile azalan yüzde doz değerleri arasındaki fark, bütün filmler için ortalama %2,97 olup, hava boşluğunun bulunduğu ortamda daha yüksek yüzde doz değerleri saptanmıştır.

Tablo 8. 18mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış bütün filmlerin mesafe ile yüzde doz değişim farkları ve benzer mesafeler için bu farkların ortalaması.

X(cm)	FARK 1 (%)	FARK 2 (%)	FARK 3 (%)	FARK ORT (%)
3	3,2	2,3	2,3	2,6
3,2	2,7	2,9	2,7	2,8
3,4	3	3,1	2,3	2,8
3,6	3	3,3	2,6	2,9
3,8	3,2	3	2,3	2,8
4	3	3,6	3,1	3,2
4,2	2,7	3,6	3,5	3,3

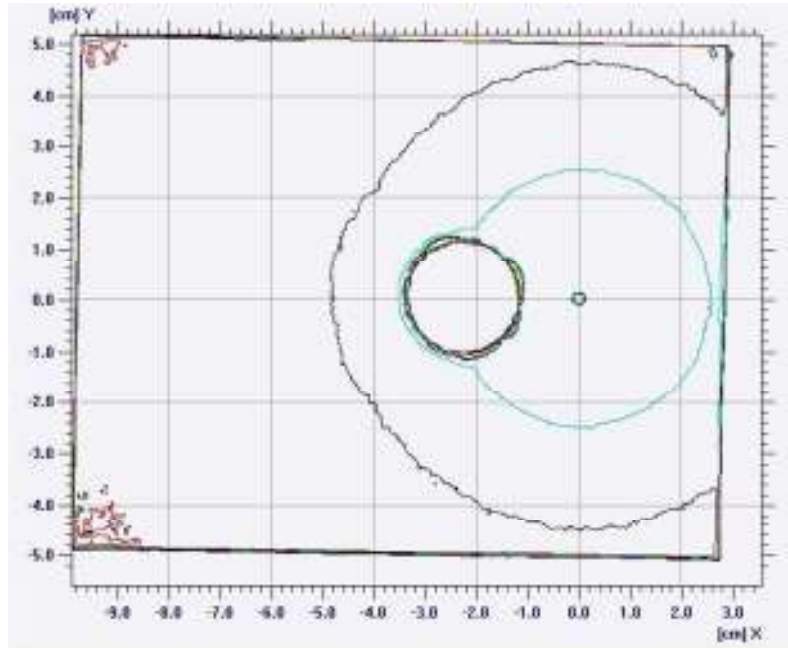
4,4	3	3,6	3	3,2
4,6	1,9	3,8	3,2	3,0
4,8	2,3	3,8	3,2	3,1

4.3. 22mm Çap Uzunluğuna Sahip Aparat İçin Bulgular

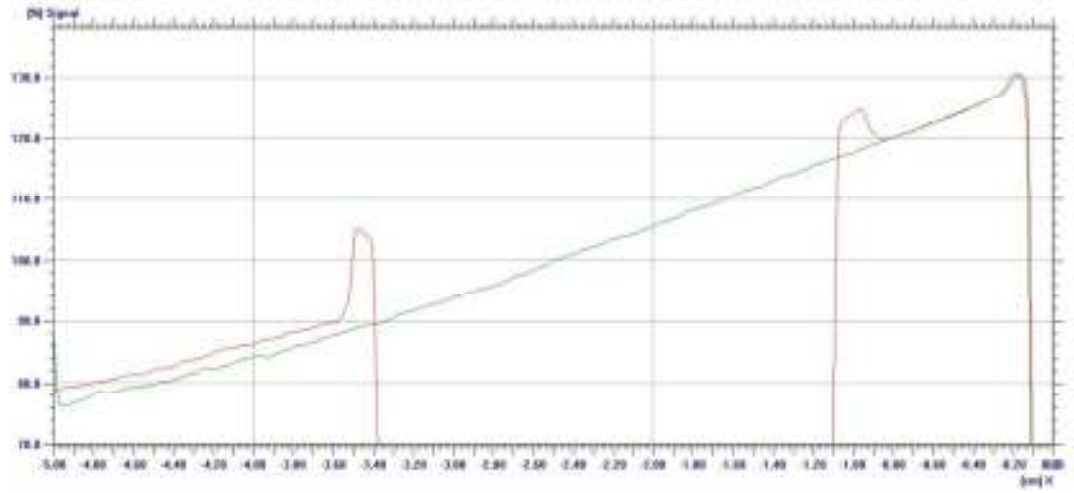
Diğer iki aparatta olduğu gibi üç ayrı film üzerinden ışınlama yapılarak, 24 saat sonra her bir film için ayrı ayrı OmniProI'mRT yazılımından veriler elde edilip değerlendirildi.

