

**T.C.  
TRAKYA ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
SAĞLIK FİZİĞİ ANABİLİM DALI  
YÜKSEK LİSANS PROGRAMI**

Tez Yöneticisi  
Prof. Dr. M. Cem UZAL

**BÖLÜNMÜŞ IMRT ALANLARININ BİRLEŞİM  
BÖLGELERİNDEKİ DOZ DAĞILIMININ FARKLI  
DOZİMETRİK YÖNTEMLERLE ARAŞTIRILMASI**

(Yüksek Lisans Tezi)

**Leyla SÜNCAK**

**Referans no: 10083646**

EDİRNE – 2015

**T.C.  
TRAKYA ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
SAĞLIK FİZİĞİ ANABİLİM DALI  
YÜKSEK LİSANS PROGRAMI**

Tez Yöneticisi  
Prof. Dr. M. Cem UZAL

**BÖLÜNMÜŞ IMRT ALANLARININ BİRLEŞİM  
BÖLGELERİNDEKİ DOZ DAĞILIMININ FARKLI  
DOZİMETRİK YÖNTEMLERLE ARAŞTIRILMASI**

(Yüksek Lisans Tezi)

**Leyla SÜNCAK**

**Destekleyen kurum:**

**Tez no:**

EDİRNE – 2015

T.C.  
TRAKYA ÜNİVERSİTESİ  
Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürlüğü

O N A Y

Trakya Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fiziği Anabilim Dalı yüksek lisans programı çerçevesinde ve Prof.Dr.M. Cem UZAL danışmanlığında yüksek lisans öğrencisi Leyla SÜNCAK tarafından tez başlığı “BÖLÜNMÜŞ IMRT ALANLARININ BİRLEŞİM BÖLGELERİNDEKİ DOZ DAĞILIMININ FARKLI DOZİMETRİK YÖNTEMLERLE ARAŞTIRILMASI” olarak teslim edilen bu tezin tez savunma sınavı 31/07/2015 tarihinde yapılarak aşağıdaki jüri üyeleri tarafından “Yüksek Lisans Tezi” olarak kabul edilmiştir.

Prof.Dr. M. Cem UZAL  
Jüri Başkanı

Doç. Dr. Tammam SİPAHİ  
Üye

Prof.Dr. Hatice BİLGE  
Üye

Yukarıdaki imzaların adı geçen öğretim üyelerine ait olduğunu onaylarım.

Doç. Dr. Tammam SİPAHİ  
Enstitü Müdürü

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince desteğini esirgemeyen değerli tez yöneticim ve Anabilim Dalı başkanımız Prof.Dr. M. Cem UZAL'a,

Çalışmamın her aşamasında bilgi ve tecrübeleriyle beni destekleyen ve emeğini esirgemeyen değerli hocam Prof.Dr. Hatice BİLGE'ye,

Yüksek lisans eğitimim boyunca katkılarından dolayı hocalarım Prof.Dr. Gönül KEMİKLER, Doç.Dr. İsmail ÖZBAY'a ayrıca Dr. Aydın ÇAKIR, Dr. Murat OKUTAN,'a ve çalışmamın her kademesinde yanımda olan ve destek veren değerli arkadaşım Fiz.Uzm. Nazmiye DÖNMEZ'e,

Sevgili çalışma arkadaşlarım Fiz.Uzm. Canan KÖKSAL, Ümmühan NURHAT KALAFAT ve Fiz.Uzm. Uđur AKBAŞ'a Trakya Üniversitesi Öğretim Görevlisi Dr. Şule PARLAR ve Fiz.Uzm. Mustafa DOĐAN'a,

Sevgi ve desteklerini yanımda hissettiğim canım aileme sonsuz teşekkür ederim.

## İÇİNDEKİLER

<b>GİRİŞ VE AMAÇ</b> .....	1
<b>GENEL BİLGİLER</b> .....	3
<b>RADYOTERAPİNİN GENEL TANIMI VE TARİHÇESİ</b> .....	3
<b>LİNEER HIZLANDIRICILAR</b> .....	4
<b>RADYOTERAPİ TEDAVİ TEKNİKLERİ</b> .....	12
<b>TEDAVİLERİN DOĞRULANMASI</b> .....	22
<b>GEREÇ VE YÖNTEMLER</b> .....	30
<b>BULGULAR</b> .....	42
<b>TARTIŞMA</b> .....	63
<b>SONUÇLAR</b> .....	69
<b>ÖZET</b> .....	71
<b>SUMMARY</b> .....	73
<b>KAYNAKLAR</b> .....	75
<b>ŞEKİLLER LİSTESİ</b> .....	79
<b>ÖZGEÇMİŞ</b> .....	83
<b>EKLER</b>	

## SİMGE VE KISALTMALAR

<b>BT</b>	: Bilgisayarlı Tomografi
<b>CBCT</b>	: Cone Beam Computerized Tomography
<b>CTV</b>	: Clinical Target Volume
<b>DMLC</b>	: Dynamic Multileaf Collimator
<b>DRR</b>	: Digitally Reconstructed Radiography
<b>DTA</b>	: Distance To Agreement
<b>DVH</b>	: Doz Volüm Histogram
<b>GTV</b>	: Gross Tumor Volume
<b>HVL</b>	: Half Value Layer
<b>IMAT</b>	: Intensity Modulated Arc Therapy
<b>IMRT</b>	: Intensity Modulated Radiation Therapy
<b>ITP</b>	: Inverse Treatment Planning
<b>kV</b>	: Kilovoltaj
<b>MLC</b>	: Multileaf Collimator
<b>MU</b>	: Monitör Unitesi
<b>MV</b>	: Megavoltaj
<b>PTV</b>	: Planning Target Volume
<b>QA</b>	: Quality Assurance
<b>RT</b>	: Radyoterapi
<b>SAD</b>	: Source Axis Distance
<b>SMLC</b>	: Static Multileaf Collimator
<b>SPSS</b>	: Statistical Package for the Social Sciences

<b>SSD</b>	: Source Skin/Surface Distance
<b>TLD</b>	: Termolüminesans Dozimetri
<b>TPS</b>	: Tedavi Planlama Sistemi
<b>VMAT</b>	: Volumetric Modulated Arc Therapy
<b>%DD</b>	: Yüzde Derin Doz
<b>2D-Array</b>	: 2 Dimension Array
<b>3BKRT</b>	: 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi

## GİRİŞ VE AMAÇ

Radyoterapi (RT) iyonlaştırıcı radyasyonlarla yapılan bir tedavi şeklidir. 1895'te Röntgen tarafından keşfedilmesinden hemen sonra X-ışınları kanser tedavisinde kullanılmaya başlanmıştır. 1950'li yıllarda eksternal RT için geliştirilen megavoltaj (MV) X-ışını üreten lineer hızlandırıcılar (linak), günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadır. Bilgisayarlı doz hesaplama algoritmalarındaki ve cihaz teknolojilerindeki yeniliklerle birlikte 2-boyutlu tedavilerin yerini, 1990'lı yıllardan sonra 3-boyutlu konformal RT (3BKRT) almıştır. 2000'li yıllarda çok yapraklı kollimatörlerin (Multileaf Collimator/MLC) geliştirilmesiyle yoğunluk ayarlı RT (Intensity Modulated Radiotherapy/IMRT) tekniğine geçilmiştir. MLC'lerin statik (S-MLC) modda segment oluşturduğu 'step-and-shoot' tekniği ve daha gelişmiş olan MLC'lerin dinamik (D-MLC) modda kullanıldığı 'sliding window' teknikleriyle uygulanmaktadır. D-MLC lif/yaprak hareketi yönünde S-MLC'ye göre daha yüksek rezolüsyon sağlayarak, hedef hacimde daha iyi bir konformalite ve homojen bir doz dağılımı sağlar (1,2).

Tedavi Planlama Sistemi (TPS), çalışmamızda kullanılan lineer hızlandırıcıya ait çok yapraklı kolimatör sisteminin cihaz üzerindeki konumunun izomerkeze yakın olması (kaynaktan en uzak konumdaki kollimatörler olarak) ve aynı bank (aynı taraf) üzerinde bulunan, en gerideki ve en ilerideki MLC'ler arasındaki mesafenin 15 cm'den fazla olamamasından dolayı 15 cm'den büyük IMRT alanlarını iki ya da daha fazla alt alana bölerek hesaplamaktadır.(3) Ancak bölünerek oluşturulan alanların tedavisinde, kesişim bölgelerinde TPS'nin belirlediğinden farklı doz dağılımlarının oluşma riski vardır. (1). Bu çalışmada, genişlikleri 15 cm'den büyük 7 IMRT alanı bir bütün olarak ve bunların ikiye bölünmesiyle birbirlerini tamamlayan ikili alanlar şeklinde oluşan 14 alt IMRT alanı, TPS'de



planlandı. Toplam 21 plana ait TPS'den alınan kalite kontrol (Quality Assurance/QA) planları dozimetri için fantom düzeneğine ve analiz yapılacak özel yazılımlı bilgisayara aktarıldı. Linakta fantomun 2D Array ve Gafchromic Filmler ile QA şartlarında ayrı ayrı ışınlanmasıyla elde edilen dozimetrik ölçümler, TPS'de hesaplanmış olan değerlerle gama-indeks analiz yöntemi kullanılarak karşılaştırıldı. Ayrıca bölünen alanların kesişim bölgelerinin profil eğrileri oluşturularak, doz dağılım analizleri yapıldı.

Bu çalışmadaki amacımız, Varian linak cihazında 'sliding window' tekniği kullanılarak planlanan bölünmüş IMRT alanlarının fantomda ışınlanmalarıyla, kesişim bölgelerinde oluşan doz dağılımlarını iki farklı dozimetrik sistem kullanarak araştırmaktır.