Işınlanan 1. Film için elde edilen bulgular

1. Film için belirli mesafelerde yüzde doz değerlerinden elde edilen (Grafik 14) hava boşluğunun bulunduğu ortam ile doku eşdeğeri olan ortam arasındaki farklar Tablo 9'da gösterilmiştir. Değerler karşılaştırıldığında ortamlar için mesafe ile azalan yüzde doz değerleri arasındaki fark, bu film için ortalama %2,14 olup, hava boşluğunun bulunduğu ortamda daha yüksek yüzde doz değerleri saptanmıştır.



Grafik 13. 22mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 1. Filmin izodoz dağılımı.



Grafik 14. 22 mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 1. Filmin –X yönünde mesafe ile azalan yüzde doz grafiği.

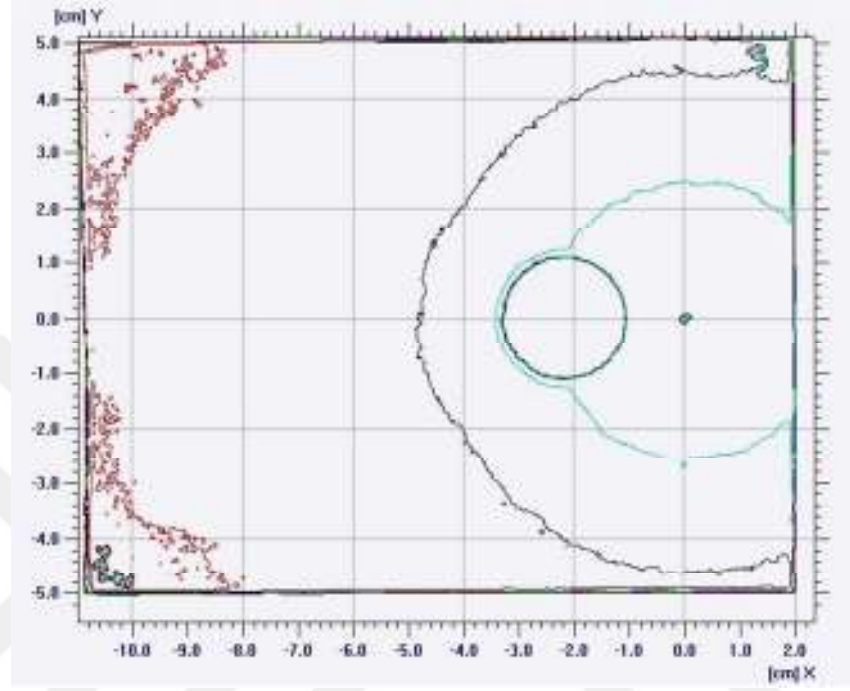
Tablo 9. 22mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 1. Filmin iki ortam içinde mesafe ile yüzde doz değişimi ve fark değerleri.

X(cm)	HAVA BOŞLUĞU (%)	DOKU (%)	FARK 1 (%)
3,6	89,7	87,7	2,0
3,8	88,1	85,7	2,4
4,0	86,2	84,1	2,1
4,2	84,7	82,2	2,5
4,4	82,6	80,5	2,1
4,6	81,4	79,2	2,2
4,8	79,9	78,2	1,7

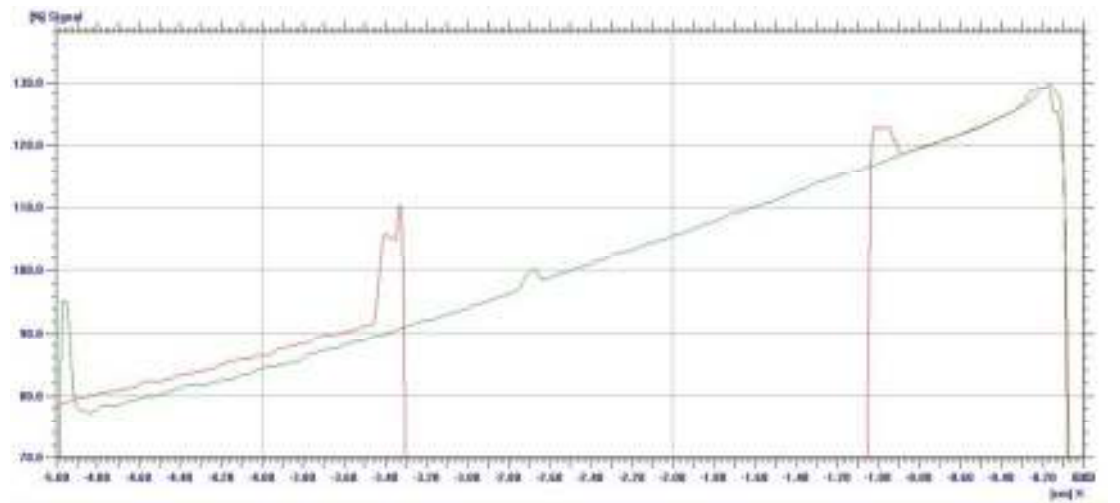
İşınlanan 2. Film için elde edilen bulgular