## GENEL BİLGİLER

### RADYOTERAPİNİN GENEL TANIMI VE TARİHÇESİ

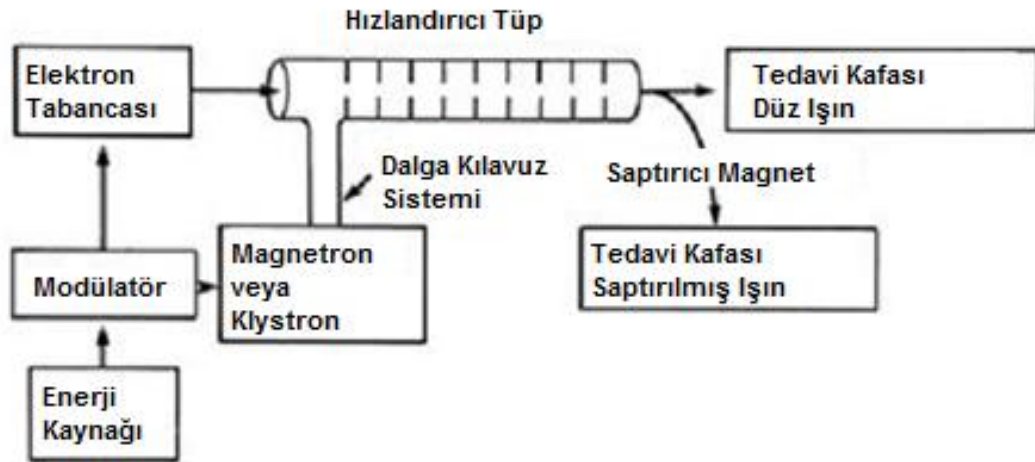
İyonlaştırıcı radyasyonun maddeyle gerçekleştirdiği etkileşim sonucu, atom ve moleküllerden elektronların kopmasıyla iyonlaşma meydana gelir. Bu şekilde fiziksel bir etkiyle ortamda oluşan pozitif ve negatif iyonlar ya direk olarak ya da bir dizi kimyasal reaksiyon sonucu dolaylı bir biyolojik etki yaratır. Hücre zarı, organelleri ve özellikle DNA molekülünün hasara uğraması ile sonuçlanan bu etki, kromozomlarında kopma, kırılma ve aberasyonla gen mutasyonlarına neden olabilir. Klinikte uygulanan düşük fraksiyon dozundaki tedavilerde esas etki DNA üzerinde görülür. DNA'sı hasar gören hücrelerin bir kısmı hasarı tamir ederek yaşamına devam ederken, diğer bir kısmı ise hasarı tamir edemediğinden ilk bölünmede (ya da birkaç bölünmeden sonra) ölür. Fraksiyonlar arasında normal hücreler DNA hasarlarını, tümör hücrelerinden daha yüksek oranda onarabilirler. Tedavinin ilerlemesiyle artan dozlarda DNA hasarının birikerek neden olduğu hücre ölümleri, tümörlerde normal dokulardan daha önce ve daha yüksek oranda görülür. İyonlaştırıcı radyasyonların bu özelliği, RT'nin kanser tedavisinde önemli bir tedavi yöntemi olarak kullanılmasına yol açmıştır (4).

1895'te Almanya'da Röntgen tarafından X-ışınlarının keşfinden 1 yıl sonra ABD'de Grubbe tarafından bir meme kanseri hastasına ilk radyasyon tedavisi uygulanmıştır. Önceleri Röntgen tüplerinden elde edilen ve maksimum dozun ciltte oluşması nedeniyle derin tümörlerde yeterli doza ulaşamayan kilovoltaj X-ışını tedavilerinin yerini önce kaynak olarak radyoaktif kobalt-60 kullanılan ve 1.25 MV enerjisinde gama ışını veren cihazlar almıştır. Daha sonra 1952 yılında ilk defa fizik araştırmaları için Stanford Kaliforniya'da geliştirilen ve medikal amaçla ilk uygulamanın 1953'te Londra Hammersmith hastanesinde

yapıldığı megavoltaj X-ışını üreten linak cihazları kullanılmaya başlamıştır. Bilgisayarlı Tomografi (BT) cihazı yine ilk olarak İngiltere’de 1971’de kullanılmıştır. MLC teknolojisinin geliştirilmesiyle 1990’da ABD’de ilk IMRT tedavisi uygulanmış, 2000’den sonra ise ileri teknolojik yöntemler sayesinde görüntü kılavuzluğunda RT (Image-Guided Radiotherapy/IGRT), radyocerrahi ve stereotaktik beden RT tedavilerine geçilmiştir (5).

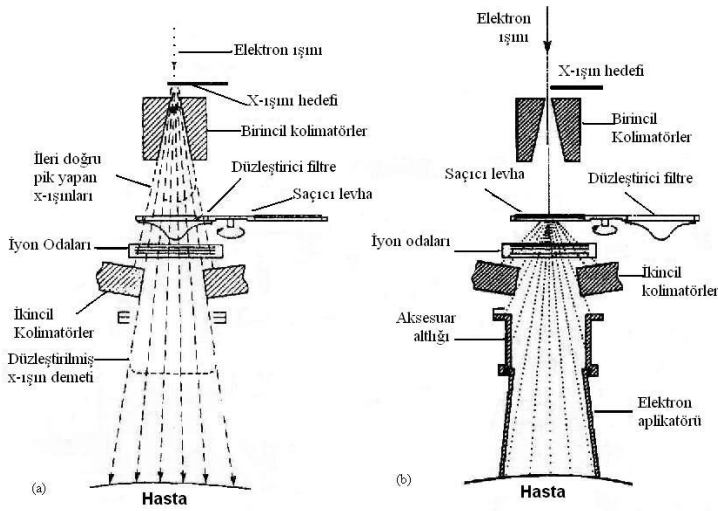
## LİNEER HIZLANDIRICILAR

Megavoltaj X-ışını elde edilebilen linaklar ile yapılan derin tedavilerde, önemli bir cilt koruyucu etki (skin sparing effect) söz konusudur. Daha önceleri doz kısıtlayıcı olan cilt reaksiyonları sorun olmaktan çıkmış, kobalt cihazlarından daha iyi bir cilt koruması elde edilmiştir. İlk linak tasarımı 1928 yılında İsveçli fizikçi Wideröe tarafından yapıldı. 1930’lu yılların sonunda çok kısa dalga boylu radyofrekans ossilatörleri geliştirilerek elektron hızlandırılmasında kullanıldı. Böylece yüksek enerjide elektron ışını ve dolayısıyla X-ışını üretebilen linaklar yapılabildi. Linak cihazında röntgen tüpünde olduğu gibi hızlandırılan elektronlar tungstenden yapılmış bir hedefe çarptırılarak X-ışınları oluşturulur. Yüksek ısılara ulaşan hedefin tungsten olarak seçilmesinin nedeni, erime sıcaklığının yüksek olması ve daha önemlisi yüksek atom ağırlığı sayesinde elektron enerjisi arttıkça ısı veriminin tersine X-ışını veriminin artmasıdır (~% 35-95). Yüksek enerjili X-ışın verimi, disk şekilli hedefin diğer tarafında daha yüksek olduğundan, X-ışını çıkışı da elektron demetinin geldiği doğrultudadır ve hedef düşük enerjili X-ışınlarını filtre eden bir transmisyon filtresi görevi de görür (Şekil 1) (7).



Şekil 1. Linak cihazının şematik gösterimi

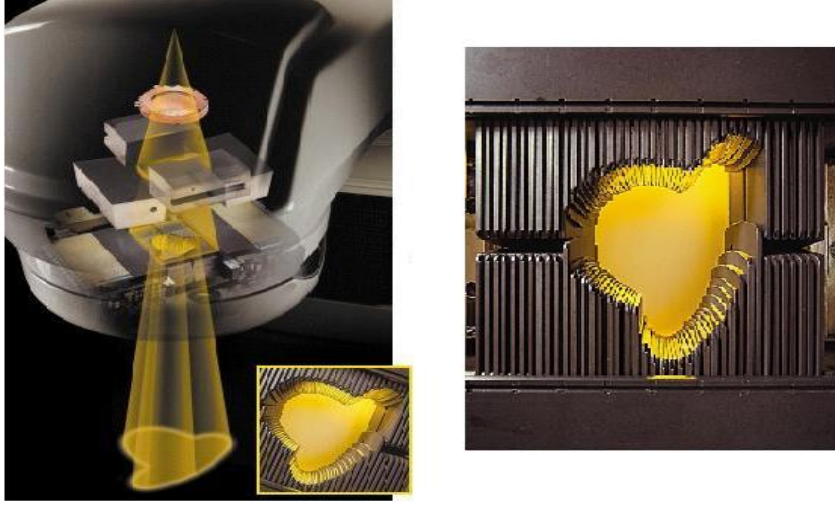
Genel olarak bir linak yapısı şöyledir: Enerji kaynağı (power supply) alternatif şehir elektriğinden modülatöre, doğru akım sağlar. Modülatör yüksek voltajda elektrik atımları (puls) üreterek birkaç mikrosaniye gibi kısa aralıklarla hidrojen thyatron tüpünü tetikler. Bu sinyaller magnetrona (ya da klystrona) ve elektron tabancasına eşzamanlı olarak gönderilir. Magnetron mikrodalga üreten bir cihazdır, yüksek güçlü bir osilatör gibi çalışır ve gelen sinyalle birkaç mikrosaniye aralıklarla mikrodalga sinyalleri oluşturur. Klystron ise mikrodalga üretmez, bir amplifikatör gibi düşük güçlü osilatörden gelen mikrodalğanın genliğini yükseltir. Magnetron veya klystronda üretilen mikrodalgalar bir dalga kılavuzu yardımıyla elektrik alanında elektrod gibi davranan bakırdan yapılmış, yalıtımlı hızlandırıcı tüpe aktarılır. Her sinyal içindeki mikrodalğanın frekansı 3000 MHz'dir. Elektronların pulslara uygun olarak kümeler halinde tabancadan çıkış (hızlandırıcı tüpe giriş) enerjisi 50 keV dur. Bu elektronlar vakum altındaki tüp içinde (hava ile etkileşime maruz kalmadan) odacıklara elektronların geçişi ile eşzamanlı olarak iletilen mikrodalgaların yarattığı sinizoidal elektrik alanın itmesi (elektronların hızlarını arttırması) ile, tüp eksenini boyunca yer alan milimetrik açıklıkta doğrusal olarak hızlanarak daha yüksek (megavoltaj) enerjilere çıkarılır. Hızlandırma esnasında elektronları demet halinde toplamak ve hedef üzerine ince bir huzme şeklinde yönlendirmek için tüp etrafına magnetik alan yaratan fokuslayıcılar yerleştirilmiştir. 6 MeV'den düşük elektron hızlandırıcı tüpler, oda zeminine dik yerleştirilebilecek kadar kısadır (<50 cm) ve ışınlar hızlandırma yönünde masaya dik olarak elde edilirler. Daha yüksek foton enerjisi üreten hızlandırıcılarda ise hızlandırıcı tüp daha uzun olup, oda zemine yatay olarak yerleştirilmek zorundadır. Elektron huzmesi tüp çıkışında 270° ya da 90° saptırıcı magnetlerle önce zemine dik hale getirilir. Tedavi moduna göre, elektronların çıkış penceresine doğrudan yönlendirilmesi ile elektron ışınları, ya da tungsten hedefe çarptırılmaları ile X-ışınları elde edilir (Şekil 2). Hızlandırıcı tüpü ve ışınların elde edildiği tedavi kafasını taşıyan gantri, kendi rotasyon ekseninde dönerek kafadaki ışın kaynağını hastanın yatırıldığı masa etrafında bir merkez (izomerkez) etrafında 360° döndürür. Tedavi kafası foton modunda devreye giren tungsten hedef ve düzleştirici filtre, elektron modunda ince demeti yaymak için kullanılan saçıcı filtre (çok ince kurşun levha/folyo veya elektromanyetik alanda saçıcı filtre), doz ve doz hızı takibi için monitör iyon odaları, alan şekillendirmek için birincil ve ikincil kolimatörler (çene/jaw) ve ışın alanını görüntülemek için ışık-ayna sistemi gibi bölümler içerir. Kafa tasarımı linak marka ve modelleri arasında farklılık gösterebilir (6). Tüm kafa yapısının etrafı radyasyon sızıntısına karşı kurşun-tungsten alaşımlı bir zırh ile kaplıdır.



**Şekil 2. Linak cihazında (a) X-ışını, (b) elektron üretimi**

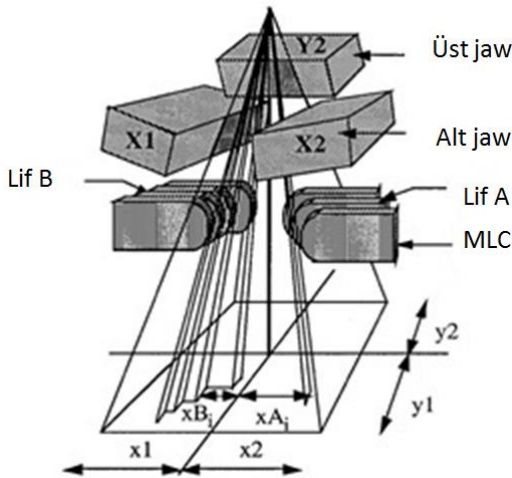
### **Çok Yapraklı Kolimatörler**

X (crossline) ve Y (inline) yönlerinde karşılıklı olarak yerleştirilmiş dikdörtgen şekilli konvansiyonel tungsten ilincil kolimatörler (çene/jaw), simetrik ve asimetrik hareket ederek sadece kare veya dikdörtgen alanlar oluşturabilir. Önceleri farklı geometrik şekilli alanlar oluşturmak için non-fokalize standart şekilli kurşunlar veya tedaviye özel her alan için ayrı olarak dökülen fokalize kurşun bloklar, tedavi kafasının altına takılan tepsiye sabitlenerek kullanılırdı. Günümüzde ise çok komplike olmamak şartıyla birçok durumda gerekli korumayı, bilgisayar kontrolü ile otomatik olarak TPS’de planlandığı gibi sağlayan MLC’ler geliştirilmiştir. Jaw’lar gibi tek bir metal blok yerine MLC’ler, X yönünde karşılıklı bağımsız hareket edebilen yan yana dizili küçük tungsten yaprakçıklardan (lif) oluşur (Şekil 3). MLC’ler hedef hacim (tümör veya yatağı  $\pm$  lokorejyonel lenfatikler) ve etrafındaki riskli organların şekline uygun olarak ışın alanının kolay ve hızlı şekillendirilmesini sağlar. Böylece hedef hacme gereken doz alan sayısı artırılarak verilirken, sağlıklı dokuların aldığı toplam ve maksimum dozlarda azalma elde edilir. Ancak düşük dozda ışınlanan sağlam doku hacminde bir artış kaçınılmazdır. MLC materyali olarak foton atenüasyonunu sağlayacak kadar yüksek yoğunluğa sahip, biçimi bozulmayacak kadar sert, ancak yuvarlatılabilecek kadar kolay işlenebilir, ileri-geri hareketlerin uzun vadede boyutlarını etkilemeyeceği kadar düşük esneme katsayılı ve çok pahalı olmayan bir malzeme olan tungsten kullanılmaktadır. Saf tungsten yoğunluğu  $19.3 \text{ gr/cm}^3$  iken tungsten alaşımlarının yoğunlukları  $17-18,5 \text{ g/cm}^3$  arasında değişmektedir. Saf tungsten nikel, bakır ve demir gibi elementlerle katkılandırılarak farklı kombinasyonlu tungsten alaşımları elde edilebilir (7).



**Şekil 3. Linak cihazında MLC yapraklarının görünüşü**

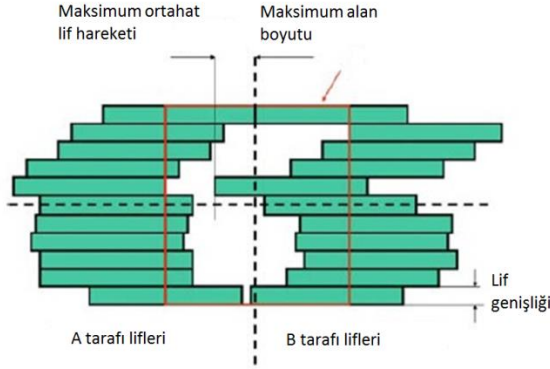
Tedavi planlama sisteminde hedef hacmin her alandan görülen (beam eye view) farklı şekline göre belli bir marjla belirlenen ışın alanları, TPS'ye bilgisayar ağı ile bağlı olan linak cihazında MLC'ler tarafından tedavide otomatik olarak oluşturulur. Bu şekilde oluşturulan ışın alanları 3BKRT'de olduğu gibi homojen tarzda (uniform) ışınlanabileceği gibi, dinamik IMRT'de olduğu gibi her bir lifin alan içinde bir yönden diğerine karşılıklı olarak farklı hızlardaki kayış hareketleri sırasında yapılacak non-uniform ışınlamalarla, ışın yoğunluğunun ayarlanması da mümkündür. Çalışmamızda kullandığımız linakta olduğu gibi MLC'ler jawların altında yer alabileceği gibi kaynağa en yakın konumda veya alttaki ( $X_1$  ve  $X_2$ ) jaw'larının yerini alacak şekilde de tasarlanmış olabilir (Şekil 4) (8).



**Şekil 4. Çalışmamızda kullanılan linak cihazında MLC, üst jaw ve alt jaw konumları**

## Çok Yapraklı Kolimatörlerin Geometrik ve Mekanik Özellikleri

Tedavi planlama sisteminde sanal olarak yapılan planlamanın tedavide doğru olarak gerçekleşmesi, MLC'lerin mekanik ve geometrik özellikleri ile doğrudan ilişkilidir (Şekil 5).



Şekil 5. MLC özellikleri

Multileaf Collimator'ün dozimetrik performansını belirleyen en önemli teknik parametreler şunlardır.

**Maksimum alan boyutu:** İki tür MLC vardır. Bunlardan ilki büyük alanlar için tasarlanmış ve linakların kafasına monte edilmiş  $40 \times 40$  cm<sup>2</sup> alan boyutuna sahip konvansiyonel MLC'dir. İkincisi ise genellikle mini veya mikro MLC olarak adlandırılan ve tedavi cihazının kafasına dışarıdan sabitlenebilen bir çerçeveye monte edilmiş, karakteristik olarak maksimum  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup> alan boyutuna sahip MLC tipidir.

**Lif genişliği:** Konvansiyonel MLC'ler genellikle izomerkezde 0.5 veya 1 cm'lik bir genişliği kaplarlar. İzomerkezdeki bu lif genişliği hedef volümün ne kadar konformal olarak (dar bir marjla) sarılabileceğini tayin eder. Bu genişlik lif hareketine dik olan Y-eksenindeki genişlik olup, hareket doğrultusundaki (X-ekseninde) pozisyon doğruluğu  $\pm 1$  mm'dir (9).

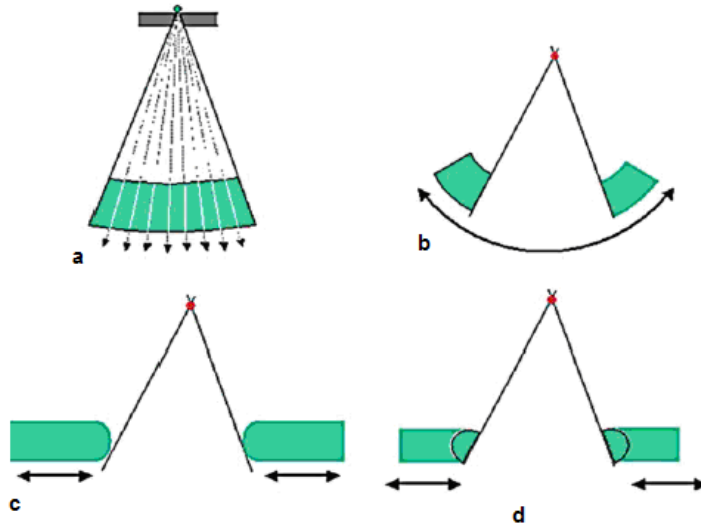
**Maksimum 'overtravel' mesafesi:** Overtravel bir lifin orta hattan ne kadar karşı tarafa geçebileceğini karakterize eden bir parametredir. Bu mesafenin büyük olması kompleks şekilli geniş hedef volümlerin tek alan içinde kapsanmasında ve IMRT'deki yoğunluğu modüle edilmiş alanların bir bütün olarak oluşturulmasında avantaj yaratmaktadır. Ancak uzun liflerin ağırlıkları fazladır, hızlarını ve pozisyonlarını mekanik olarak kontrol etmek güçtür. Ayrıca cihazımızda MLC'lerin jaw'ların altında kaynağa en uzak konumda yer alması nedeni ile bir lifin karşı tarafa geçebileceği mesafe, karşı tarafındaki lifin nereye kadar geri gidebileceğine bağlıdır. Dolayısıyla bu mesafe gantrinin çapı ile sınırlıdır (9).