2. Film için de aynı mesafelerde (Grafik 16) kullanılarak yüzde doz değerlerinden elde edilen hava boşluğunun bulunduğu ortam ile doku eşdeğeri olan ortam arasındaki farklar Tablo 10'da verilmiştir. Değerler karşılaştırıldığında

ortamlar için mesafe ile azalan yüzde doz değerleri arasındaki fark, bu film için ortalama %2,24 olup, hava boşluğunun bulunduğu ortamın daha yüksek yüzde doz değerlerine sahip olduğu görülmüştür.



Grafik 15. 22mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 2. Filmin izodoz dağılımı.



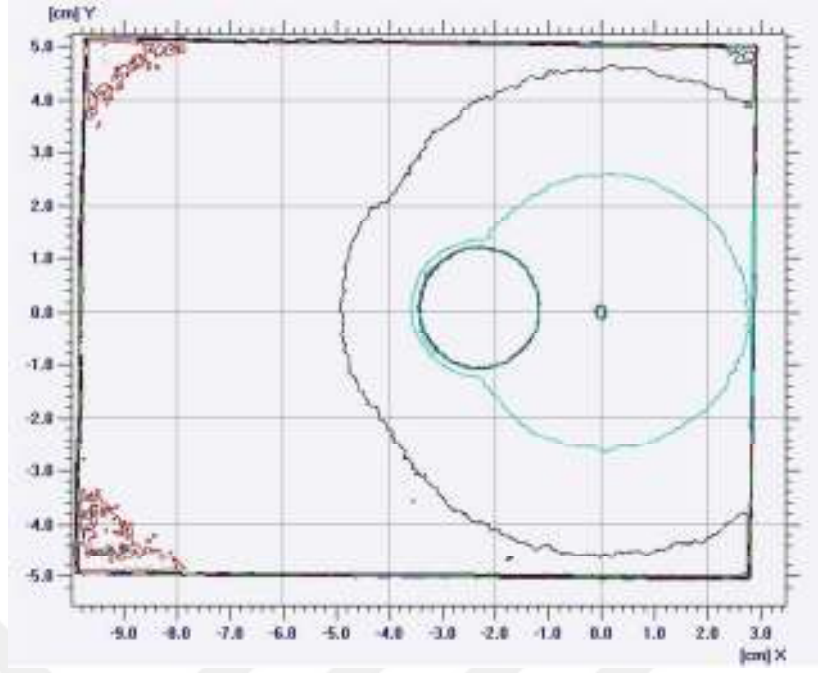
Grafik 16. 22mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 2. Filmin -X yönünde mesafe ile azalan yüzde doz grafiği.

Tablo 10. 22mm çap uzunluğundaki çap uzunluğuna sahip aparat için ışınlanmış 2. Filmin iki ortam içinde mesafe ile yüzde doz değişimi ve fark değerleri.

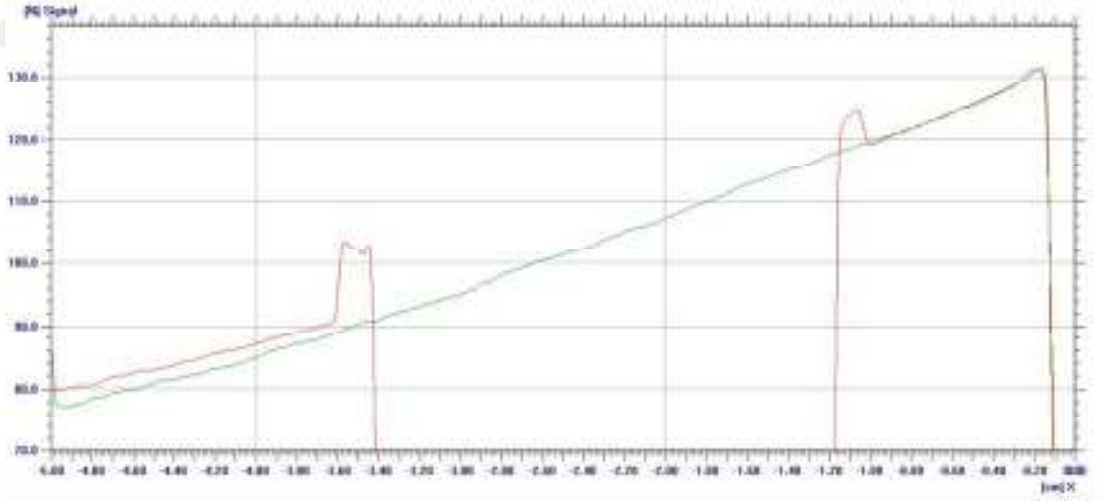
X(cm)	HAVA BOŞLUĞU (%)	DOKU (%)	FARK 2 (%)
3,6	90,0	87,8	2,2
3,8	88,1	85,8	2,3
4,0	86,3	84,2	2,1
4,2	84,8	82,3	2,5
4,4	83,2	81,1	2,1
4,6	81,5	79,4	2,1
4,8	80,2	77,8	2,4