## Çok Yapraklı Kolimatörlerin Fiziksel (Dozimetrik) Özellikleri

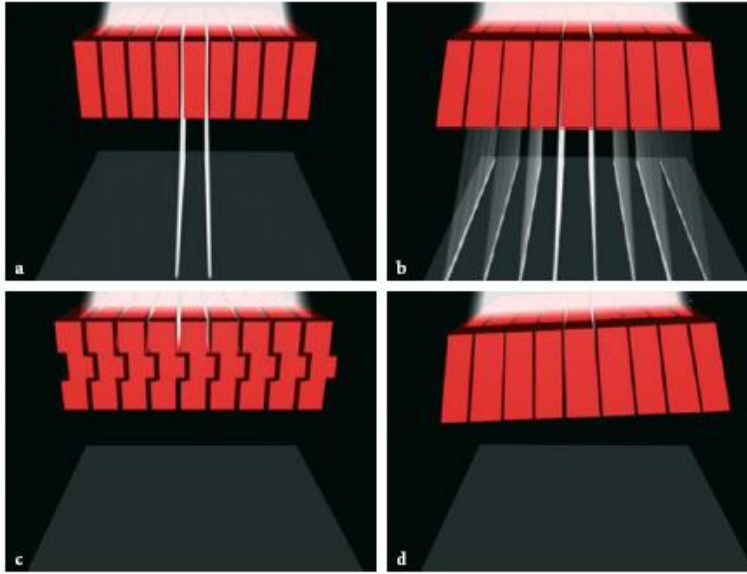
**Penumbra ve odaklama özellikleri:** Penumbra, belirli bir derinlik için alınan doz profilinde, %20 ve %80'lik izodoz hatları arasındaki mesafe olarak tanımlanır. Hedef volüm ve sağlıklı dokular arasında hızlı bir doz düşüşü oluşturmak için penumbra mümkün olduğunca dar (keskin) olmalıdır. Bu nedenle linak cihazının tasarımına bağlı olarak değişebilen penumbra, önemli bir parametredir. Penumbranın geometrik bileşeni kolimatör çenelerinin (jaw) kaynağa olan uzaklığına (ışınlanacak yüzeye yakınlığına) ve kaynağın çapına bağlıdır. Dar bir penumbra elde etmek için kaynağın çapı mümkün olduğunca küçük (yeni linaklarda 2-3 mm) olmalı, kaynak ve kolimatör arasındaki mesafe ise büyük olmalıdır. Penumbranın diğer bileşeni olan transmisyon penumbrası, kolimatörün ışın alanına bakan iç kenarının yapısına bağlıdır. Bu durum özellikle küçük alt alanlar (segmentler) kullanılan IMRT'de önemlidir (9). MLC'den oluşan X1 ve X2 kolimatörlerinde penumbranın en dar olacağı ideal durum, her lif pozisyonunda lif iç ve yan kenarlarının kaynağa (hem X hem de Y ekseninde) diverjan olmasıdır (double focused). MLC'lerde lif hareketi yönüne dik (Y-ekseninde) yan yüzdeki odaklama (Şekil 8 a) ve lif hareketi yönünde (X-ekseninde) iç kenardaki odaklama (Şekil 8 b, c, d) farklı yöntemlerle yapılabilir (10).



**Şekil 8. a) Lif hareketi yönüne dik yönde (Y-ekseninde) odaklama yapabilen diverjan kesitli trapezoid lif yapısı; b) X-ekseninde dairesel bir yolda hareket eden tam diverjans uyumlu lif yapısı, c) Yuvarlak iç kenarlara sahip kısmen diverjans uyumlu lif yapısı, d) Açılan kenarlara sahip tam diverjans uyumlu lif yapısı.**

Cihazımızda uçları yuvarlatılmış ışın diverjansına kısmen uyumlu, kabul edilebilir penumbraya sahip MLC'ler kullanılmaktadır (Şekil 8 c). Bu tip MLC'lerde penumbra lif pozisyonundan tamamen bağımsız değildir. Bu durum özellikle IMRT'de ( $3 \times 3 \text{ cm}^2$  ve altındaki) küçük segmentlerin ışınlanmasında önem kazanır ve lif pozisyonuna (X-yönündeki alan genişliğine) bağlı penumbradaki değişimlerin protokollere uygun olarak ölçülerek IMRT tedavilerine geçilmeden TPS'ye yüklenmesi gerekir (10,11).

**Lifler arası sızıntı:** Liflerin birbirine sürtünmesini engellemek için yan yüzleri arasında yaklaşık 0,1 mm'lik ince bir boşluk bulunur. Bu aralık ise %4'ün altında tutulması gereken bir radyasyon sızıntısına neden olur (Şekil 9a). Y-ekseninde görülen odaklama pozisyonunda bu durum, özellikle diverjans uyumu için trapezoid şekilli olarak tasarlanmış liflerde sorun yaratmaktadır (Şekil 9b). Cihazımızda ise lifler arası sızıntıyı minimum seviyede tutmak için Şekil 9c'de görülen 'tongue-groove' (dil-oyuk) tasarımı kullanılmıştır. Lifler arası sızıntıyı azaltmanın diğer bir yolu da Şekil 9d'de gösterildiği gibi tüm liflere ışın diverjansından hafif farklı bir eğim vermektir.



**Şekil 9. Lifler arası sızıntıyı engellemek için farklı lif tasarımları**

**Lif geçirgenliği:** MLC'lerin X-yönündeki ikincil kolimatörlerin (jaw) yerini aldığı modellerde, MLC kalınlığının dozu %5'in altına düşürecek veya 5 yarı değer kalınlığı/HVL kadar doz azalmasını/atenüasyonunu sağlayacak kalınlıkta olması gerekir. Bununla birlikte MLC'ler bağımsız hareket edebilen liflerden olduğundan, lifler arası sızıntı da dikkate alındığında bu ölçüde bir attenüasyon sağlamak güçtür. 5 HVL kriteri 6 MV X-ışını için

yaklaşık 5 cm kalınlığında tungsten alaşımla sağlanabilmektedir (10,10). MLC'nin daha az kalın olması mekanik hareketleri için avantaj getirdiğinden, bazı modellerde atenüasyonu sağlamak için MLC'lerle aynı yönde ilerleyerek en dışta kalan lif hizasında bloklayan normalden daha ince X1 ve X2 'back-up jaw'lar kullanılmaktadır.

## **RADYOTERAPİ TEDAVİ TEKNİKLERİ**

RT'de amaç, hedef hacimde tedavi dozunu homojen bir doz dağılımı ile uygularken, bu hacim çevresindeki sağlam dokuları, aldıkları dozları mümkün olan en düşük seviyede tutarak korumaktır. Teknolojinin ilerlemesi ve kullanılan cihazların gelişme göstermesi, RT'de yeni tekniklerin ortaya çıkmasına neden olmuştur. Geçmişte iki boyutlu tedavi uygulanırken, günümüzde hastaların aksiyel BT kesitleri üzerinde hedef hacimler konturlanarak (gerekirse Magnetik Rezonans/MR ve Pozitron Emisyon Tomografisi/PET füzyonu ile hedef hacimler daha iyi tanımlanarak) üç boyutlu tedaviler planlanabilmektedir. RT uygulamalarında iki tipte planlama ve set-up tekniği kullanılmaktadır: Kaynak-cilt/yüzey mesafesinin (linak izomerkez mesafesi olan) 100 cm'de sabit tutulduğu SSD (Source Skin/Surface Distance) tekniği ve kaynak-hedef hacim merkezi uzaklığının izomerkezde (100 cm'de) sabit tutulduğu SAD (Source Axis Distance) tekniği. Tüm ışın alanlarının ciltte aynı mesafede tanımlandığı SSD tekniğinin tersine, SAD tekniğinde set-up bir kere yapıldıktan sonra başka bir masa hareketine gerek kalmaz. Çok alanlı 3BKRT ve daha çok alandan ışınlamalar yapılan IMRT bu teknikle uygulanır. SSD mesafeleri ise bu teknikte sabit kalmamakta, alana göre değişmektedir. Doz planlamalarının gelişmiş algoritmalarla yapıldığı günümüzde bu durum bir sakınca yaratmamaktadır (12).

### **Konvansiyonel Radyoterapi**

Bu teknikte tedavi planlaması için, hastanın üzerine direk olarak çizim yapılan simülatör veya floroskopi cihazlarından yararlanılır. Işın alanlarının belirlenmesi için, tedavi cihazının özelliklerini ve hareketlerini taklit eden simülatör cihazları geliştirilmiştir. Simülatör cihazında diagnostik röntgen tüpü kullanılmaktadır. Simülasyon sırasında her ışın alanından alınan fluoroskopik görüntüler/direk grafiler iki boyutludur ve kemik dışında farklı yoğunluktaki yumuşak dokular arasında ayırım yapmak güçtür. Anatomik yapıların daha kolay lokalize edildiği karşılıklı simetrik iki (ön-arka) veya dört (2 yan ve ön-arka) alan SSD tekniği ile belirlenir. Hesaplamalar ışın merkezlerinin çakıştığı orta hatta (gerekirse alınan vücut konturunda izodozlar çizilerek) alan boyutlarına göre yapılır. Her alan için ışınlama

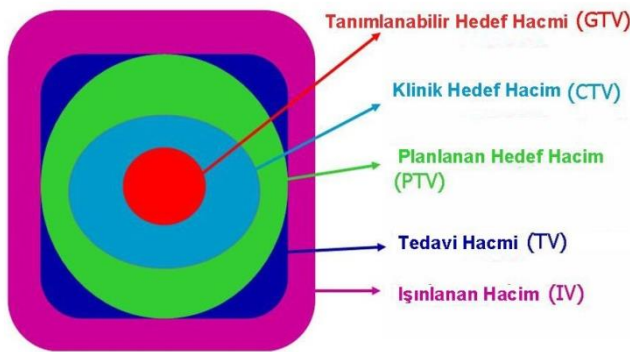
süresi (linak için monitör ünitesi/MU değeri) günümüzde TPS’de tedavi pozisyonunda alınan BT kesitleri üzerinde hesaplanır. Ancak bu olanakların olmadığı şartlarda manuel olarak hasta konturu üzerinde çizilen izodozlar üzerinden iki boyutlu olarak veya basitçe yalnız orta hat nokta dozu üzerinden de hesaplanabilir. Alan şekilleri genellikle kare veya dikdörtgendir. Alan içinde ışınlanması istenmeyen bölgeler her ışın alanından alınan simülasyon grafipleri üzerinde çizilerek standart veya kişiye özel dökülen fokalize kurşunlarla korunur. Simülatör cihazında hedef volüm ve etrafındaki dokular ancak iki boyutlu olarak belirlenebilir. Gelişen teknoloji sayesinde BT kesitlerinde rekonstrüksiyon yaparak 3B planlamaların yapılabildiği TPS’lerin ve bilgisayar kontrollü linakların TPS ile bağlantılı olarak kullanıma girmesi, konvansiyonel RT’nin kullanım alanını kısıtlı hale gelmiştir (13, 14).