İşınlanan 3. Film için elde edilen bulgular

Grafik 18'den 3.film için de hava boşluğunun bulunduğu ortam ile doku eşdeğeri olan ortam arasındaki farklar Tablo 11'da gösterilmektedir. Değerler karşılaştırıldığında ortamlar için mesafe ile azalan yüzde doz değerleri arasındaki fark, bu film için ortalama %2,31 olup, burada da beklenildiği üzere hava boşluğunun bulunduğu ortamda daha yüksek yüzde doz değerleri saptanmıştır.



Grafik 17. 22mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 3. Filmin izodoz dağılımı.



Grafik 18. 22mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 3. Filmin -X yönünde mesafe ile azalan yüzde doz grafiği.

Tablo 11. 22mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış 3. Filmin iki ortam içinde mesafe ile yüzde doz değişimi ve aynı mesafeler için yüzde doz değerleri farkı.

X(cm)	HAVA BOŞLUĞU (%)	DOKU (%)	FARK 3 (%)
3,6	-	-	-
3,8	89,1	87,1	2,0
4,0	87,1	84,8	2,3
4,2	85,5	83,0	2,5
4,4	83,7	81,4	2,3
4,6	82,4	79,7	2,7
4,8	80,6	78,5	2,1

22mm çap uzunluğundaki aparat için alınan her bir film yüzde doz farkının aynı mesafelerde ortalamasının gösterildiği Tablo 12’de aşağıda verilmiştir. Değerler karşılaştırıldığında ortamlar için mesafe ile azalan yüzde doz değerleri arasındaki fark, bütün filmler için ortalama %2,22 olup, hava boşluğunun bulunduğu ortamda daha yüksek yüzde doz değerleri saptanmıştır.

Tablo 12. 22mm çap uzunluğundaki aparat için ışınlanmış bütün filmlerin mesafe ile yüzde doz değişim farkları ve benzer mesafeler için bu farkların ortalaması.

X(cm)	FARK 1 (%)	FARK 2 (%)	FARK 3 (%)	FARK ORT (%)
3,6	2,0	2,2		2,1
3,8	2,4	2,3	2,0	2,2
4,0	2,1	2,1	2,3	2,2
4,2	2,5	2,5	2,5	2,5
4,4	2,1	2,1	2,3	2,2
4,6	2,2	2,1	2,7	2,3
4,8	1,7	2,4	2,1	2,1

5. TARTIŞMA

Radyasyon onkolojisinde uygulanan tedavilerde, hastaya verilmek istenen tedavi dozunun, tedavi bölgesine kabul edilebilir sınırlar içerisinde verilmesi önemlidir. Bu amaçla dozimetrik kalite kontrol programlarının oluşturularak uygulanması gerekir. Ancak brakiterapide kaynak yakınında yüksek doz gradyenti oluşması ve sıcak noktaların bulunması nedeniyle doz dağılımının dozimetrik olarak ölçülmesi zordur. Bu olumsuzlukları gidermek için, polimer tabanlı bir film olan gafkromik film çalışmamızda kullanılmıştır. Gafkromik filmler sahip oldukları geniş enerji aralığı nedeni ile brakiterapi uygulamalarında kullanılan radyoaktif kaynakların çevresinde oluşan ani doz düşüşünün dozimetrik olarak ölçülmesinde ideal bir dozimetre olduğu daha önceki çalışmalarda belirtilmiştir. Hastanın tedavisinde doğru bir doz hesaplaması hayati önem taşımaktadır, çünkü fraksiyon başına verilen dozlar fazladır ve doz dağılımındaki belirsizlikler normal dokulara gereksiz dozların verilmesine sebep olacaktır (33, 34, 35).

Brakiterapinin çalışma yöntemi kaynak dozunun, mesafenin karesi ile ters orantılı olarak azalmasıdır. Bu durum kaynağın yakın komşuluğundaki tümörün yüksek doz almasını, çevresinde bulunan sağlam dokuların ise dozunun düşük düzeyinde kalmasını sağlamaktadır. AAPM Task Group 40 hastaya uygulanan dozun doğruluk ve geçerliliğinin istenilen düzeyde tutulması gerektiğini belirterek limit değerini intrakaviter ve plak brakiterapisinde $\pm\%15$ olarak vermiştir. Ayrıca birden fazla planlı interstisyel implantlarda belirsizliklerin daha fazla olabileceğinden bahsedilmiştir (36).

Tedavi alanı içerisinde hava boşluklarının varlığı, tedavinin başarısı üzerinde olumsuz durumlar oluşturabilmektedir. Çünkü hava boşluğu doku geçiş bölgelerinde doz azalması olur ve bu düşüş nedeniyle boşluk arkasında bir build-up meydana gelir (2, 21).

Günümüzde brakiterapi tedavileri için gerekli dozların hesaplanması AAPM'in TG-43 No'lu protokolünde belirtilen ifadeler temel alınarak yapılmaktadır. Bu protokolün potansiyel eksikliği, doz dağılımı üzerindeki doku heterojenitelerinin (kemik, hava vb.) etkisinin hesaba katılmasındaki yetersizliklerden kaynaklanmaktadır. Protokolde belirtilen heterojenitelerden kaynaklanan zayıflatma ve saçılma etkilerinden bağımsız olarak su veya farklı dokulara eşdeğer dozimetre

verilerinin kullanımı, TPS’te farklı dokuların dozlarının değerlendirilmesinde hatalar meydana getirebilmektedir (37).

Şimdilik sadece hava heterojenitesinin incelendiği çalışmamızda; 13, 18 ve 22mm çap uzunluklarında içi boş (hava) polipropilenden yapılmış silindirik aparatların her biri ayrı ayrı özel olarak hazırladığımız düzenek içersinde belirlediğimiz normalizasyon noktasına 700 cGy dozla ışınlanarak hava boşluğunun doz dağılımına etkisi değerlendirilmiştir. Bu işlem farklı hacimlere sahip aparatların her biri için üçer film üzerinden, aparatların çap uzunluklarına bağlı olarak kateterin merkezinden başlayarak 2mm aralıklarla farklı mesafelerde yüzdesel doz ölçümleri alınarak gerçekleştirilmiştir. Fakat aparatların film içersine yerleştirilmesi için açılan yuvaların yapımı esnasında önlenemeyen çok küçük film hasarlarından dolayı yakın mesafelerde yüzdesel doz ölçümleri değerlendirilmeye katılmamıştır.

13mm çap uzunluğuna sahip aparat için değerlendirmeler; ölçümler –X yönünde kateterin merkezinden 2,8cm uzaklıktan başlayarak 2mm aralıklarla 4,6cm mesafeye kadar 10 farklı noktada alınmıştır. Işınlanan 1. film için hava boşluğunun ve doku eş değerinin olduğu durumlarda belirlenen mesafelerde ayrı ayrı yüzde doz değişimlerine bakılıp aynı mesafelerde yüzde doz değerlerinin farkı alınıp, bu farkların ortalaması hesaplanmıştır. Elde edilen değer %1,69 olup yüzde doz değerleri hava boşluğunun bulunduğu ortamda daha yüksek çıkmıştır. Benzer işlemler diğer iki film için de gerçekleştirilerek, 2. film için %2,16, 3. film için %2,03 değerleri bulunmuştur. Değerlerin birbirinden farklı çıkmasının sebepleri aparatların filmler içersine yerleştirilmesi için açılan yuvaların yapımı esnasında verilen film hasarı, filmlerin hazırlanan düzeneklere yerleştirilmesi esnasındaki farklılıklar olabilir. Bu üç filmin her iki ortam için aynı mesafelerdeki yüzde doz farkının ortalaması %1,97 olarak ölçülmüştür. Sonuç olarak her film içinde yüzde doz değerleri benzer mesafelerde hava boşluğunun bulunduğu ortam için yüksek bulunmuştur.

18mm çap uzunluğuna sahip aparat için değerlendirmeler; ölçümler –X yönünde kateterin merkezinden 3cm uzaklıktan başlayarak 2mm aralıklarla 4,8cm mesafeye kadar 10 farklı noktada alınmıştır. Bu aparat için ışınlanan filmlerden her iki ortamdan alınan yüzde doz değerleri farkı sırasıyla, 1. film için %2,8, 2. film için %3,3, 3. film için ise %2,8’tir. Değerlerin farklılığının sebebi olarak 13 mm çap

uzunluğuna sahip aparat için belirtilen nedenler gösterilebilir. Bu u filmin her iki ortam içinde aynı mesafelerdeki yüzde doz farkının ortalaması %2,97 olarak ölçülmüştür ve diğer düzeneklerle benzer sonuçlar elde edilmiş olup, yüzde doz değerleri benzer mesafelerde hava boşluğunun bulunduğu ortam için yüksek bulunmuştur.