### **Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi**

3BKRT planlaması, hastanın tedavi pozisyonunda alınan BT kesitlerini üzerinde tümörün (ve gerekiyorsa lenfatiklerinin) yer aldığı ışınlanacak hedef hacm ile etrafında ışınlanması istenmeyen kritik organların belirlenmesini (konturlama) gerektirir. TPS’de 3B rekonstrüksiyonu yapılan anatomik yapılar üzerinde ışın alanları, hedef hacmi emniyet marjı ile kapsayacak ve sağlam dokuları maksimum tarzda koruyacak şekilde oluşturulur. Sabit masa pozisyonunda SAD tekniği ile birçok gantri açısında planlanabilen bu alanlar, linak cihazında MLC’ler ile (fokalize kurşuna gerek kalmadan) hızlı bir şekilde oluşturulabilir. Belirlenen hedef hacme tedavi dozu kesin sınırlarla birçok açıdan verilirken, etraf normal dokuların konvansiyonel tedavilere göre daha az doz alması sağlanabilmektedir. Üç boyutlu RT planlamalarında kullanılan BT cihazının masası, linak cihazında olduğu gibi düz olmalıdır. BT-simülatör olarak adlandırılan bu cihazların gantri açıklığı, hasta sabitleyici aksesuarların kullanılmasına izin verecek şekilde normalden (70 cm) daha geniş (80 cm) olabilmektedir. 3BKRT planlaması için konturlanması gereken hacimler, International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU Report 62) tarafından aşağıdaki gibi tanımlanmıştır (15):

- **Gross Tümör Hacmi (Gross Tumor Volume/GTV):** Tümörün BT görüntüleri üzerinde görülen gerçek hacmidir.
- **Klinik Hedef Hacim (Clinical Target Volume/CTV):** Klinik olarak ışınlanması gerekli olan ve subklinik (görüntülenemeyen/mikroskopik) tümör yayılımlarının da göz önüne alınarak oluşturulan hacimdir.

- **İç Hedef Hacim (Internal Target Volume/ITV) :** Organ hareketlerine bağlı CTV'nin yer değiştirmesi 3 yönde (ön-arka, 2 yan ve kranio-kaudal) ayrı ayrı göz önüne alınarak CTV'ye verilen marj (internal marj/IM) ile belirlenir.
- **Planlanan Hedef Hacim (Planning Target Volume/PTV):** Tedavi dozunun verileceği hedef hacimdir. CTV'ye IM yanında, her tedavide hastanın pozisyonlandırılmasında oluşabilecek belirsizlikler hesaba katılarak verilen set-up marjı (SM) da eklenerek oluşturulur.
- **Işınlanan Hacim (Irradiated Volume/IV):** Tedavi dozunu almasa dahi normal doku toleransına göre önemli ölçüde doz alan, PTV'den daha büyük bir volümdür. Tedavi dozunun belli bir oranına (ör: %50) maruz kalan toplam hacim olarak ifade edilir. Işınlanan hacim PTV'ye gereken dozu uygulamak için kullanılan alan sayısı ve yönüne bağlı olarak değişir.
- **Riskli Organlar (Organs at Risk/OAR) :** PTV'yi çevreleyen, aldıkları maksimum doza ve ışınlanan hacimlerinde oluşan dozlara göre tedavi planının değerlendirilmesini (gerekirse değiştirilmesini) gerektiren, radyasyona duyarlılıkları tolerans dozları ile belirlenmiş normal doku ve organlardır (ör. akciğer, rektum, mesane, omurilik, vb)
- **Riskli Organlardaki Planlanan Hacim (Planning Organs at Risk Volume/PRV):** PTV ile birlikte, riskli organların da tedavi boyunca hareketleri ve tedavi boyu süren set-up belirsizlikleri hesaba katılır. Riskli organa, tüm bu parametreleri içine alabilecek bir marj verilebilir. Riskli organlara tanımlanacak set-up marjı (SM) ve internal marj (IM) ile PTV'ye benzer bir volüm, planlanan riskli organ hacimleri için de oluşturulabilir.Şekil 10'da tüm bu hacimler gösterilmiştir (12-15) :



$$\text{CTV} = \text{GTV} + \text{subklinik marj}$$

$$\text{PTV} = \text{CTV} + \text{IM} + \text{SM}$$

Şekil 10. Planlanan Hedef Hacim

Tedavi planlamasında (kullanılan her ışın alanından farklı görülen) PTV'nin şekline göre oluşan alan sınırlarının marjları, etrafında bulunan riskli organların ışın alanı içinde kalan hacimleri dikkate alınarak, gerekirse bazı yönlerde daraltılır veya genişletilebilir. Hedef hacmin derinliğine göre ışın enerjisi ve homojen bir doz dağılımı elde etmek için alanların ışınlama ağırlıkları belirlenir, 3BKRT'lerde gerekiyorsa farklı kalınlıklarda (açılarda) kama filtreler kullanılır. Böylece PTV'ye tedavi dozu doğru olarak verilirken, ışın huzmelerinin yolu boyunca yer alan sağlam dokuların (gerekiyorsa ışınlanan alan sayısı arttırılarak) maksimum düzeyde korunmasına çalışılır. Bunun için TPS'de yapılan planlama ve hesaplamalar sırasında, doz dağılımında ve doz-hacim histogramında (Dose Volume Histograms/DVH) dikkat edilmesi gerekli bazı parametreler bulunmaktadır:

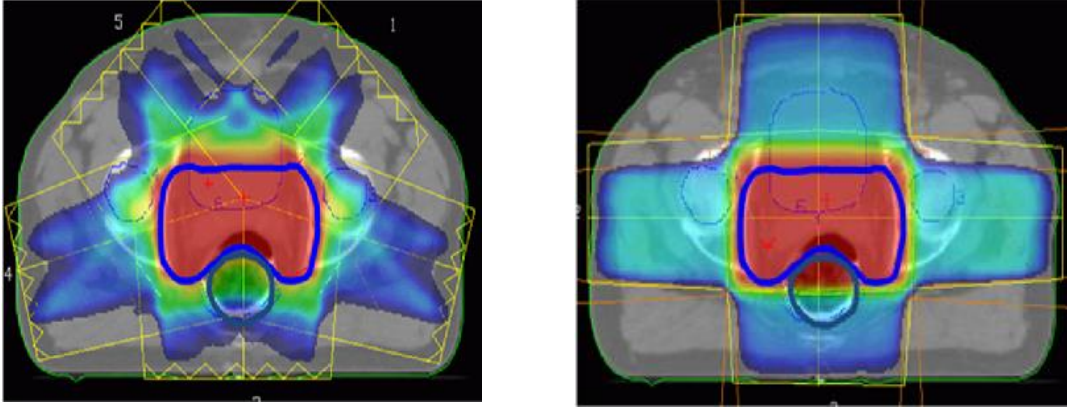
- Hedef hacmin aldığı minimum, maksimum ve ortalama doz değerleri
- ICRU kriterlerine göre seçilen referans noktadaki doz değeri
- Kritik olarak kabul edilen organlarda oluşan maksimum dozlar ve doz-hacim oranları tedavi dozunun verileceği hedef hacmin içinde seçilmesi gereken referans noktanın ICRU kriterlerine göre özellikleri aşağıda verilmektedir:

- ✓ Referans doz değeri için belirlenen bu nokta dozun homojen olduğu bir bölgede bulunmalıdır (hızlı doz artışı olan build-up bölgesinde veya alan kenarı gibi hızlı doz düşüşü olan bir bölgede olmamalıdır).
- ✓ Tek bir tedavi alanı için bu nokta PTV merkezinin de üzerinde bulunduğu, merkezi ışın ekseninde yer almalıdır.
- ✓ Eşit ağırlıklı karşılıklı paralel alanlar için bu nokta PTV'yi içeren iki ışının merkezi eksen üzerindeki orta noktadır.
- ✓ Farklı ağırlıklara sahip karşılıklı paralel alanlar için ise bu nokta merkezi eksen üzerinde bulunan PTV'nin merkezindeki noktadır.
- ✓ Farklı gantri açılarındaki kombinasyonlar için ise ışın merkezi eksenlerinin PTV içinde kalan ara kesitleri içinde kalan bölgede bulunmalıdır. Genellikle PTV içine yerleştirilen izomerkez noktası olarak seçilir.

Sonuç olarak 3BKRT (verilen dozların karşılıklı rekabet ettiği) PTV'nin ve riskli organların uygun bir şekilde ışınlanması için TPS'de DVH'ler görülerek planlanan bir tedavi modalitesidir. MLC'ler sayesinde linakta birçok alan bilgisayar kontrolünde doğru bir şekilde hızlıca oluşturularak, tedavi kısa sürede gerçekleştirilir (6, 12).

### Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (Intensity Modulated Radiation Therapy/IMRT)

TPS ve linakta geliştirilen yeni teknolojik özellikler sayesinde, 3BKRT tekniğinden daha üstün olan IMRT tekniği geliştirilmiştir. Bu tedavi tekniğinde doz artışına gidilerek tümör kontrol olasılığını arttırmanın yanında, tedaviye bağlı oluşabilecek hasarları (normal doku komplikasyon olasılığını) azaltmak amaçlanmaktadır (Şekil 11). Ayrıca istenirse Simultane İntegre Boost (SIB) tekniği ile TPS’de hedef hacim içinde daha yüksek riskli farklı bir hacim (ör. meme içinde tümör yatağı, prostat içinde tümör nodülü) tanımlanarak, örneğin PTV için 2 Gy olarak planlanan bir tedavide aynı fraksiyonda, daha küçük bir hacme daha yüksek bir doz (ör: 2.25 Gy) verilebilmektedir.



Şekil 11. Kritik organlar açısından izodozlarının karşılaştırılması (solda 3BKRT, sağda IMRT planı)

3BKRT’de ışınlanan alanlardaki doz yoğunluğu homojendir (ışınlama aynı doz hızında uniform olarak yapılır). IMRT tekniğinde ise doz yoğunlukları ayarlanmış (non-uniform) ışın alanları kullanılır. Konkav şekilli bir hedef volümü 3BKRT’den daha konformal olarak saran bir doz dağılımını IMRT ile elde etmek mümkündür. Şekil 11’de görüldüğü gibi önde mesane ve özellikle arkada rektumda uniform ışınlama ile elde edilemeyen konkav şekilli bir izodoz dağılımı sağlanarak, organ korumasında önemli oranda bir artış temin edilir ve tolerans dozları aşılmamış olur. Bir alan içindeki doz yoğunluğunun ayarlanması, hedef hacimde belirlenen doz ve buna karşın kritik organlardaki doz-hacim kısıtlamalarına uygun olarak, MLC’ler tarafından ışın alanı içinde oluşturulan alt alanlar (segmentler) üzerinden yapılır. IMRT’nin tedavi planlama şekline göre, iki farklı çeşidi vardır:

**1. İleri doğru (forward) planlama:** Her bir segmentin TPS’de fizikçi tarafından önce oluşturulup, daha sonra istenen değerlere uygunluğunun DVH üzerinden değerlendirildiği yöntem.

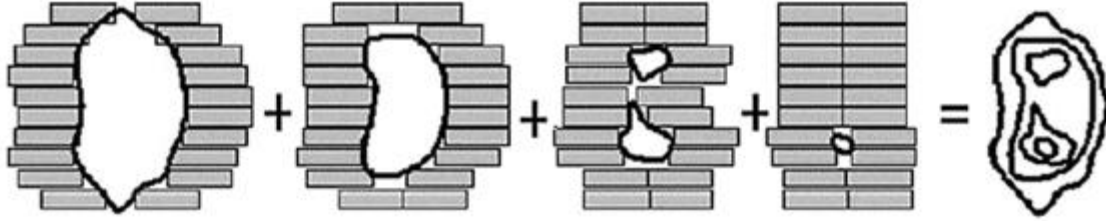
**2. Tersten (inverse) planlama:** TPS'ye PTV'de istenen tedavi dozu ve kritik organlar için istenen doz-hacim kısıtlamalarının girilip, tersten planlama algoritmasının optimizasyonla segmentleri kendisinin oluşturduğu yöntem.

İleri doğru planlamanın TPS'de fizikçi tarafından (açık alanda oluşan sıcak ve soğuk noktalarda gerekli MLC kapaması uygulanarak oluşturulan 1 veya 2 alt alan üzerinden) yapıldığı, basit alan-içi-alan (field-in-field/FIF) IMRT planlaması dışında kompleks alanlı IMRT uygulamalarında TPS, yoğunluk ayarlı ışın haritalarını (ve buna uygun segmentleri) oluşturmak için özel yazılım sayesinde tersten planlama yapmaktadır. IMRT'de hedef hacim ve kritik organlar 3BKRT'de olduğu gibi belirlenir. Fakat CTV ve PTV için verilen marjlar daha dar seçilebilir. Planlama sırasında verilen marjlar nedeniyle PTV ve kritik organ hacimlerinde iç içe geçme meydana gelirse, tolerans dozları açısından planlamadan daha iyi bir sonuç alabilmek için, kritik organ hacminden PTV hacmi marj verilerek çıkartılıp kalan kritik organ hacimi belirlenir. Bu şekilde TPS'de kalan hacme özel doz-hacim kriteri tanımlanır (16). Ayrıca PTV'de istenen tedavi dozu ve kritik organ dozları fizikçi tarafından önceliklerine göre belirlenip doz-hacim kısıtlamaları ile TPS'de tanımlanır. TPS tarafından bu kriterlere en uygun şekilde optimizasyonla bir tedavi planı tersten planlamayla oluşturulur. Yoğunlukları ayarlanmış ışın huzmeleri tedavide, linak özelliğine bağlı olarak, iki farklı teknikle oluşturulup uygulanabilir:

**1. Step-and-Shoot Tekniği (Segment tabanlı/Statik MLC IMRT):** PTV'yi kapsayan ışın alanının 3BKRT'de olduğu gibi bir bütün olarak değil, alan içinde yer alan birden fazla segmentin ışınlandığı tekniktir. Bir segment ışınlandıktan sonra MLC'ler diğer segmenti oluşturmak için hareket ederken ışınlama durur ve yeni segment oluşturulduktan sonra ışınlama tekrar yapılır. Bu teknik ismini bu hareketinden alır, adım atar ve ışınlar. Farklı gantri açılarındaki her bir alan içinde üç, beş, yedi gibi fizikçinin tayin ettiği sayıda segment bulunur. TPS segment tabanlı optimizasyon kullanır. Şekil 12'de 'step-and-shoot' tekniği ile oluşturulan segmentlerin aynı doz hızında (uniform) ışınlanmasına rağmen, aynı alan içinde elde edilen non-uniform doz dağılımı gösterilmiştir (6,16,17). TPS riskli organlarda belirlenen doz-hacim kısıtlamalarına uygun bir planlamayı, ancak bu non-uniform ışınlamalarla gerçekleştirebilir. TPS'ye girilen kriterlere en uygun planlamayı yapabilmek için tersten planlama algoritması, denediği planlarda iteratif olarak geri dönüşümlü düzeltme yapar (tekrar planlar) ve optimal bir planlamaya ulaşır. Eğer isrenilen DVH değerleri temin edilemiyorsa girilen kriterler tekrar değerlendirilmelidir. Optimizasyon sonrası tedavi için kabul edilecek



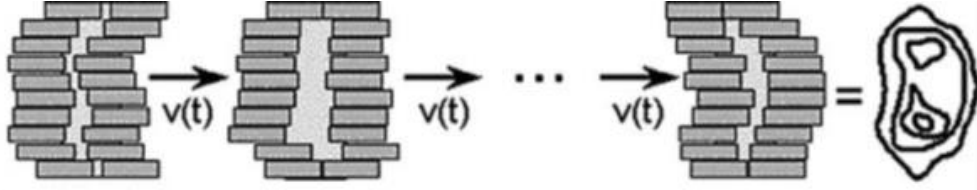
planda riskli organlarda oluşan farklı dozlar kadar, PTV'deki toplam doz dağılımının da mümkün olduğunca homojen olması önemlidir.



**Şekil 12. Step-and-shoot tekniği ile TPS'de oluşturulan segmentler**

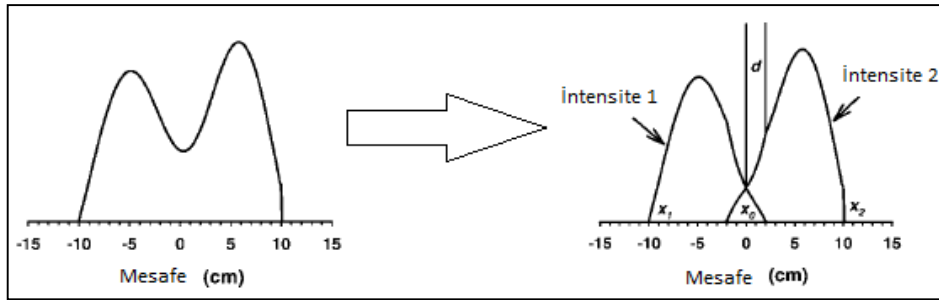
**2. Sliding Window Tekniği (Dinamik MLC IMRT):** Sliding window tekniğinde, ışın alanında non-uniform doz dağılımları sabit segmentlerle değil, belli bir gantri açısındaki alan ışınlanırken her bir MLC lifinin karşılıklı olarak X1'den X2 yönüne doğru farklı hızlarda hareket etmesiyle, devamlı değişen bir ışın penceresi oluşturmaları sayesinde elde edilir. Plan step-and-shoot tekniğinde olduğu gibi yine birçok sabit gantri açısındaki ışın alanından oluşur, fakat alanların ışınlanmasında segmentler sabit değildir ve kayan MLC'ler arasında farklı açıklıklarda oluşturulan pencerenin ışınlanmasıyla bir doz haritası oluşturulur. Kaynaktan sabit bir doz hızı ile ışınlama yapılmasına rağmen, alan içindeki farklı lif hızları, ışın yoğunluğunun ayarlanmasını sağlar (Şekil 13). Dinamik IMRT'nin başlıca avantajları TPS'nin kompleks planları daha rahat hesaplayabilmesi, daha yumuşak geçişli doz yoğunlukları oluşturabilmesi ve tedavinin statik IMRT'ye göre genelde daha az MU ile daha kısa sürede tamamlanmasıdır. Ayrıca statik IMRT tekniğinde meydana gelen tongue-groove etkisi ve segmentlerin kesişim yerindeki düşük dozdan kaynaklanan doz düzensizliklerine (artefakt) sahip değildir, alan penumbrası daha keskin oluşur, hedef hacim doz dağılımı daha homojen ve konformaldır. Bunun yanında statik IMRT'de de olduğu gibi MLC yapraklarının alan içine bakan kenarlarındaki penumbradan oluşan doz farklılıkları, özellikle 3 cm'den küçük alanlarda dozimetrik hatalara sebep olabilir. Diğer taraftan ışınlama sırasında linak cihazının sabit kalması gereken doz hızının yanında, (MLC lif çiftlerinin ışınlama sırasında karşılıklı olarak farklı hızlarda sürekli hareket etmeleri nedeniyle) lif pozisyonlarının ve lif hızlarının da kesin bir şekilde kontrolünü gerektirir. Bu nedenle linakta karmaşık bir elektronik kontrol sistemine ihtiyaç duyulur ve sadece dinamik IMRT optimizasyonu yapabilen tersten planlama algoritmasına sahip TPS'ler ile planlanabilir. Tedavide doz dağılımı sürekli lif hareketleri ile oluşturulduğu için, herhangi bir nedenle ışınlama sırasında

meydana gelebilecek bir kesintide, ilgili alandaki tedavinin devam ettirilmesi mümkün olmayabilir. (6,10,17,18).