22mm çap uzunluğuna sahip aparat için değerlendirmeler; lmler –X yönünde kateterin merkezinden 3,6cm uzaklıktan başlayarak 2mm aralıklarla 4,8 cm mesafeye kadar 7 farklı noktada alınmıştır. Benzer işlemler bu düzenek üzerinden de gerçekleştirilerek, ışınlanan her bir film için iki ortamdan alınan yüzde doz değerleri farkı sırasıyla, 1. film için %2,14, 2. film için %2,24, 3. film için ise %2,31’tir. Değerlerin farklılığının sebebi diğer aparatlar için belirtilen nedenler gösterilebilir. Bu u filmin her iki ortam içinde aynı mesafelerdeki yüzde doz farkının ortalaması %2,22 olarak ölçülmüştür ve diğer düzeneklerle benzer sonuçlar elde edilmiş olup, yüzde doz değerleri benzer mesafelerde hava boşluğunun bulunduğu ortam için burada da yüksek olarak belirlenmiştir.

Zabihdeh ve arkadaşlarının Monte Carlo simülasyonları aracılığıyla yaptıkları çalışmalarında hava heterojenitesini kaynaktan sırasıyla 0.5, 1, 2 ve 3 cm’lik uzaklıklara yerleştirilerek, hava heterojenitesindeki dozun su heterojenitesine karşılık gelen değerine oranları için elde edilen değerleri sırasıyla 0.95, 0.95, 0.96 ve 0.96 olarak belirlemişlerdir. Hava heterojenitesinin yerleştirilmesinden sonra dozların sırasıyla %9.11-10.2, %9.11-10.0, %8.62-10.08 ve %8.5-10.07 oranında arttığını saptamışlardır (38).

Terribilinet ve ark. alışmalarında, kaynaktan 1 cm’lik uzaklıktaki hava heterojenitesi arkasındaki dozu sudaki karşılık gelen değerinden %7 daha yüksek olarak belirlemişler (39).

Chandolaet ve çalışma arkadaşları benzer bir durumda heterojeniteler arkasındaki karşılık gelen dozları %5.5-6.5 daha yüksek ve su fantomundaki değerlerden ise %4.5-5 daha düşük olduğunu saptamışlardır (40).

Graf ve arkadaşları göğüs brakiterapisinde cilde yakın kısımlar için kullanılan TG-43 formülü ile kıyaslamak üzere farklı tedavilerde dozimetrideki materyal heterojenitelerinin etkilerini incelemişlerdir. Sonuçlara göre; heterojen durumlardaki

doz su-hava arayüzünden 2 mm nin üstündeki uzaklıklar için %10'a kadar değişim göstermektedir. Su-hava arayüzünden 2 mm'nin altındaki mesafelerde ise doz farklılığı homojen durumlar ile kıyaslandığında %30 civarındadır (41).

Bizim ve literatürlerde yapılan benzer çalışmalar arasındaki sonuçların farklılığı yapılan tekniklerden kaynaklandığı düşünülmektedir. Yapılan tüm çalışmalarda hava dokusunun bulunduğu ortamlarda dozun doku ortamına göre arttığı görülmüştür.

Doz sonuçlarımıza bakıldığında değerlerin klinik doz tanımlamalarında belirtilen tolarans sınırlarının içinde kaldıkları görülmektedir.

Bir sonraki çalışmamızda kemik ve akciğer heterojenitelerinin doz dağılımlarına etkileri araştırılacaktır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Brakiterapi de tedavi planlaması yapılırken temel amaç tümöre iletilen dozun maksimize edilmesi ve çevredeki sağlıklı dokuların aldığı dozun minimize edilmesidir. Hastanın tedavisinde doğru bir şekilde doz hesaplaması hayati önem taşımaktadır; çünkü fraksiyon başına iletilen dozlar fazladır ve doz dağılımındaki belirsizlikler normal dokulara gereksiz dozlar iletilmesine sebep olacaktır. Güncel TPS dozimetri algoritmaları homojen suda tek kaynak doz dağılımlarının süperpozisyonuna dayanmaktadır. Birçok araştırmacı hastadaki inhomojen yapıların etkisinden kaynaklanan belirgin doz hesaplama hatalarına değinmişlerdir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre, brakiterapi uygulamalarında tedavi alanı içerisinde bulunan hava boşluğuna bağlı olarak doku ortamına göre benzer mesafelerde yüzde doz değerlerinde artış görülmüştür. AAPM TG-43 protokolüne uygun olarak brakiterapide kullanılan radyoaktif kaynakların dozimetrisinde hava boşlukları gibi heterojenitelerin eksikliğinden dolayı homojen bir su fantomu kullanımı; hava boşluğu içinde ve arkasındaki en düşük ve en yüksek dozların tahmininde hatalarla sonuçlanacaktır. Çünkü fotoelektrik etki olasılığı atom numarasının küpü ile doğru orantılı ve enerjinin küpü ile de ters orantılıdır. Doz tahmininde özellikle kaynak çevresinde heterojenite etkilerinin kullanılacak olan tedavi planlama yazılımlarında AAPM TG43 protokolüne göre değerlendirilmesi tavsiye edilmektedir. Ayrıca dozun hassas bir şekilde tahmin edilebilmesi için gerekli düzeltme faktörlerinin uygulanması tavsiye edilmektedir.