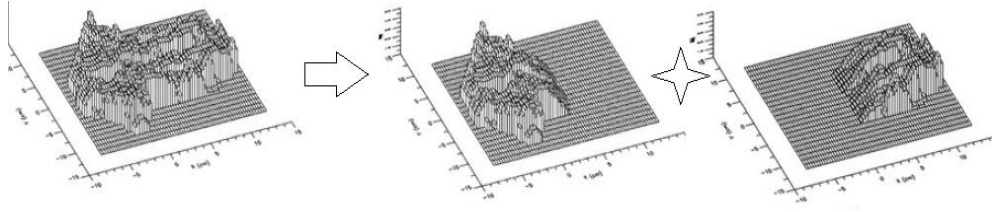
**Şekil 13. Sliding window tekniği (v: hız/velocity, t: ışınlama süresi/time)**

**Varian geniş alan IMRT’de alt alan (subfield) oluşması:** Varian MLC konfigürasyonunda liflerin hareket yönündeki alan genişliği (X) 52 veya 80 MLC’ye sahip linaklarda 14,5 cm, 120 Millenium MLC’ye sahip linaklarda ise 15 cm ile kısıtlıdır. Bunun nedeni Varian’da MLC’lerin izomerkeze yakın olarak (kaynaktan en uzak konumdaki kollimatörler olarak) yerleştirilmiş olmasıdır. Liflerin cihaz kafası içindeki bu konumu izomerkez izdüşümleri 15 cm olan lif uzunluğundan (100 cm SSD’de) daha geniş alanları iki veya daha fazla alana bölerek ışınlanmasına neden olur (3) (Şekil 14).



**Şekil 14. Varian’da iki alt alan arasındaki doz grafiği**

Varian 52 veya 80 MLC’ye sahip linaklarda 14,5 cm, 120 Millenium MLC’ye sahip linaklarda 15 cm’den geniş IMRT alanlarında, önce alanın bir bölümü belli bir yoğunluk ayarlanması ile (intensite 1) ışınlanır, daha sonra geri kalan kısmın ışınlanabilmesi için X1-X2 jaw’ları diğer tarafa doğru kayar ve ikinci bölümün ışınlanması farklı bir yoğunluk ayarlaması ile (intensite 2) yapılır. Bölünmemiş alanda planlanan doz dağılımıyla, bölünmüş alanların ışınlanması sonucu ölçülen toplam doz dağılımının eşit olması gerekir (Şekil 15). Bölünmüş alanların kesişim (overlap) bölgelerinde, TPS’nin belirlediğinden farklı dozların meydana gelme olasılığı en önemli sorundur (1,19).



**Şekil 15. Tek bir alanın doz dağılımının alt alanlara ayrılması**

Geniş IMRT alanlarının alt alanlara bölünerek ışınlanması, toplam MU değerlerini % 5–30 arasında değiştirir (20). Dozun doğru bir şekilde verilmesi MLC'lerin doğru pozisyonlanması ile sıkı ilişkidir. Lif pozisyonu ve akış (carriage) hızındaki belirsizlikler, alt alanların kesişim bölgesi boyunca doz vermede hatalar oluşmasına (sıcak veya soğuk noktalara) neden olabilir. Dozdaki hata her bir alt alanın kesişim bölgesinin genişliği ile orantılıdır (1). Şekil 14 ve 15'te görüldüğü gibi kesişim bölgesindeki dozlar her iki alanda da, alanın geri kalan kısmından daha düşük doz almakta, ancak içiçe geçen ve her iki alandan ışın alan bir bölge olduğundan, toplamda birbirlerini tamamlamaktadırlar.

### **Yoğunluk Ayarlı Ark Terapi (Intensity Modulated Arc Therapy/IMAT) Tekniği**

IMRT'nin farklı bir üst formudur. Yu ve ark. (21) tarafından geliştirilen IMAT tekniğinde cihaz tedavi sırasında gantriyi sabit bir hızda döndürürken, belirli bir doz hızında ışınlama yapar. MLC'ler her gantri açısı (ark) aralığında (örneğin her 5°de bir) değişen farklı alanlar oluşturur. Spesifik bir gantri aralığı (ark) için oluşturulan bir alanın geri gelen rotasyonlardaki aynı ark aralığında step-and-shoot tekniğinde olduğu gibi farklı segmentlerle üstüste uniform olarak ışınlanmasıyla, istenilen non-uniform doz dağılımı elde edilir (18). Her bir arkta ışınlanan segment belli bir seviyede yoğunluk sağladığından, kompleks bir yoğunluk ayarlaması için birden fazla ark kullanılması gerekir. Tedavinin kaç ark ile tamamlanacağı hedef volümün şekline ve büyüklüğüne bağlıdır (6).

Yeni nesil TPS ve linaklarda uygulanabilen Volumetrik Ayarlı Ark Terapi (VMAT) tekniği, ışınlama sırasında değişebilen doz hızı ve gantri hızı gibi özelliklerle IMAT'ın temel prensipleri üzerinden geliştirilmiştir. Bir VMAT tedavisinde MLC lifleri, hedef volümü tek bir rotasyonda non-uniform tarzda farklı yoğunluklarda ışınlayacak biçimde, ışın huzmesine (sliding window tekniğinde olduğu gibi) dinamik olarak şekil verir. Bu esnada gantrinin hasta etrafındaki dönüş hızı ve ışınlanmanın doz hızı, TPS'de planlanan doz haritasını doğru bir şekilde oluşturmak için bilgisayar kontrolü ile, sürekli olarak değişir. Bu özellik sayesinde, yoğunluğu ayarlanmış bir alan yaratabilmek için (IMAT tedavisinde gerekli olan üst üste

birçok arka gerek kalmadan) tek gantri rotasyonu ile aynı doz dağılımı sağlanabilmektedir. Ancak yine de daha iyi bir organ koruması için aynı düzlemde (co-planar) veya farklı masa açılarında (non-coplanar) iki veya daha fazla ark açısında planlama yapılabilir (22).

### **Stereotaktik Radyoterapi**

Bilgisayarlı tomografi, manyetik rezonans görüntüleme, pozitron emisyon tomografisi veya anjiyografi üzerinden planlanan ve tedavinin ince ışın huzmeleriyle bir çok açıdan yapıldığı, yüksek fraksiyon dozundaki ablatif ışınlamalara verilen genel addir. Tedavi birden fazla fraksiyonla gerçekleştirilirse stereotaktik radyoterapi (SRT), intrakranyal tümörlerde olduğu gibi tek fraksiyonda uygulanırsa stereotaktik radyocerrahi (SRS) olarak adlandırılır. Teknolojideki gelişmeler SRT tedavilerinin, farklı cihazlarda farklı tekniklerle uygulanmasına imkan sağlamıştır (6, 18). Küçük çaptaki (genelde 3 cm'den küçük) tümörlere minimal marjlarla ablatif dozlar, her yönden birçok küçük alandan verilmekte ve bu şekilde normal dokuya verilen dozlar minimize edilebilmektedir. Düzensiz şekilli tümörlerde ise tedavinin konformalitesi, çok merkezli ışınlamalar ile temin edilir. SRS'de cihaz ve tekniğe göre milimetrik konuslar ve mikro-MLC'ler geliştirilmiştir. İntrakranyal tedavilerde ışınlamanın planlandığı şekilde uygulanabilmesi için hastanın başı, üstünde koordinat sistemi bulunan bir çerçeve veya özel bir maske içinde sabitlenir. Stereotaktik beden ışınlamalarında ise hedef lokalizasyonu ve takibi için kullanılan özel olarak geliştirilmiş sabitleme araçları, solunum takip sistemleri ve stereotaktik görüntüleme sistemleri kullanılmaktadır.

### **Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi (Image Guided Radiotherapy/IGRT)**

IGRT, IMRT uygulamalarının görüntü eşliğinde gerçekleştirilmesidir. Set-up sırasında cihazda alınan iki boyutlu portal görüntülerin DRR (Digitally Reconstructed Radiographs) ile eşleştirilmesi ile yapılan standart kontrolün yanında, IGRT amacıyla kullanılan farklı görüntüleme sistemleri vardır. Bunlar cihaza monte edilen röntgen tüpüyle BT benzeri 3-boyutlu görüntüleme sağlayan cone-beam CT, skopi yapılabilen stereotaktik X-ışını sistemi veya doku içine yerleştirilen 'transducer' takibi ile lokalizasyon yapabilen sistemlerdir. Bu şekilde tümörün görüntülenmesinin yanı sıra, solunumda olduğu gibi ışınlama sırasındaki organ hareketlerine göre hedef hacim ve kritik organların yer değiştirmesi de belirlenebilmektedir. Simülasyonda 4-boyutlu BT kesitleri üzerinden planlama yapılarak, özel düzenekler yardımıyla buna uygun ışınlama yapmak mümkündür. Kullanılan sisteme göre değişmekle birlikte görüntüleme ışınlamadan hemen önce veya ışınlama sırasında

yapılabilmektedir. Ayrıca tedavi seansları ilerledikçe tümör boyutunda olası küçülmenin yanında (atelektazi, akciğer ekspansiyonu, effüzyon, ascites, torasentez, parasentez, kilo alma veya verme gibi nedenlerle) planlamada çizilmiş konturların değişmesi IGRT sayesinde fark edilebilir ve son duruma uygun planlama yeniden yapılarak adaptif RT uygulanabilir (23).