Bu çalışmada elde edilen sonuçlar, hava boşluğunun doz dağılımı üzerindeki etkisini ve kliniğimizde bulunan brakiterapi cihazının modellendiği tedavi planlama sistemi kullanılarak hazırlanan planlamaların uygulanabilir olduğunu göstermiştir. Ancak dozun hassas bir şekilde tahmin edilebilmesi için hava boşluklarının doza etkisinin göz önünde bulundurulması önerilmektedir.

7. KAYNAKLAR

1. Karaçam ÇS. Yüksek Doz Hızlı (HDR) Brakiterapi Uygulamalarının Kalite Kontrolünde Gafkromik Film Kullanımının Araştırılması. Doktora Tezi. İstanbul, 2007.
2. İmren S. Baş Boyun Tedavisinde Hava Boşluklarının Doz Dağılımlarına Etkisinin Araştırılması. Yüksek Lisans Tezi. İstanbul, 2008.
3. Alkan NÖ. Homojen Olmayan Vücut Yapıları İçin Üç Boyutlu Tedavi Planlama Algoritmalarının Dozimetrik Olarak Karşılaştırılması. Yüksek Lisans Tezi. Ankara, 2006.
4. Çakar İ. Ir-192 Brakiterapi Kaynaklarının Doz Değerlerinin Ortam Geometrisine Bağlılığının Monte Carlo Yöntemiyle İncelenmesi. Yüksek Lisans Tezi. Manisa, 2007.
5. Seyrek E. Radyoizotopların Üretimi ve Radyoterapide Kullanılması. Lisans Tezi. Ankara, 2007.
6. Bayram S. Düşük Doz Hızlı Brakiterapi Kaynaklarının Etrafındaki Doz Dağılımına Etki Eden Faktörlerin Monte Carlo Tekniği Kullanılarak İncelenmesi. Doktora Tezi. İzmir, 2014.
7. Nag S, Chao C, Erickson B. The American Brachytherapy Society recommendations for low-dose-rate brachytherapy for carcinoma of the cervix. International Journal of Radiation Oncology Biology Physics 2002;52:33-48.
8. Akine Y, Arimoto H, Ogino T. High-dose-rate intracavitary irradiation in the treatment of carcinoma of the uterine cervix: early experience with 84 patients. International Journal of Radiation Oncology Biology Physics 1988;14:893.
9. Girinsky T, Rey A, Roche B. Overall treatment time in advanced cervical carcinomas: a critical parameter in treatment outcome. International Journal of Radiation Oncology Biology Physics 1993;27:1051.
10. Lanciano RM, Pajak TF, Martz K. The influence of treatment time on outcome for squamous cell cancer of the uterine cervix treated with radiation: a patterns-of-care study. International Journal of Radiation Oncology Biology Physics 1993;25:391.
11. Petereit DG, Sarkaria JN, Chappell RJ. Perioperative morbidity and mortality of high-dose-rate gynecologic brachytherapy. International Journal of Radiation Oncology Biology Physics 1998;42:1025.

12. Muller R, Runkel R. Measurement of dosimetric parameters for the Alphaomega high-dose-rate iridium-192 source. *Medical Dosimetry* 2005;30(3):139-142.
13. Milli Eğitim Bakanlığı. Radyoloji, Radyoterapi Uygulama Planı. Ankara, 2012.
14. Yılmaz B, Ünsal M. Brakiterapi. *Okmeydanı Tıp Dergisi* 2013;29:35-40.
15. Algül E. Jinekolojik Tümörlerde Yüksek Doz Hızlı Brakiterapi Tedavisinde Mesane ve Rektum Dozlarının Deneysel Olarak Ölçülmesi ve Bilgisayar Hesaplarıyla Karşılaştırılması. Yüksek Lisans Tezi. İstanbul, 2007.
16. Dose and Volume Specifications for Reporting Intracavitary Therapy in Gynecology. ICRU Report 38. International Commissions on Radiation Units and Measurements. Bethesda, 1985.
17. Bayraktar D. Larenks Hava Boşluğunun Co-60 ve 6MV Foton Işınları için Etkisinin İncelenmesi. Yüksek Lisans Tezi. Kayseri, 2011.
18. Yaray K, Küçük H, Yıldız G. O, Bilge H. Co-60 Teleterapi Cihazı ile Yapılan Tedavilerde Doku Kompansatörü Tasarlanması ve Buna Bağlı Doz Dağılımı Etkisinin Araştırılması. *Türk Onkoloji Dergisi* 2009;24:21-30.
19. Alkan NÖ. Homojen Olmayan Vücut Yapıları İçin Üç Boyutlu Tedavi Planlama Algoritmalarının Dozimetrik Olarak Karşılaştırılması. Yüksek Lisans Tezi. Ankara, 2006.
20. Sayılğan T. Larenks Skuamöz Hücreli Karsinomunda Cox-2 Ekspresyonunun Önemi. Uzmanlık Tezi. İstanbul, 2006.
21. Azam NR, Harter KW, Thobejone S, Bertrant K. Air Cavity Effects on The Radiation Dose to The Larynx Using Co-60, 6 MV and 10 MV Photon Beam. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics* 1994;29:1139-1146.
22. Microselectron User Manuel.
23. Kınır İ. Cyberknife Robotik Radyocerrahi Sisteminin Değişebilir Açıklıklı İris Kolimatörünün Dozimetrik Parametrelerinin Araştırılması. Yüksek Lisans Tezi. İstanbul, 2013.
24. Canbolat A. Cyberknife Robotik Kollu Lineer Hızlandırıcı Cihazında kV Görüntü Alma Sıklığının Tüm Vücudun Aldığı Radyasyon Dozuna Etkisi. Yüksek Lisans Tezi. Ankara, 2012.
25. American Association of Physicists in Medicine (AAPM), Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55. *Medical Physics* 1998;25:2093-2115.

26. Sankar A, Komanduri M, Nehru R, Kurup G, Muralı V, Enke, C. Comparison of Kodak EDR2 and Gafchromic EBT film for intensity modulated radiation therapy dose distribution verification. *Medical Dosimetry* 2006;31(4):273-282.
27. Ertürk EM. Film Dozimetre ve İki Boyutlu İyon Odası Kullanılarak Oluşturulan Doz Haritalarının Tedavi Planlama Sisteminden Elde Edilen Doz Haritaları ile Karşılaştırılması. Yüksek Lisans Tezi. Ankara, 2008.
28. Devic S, Seuntjens J, Sham E, Podgorsak EB, Schmidllein RC, Kirov S. Precise radichromic film dosimetry using a flat-bed document scanner. *Medical Physics* 2005;32(7):224-225.
29. Oncentra User Manuel, 2014.
30. Gafchromic EBT3 Scan Handling Guide, 2011.
31. Epson Perfection V750-M Pro Scanner User Guide, 2008.
32. IBA OmniPro I'mRT Pre-treatment Plan Verification User Guide.
33. Podgorsok EB. Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Austria; 2003.
34. Schumer W, Fernando W, Carolan M, Wong T. Verification of Brachytherapy dosimetry with radiochromic film. *Medical dosimetry* 1999;24(3):197-203.
35. Tsao ST, Duckworth TL, Zhang C, Patel NS, Pisch J, Shih JA et. al. Dose Response Characteristics of New Models of Gafromic Films: Dependence on densimeter light source and radiation energy. *Medical Physics* 2004;31(9):2501-2508.
36. Kutcher GY, Coin L, Gillin M, Hanson WF, Leibel S. Comprehensive QA for Radiation Oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40. *Medical Physics* 1994;21(4):581-618.
37. Rivard MJ, Coursey BM, DeWerd LA, Hanson WF, Huq MS, Ibbott GS et. al. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. *Medical Physics* 2004;31(3):633-674.
38. Zabihzadeh M, Yadollahpour A, Kargar L. The Effects of Tissue Heterogeneities on Dose Distribution of Iridium-192 Source in Brachytherapy Treatments. *Biomedical & Pharmacology Journal* 2013;6(2):205-213.
39. Terribilini D, Manser P, Frei D, Volken W, Mini R, Fix M. Implementation of a brachytherapy Ir-source in an in-house system and comparison of simulation results with EGSnrc, VMC++ and PIN. *Journal Physics: Conference Series*; IOP Publishing, 2007.

40. Chandolaet R, Tiwari S, Kowar M, Choudhary V. Effect of inhomogeneities and source position on dose distribution of nucletron high dose rate Ir-192 brachytherapy source by Monte Carlo simulation. Journal of cancer research and therapeutics 2010;6(1):54
41. Graf M, Scanderbeg D, Yashar C, Jiang S. Monte Carlo Dose Comparison Assessing Material Inhomogeneity Effects in Breast Brachytherapy. Medical Physics 2010;37(6):1



EKLER

ÖZGEÇMİŞ

2005 yılında İzmir Yüksek Teknoloji Enstitüsü Fen Fakültesi Fizik Bölümünü kazandım. 2012 yılında lisans eğitimimi bitirdikten sonra, 2013 yılında Ege Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü'ne bağlı Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Sağlık Fiziği programında yüksek lisans eğitimi almaya başladım. Burada ki eğitimime halen devam etmekteyim.

E-posta adresi : bahadircelik1@gmail.com