## **TEDAVİLERİN DOĞRULANMASI**

### **IMRT Tedavi Planlarının Doğrulanması**

IMRT’de set-up koşullarının planlamaya uygun olarak sağlanması ve ışın alanlarının kontrol edilmesi, konvansiyonel tekniklere göre daha önemlidir. IMRT kalite kontrol (QA) yöntemleri, geometrik kontroller ve dozimetrik kontroller olmak üzere iki kısımda incelenir. Geometrik kontrollerin kapsamı cihazda izomerkez kontrolü ve portal doğrulama iken, dozimetrik kontrollerin kapsamı TPS’de planlanan IMRT doz akı haritalarının hastaya uygulanmadan önce fantom üzerinde yapılan ölçümlerle sayısal olarak doğrulanmasıdır (24).

### **Lineer Hızlandırıcıya Bağlı Kalite Kontrolü**

Her klinikte kullanılacak linak cihazına bağlı olarak kalite kontroller küçük farklılıklar gösterse de, statik veya dinamik IMRT tekniğinde ortak olarak yapılması gerekli testler şunlardır (25,33):

- Mekanik testler
- Dozimetrik testler (homojenite, simetri, doz hızı, X-ışını verimi/out put)
- Küçük MU değerlerinde linak performansı
- MLC pozisyon doğrulanması
- MLC geçirgenlikleri
- MLC hızları (dinamik IMRT için)

Klein ve ark. (33) tarafından hazırlanan AAPM Task Group 142 no’lu rapora göre IMRT uygulamalarında lineer hızlandırıcılara ait QA testleri Tablo 1’ de gösterilmiştir.

**Tablo 1. Task Group 142 raporuna göre IMRT uygulamalarında lineer hızlandırıcılar için mekanik ve dozimetrik testler**

	<b>IMRT</b>	<b>SRS / SBRT</b>
<b>DOZİMETRİK</b>		
<b>X-Işını Out Put Sabitliği</b>	%2	
<b>Doz Hızı Değişimi</b>	%2	%2
<b>Foton Işını Profili Düzgünlüğü</b>	%2	
<b>MEKANİK</b>		
<b>Işık/Işın Alanı Uymu Simetrik Alanlar İçin</b>	1mm veya her bir alan kenarı için %1	
<b>Işık/Işın Alanı Uyumu Asimetrik Alanlar İçin</b>	1mm veya her bir alan kenarı için %1	
<b>SSD Mesafe Göstergesi</b>	1mm	
<b>Düşük Pozisyon Göstergesi</b>	1mm	
<b>Çapraz Kıl</b>	1mm	
<b>Tedavi Masası Pozisyon Doğruluğu</b>	1mm	< 1mm/0,5°
<b>Gantri/Kolimatör Açı Göstergeleri (90, 270, 0, 180)</b>	1°	
<b>Lazer Göstergeleri</b>	±1mm	< ±1mm
<b>MLC Pozisyon Doğruluğu</b>	±1mm	
<b>MLC Transmisyonu</b>	±0,5mm Acceptance Değerinden Sapma	
<b>Dinamik IMRT İçin MLC Hızındaki Değişim</b>	<0.5 cm/s	

## **IMRT Tedavi Planının Dozimetrik Kalite Kontrolü**

IMRT tedavi planlarının kompleks olmasından dolayı, TPS'de yapılan planlamanın tedavi cihazına doğru bir şekilde aktarıldığının ve yapılacak ışınlamanın planlamayla birebir örtüştüğünün, hasta tedavisine geçilmeden önce kontrol edilmesi gerekmektedir. Bu amaçla her hastaya özgü IMRT planı önce, TPS'deki QA opsiyonu üzerinden kullanılacak fantom bilgisayarına aktarılır. Tedavi cihazında QA şartlarında ışınlanan katı-su fantomu içindeki dozimetrik düzenekte detektörlerin kaydettiği ölçümler, analiz programları aracılığıyla TPS'nin hesapladığı doz akı haritalarıyla karşılaştırılarak kontrol edilir (34). IMRT tedavilerinin artmasıyla birlikte gerekli QA'yı kısa sürede sağlayacak farklı dozimetrik sistemler geliştirilmiştir (17,24).

### **Doz Ölçüm Yöntemleri**

**1. Silindirik iyon odası sistemleri ile doz ölçüm yöntemi:** İyon odası ile yapılan QA ölçümü, nokta doz ölçüm yöntemi olarak kabul edilir. Okunan noktadaki dozun doğruluğu açısından güvenilir bir yöntemdir. Ancak iyon odası ile yapılan tek bir ölçüm IMRT QA için yeterli değildir. İyon odası veya diğer detektörler ile birden fazla noktada ayrı ayrı doz ölçümü yapmak ise ağır bir iş yükü getirir. Bu ölçüm yönteminde, hasta yerine ışınlanacak katı-su fantomu veya özel tasarlanmış bir fantom içinde istenilen noktaya yerleştirilen iyon odasının önce BT kesitleri alınır. Hasta için planlanmış olan IMRT tedavisinin fantomda ölçüm yapılacak nokta için TPS QA modundan alınan ışınlama planları gerçek gantri, kolimatör ve masa açılarında uygulanır. Fantomun cihazda ışınlanmasıyla elde edilen iyon odası ölçümünden Uluslararası Atom Enerji Ajansının 398 numaralı protokolü (International Atomic Energy Agency-IAEA TRS 398) kullanılarak absorbe doz değerleri elde edilir (32). İyon odası ile yapılan ölçümleri etkileyip belirsizliğe sebep olan birtakım etkenler vardır. Örneğin ölçümler su/hava durdurma gücü (sw,air/stopping power water,air) değişimlerinden etkilenir. 6 MV fotonda MLC ile şekillendirilmiş IMRT alanları için hesaplanan (sw,air) ile referans (sw,air) değerleri arasındaki fark % 0,3 içindedir. Diğer belirsizlikler ise ışın kalitesi, iyon odası tipi ile dik veya paralel yerleştirme yönüne bağlıdır. 6 MV foton ışın kalitesinde mikro iyon odası ile yapılan ölçümlerde fark % 0-3 aralığında değişir. Ancak bu fark penumbra bölgesinde ve iyon odası hacmine yakın boyuttaki küçük segmentlerde % 9'a kadar çıkabilir. Büyük hacimli iyon odaları ayrıca doz akısında düzensizliğe neden olabilir (volume effect). Yapılan çalışmalarda ve protokollerde IMRT QA için küçük hacimli (0.13 cc, 0.04 cc,

0.015 cc) iyon odalarının kullanılması önerilmektedir. Hacim etkisinden gelen pertürbasyon % 1-1,5 arasındadır (34).

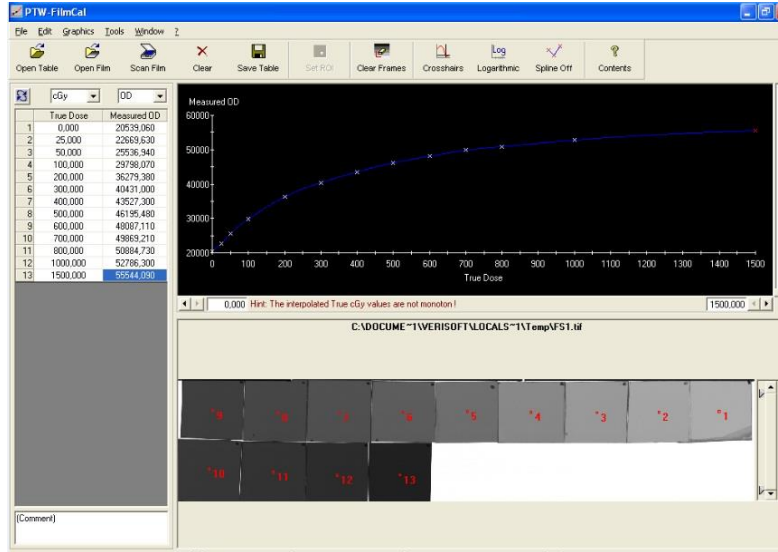
**2. Termolüminesans dozimetre ile dozimetrik kontrol yöntemi:** Bazı yalıtkan ve yarı iletken kristal yapısındaki maddeler ısıtıldıkları zaman ışımaya yaparlar. Bu fiziksel olaya ‘ısıtma ile ışımaya’ anlamına gelen termolüminesans, buna dayanan doz tayin yöntemine termolüminesans dozimetre (TLD) denir. TLD olarak en sık kullanılan kristal yapı, titanyum (Ti) ve magnezyum (Mg) ile aktive edilmiş lityum florür (LiF) kristalidir. Bunun sebebi LiF atom numarasının dokuya eşdeğer olmasıdır (35). TLD’lerle tek seferde birden fazla noktada aynı anda ölçüm yapılabilir. Ancak kullanıma hazırlama, gruplandırma, kalibrasyon eğrisi oluşturma, ışınlama sonrası fırınlama ile istatistiksel yöntemle doz okuma gibi uzun ve emek yoğun bir süreç gerektirir. Işın enerjisine bağımlılıklarının düşük olması ve küçük boyutları avantaj oluşturan TLD dozimetride, hesaplamalarda kullanılan kalibrasyonlar ve istatistiksel yöntemler nedeniyle yapılabilecek hatalara bağlı olarak bazı belirsizlikler görülebilir (6).

**3. Film dozimetri ile doz ölçüm yöntemi:** X-ışınlarının keşfinden bu yana doz ölçümünde radyografik filmler kullanılmaktadır. Kullanımlarının basit, kolay ve ucuz olması nedeniyle RT’deki uygulaması yaygındır. Yüksek çözünürlük ile iki boyutlu doz dağılımı bilgisini net bir şekilde verir. IMRT dozimetrisi için özel olarak geliştirilen EBT (External Beam Therapy) Gafchromic Filmlerin ışınlamaya yanıtı, megavoltaj ve kilovoltaj aralığında fotonun enerjisinden bağımsızdır. Bunun yanında her 3 boyutta yüksek uzaysal çözünürlüğü olan Gafchromic Film, küçük alan foton dozimetrisi için ideal bir seçimdir. İyonlaştırıcı radyasyonla ışınlanmasıyla birlikte filmin içindeki monomer kristaller enerjiyi absorbe ederek polimerleşmeye başlar ve doza bağımlı olarak filmin çeşitli tonlarda kararmasına (degradasyon) sebep olur. Film tarafından absorblanan doz miktarı, degradasyonun tamamlanması için belli bir süre (24 saat) geçtikten sonra farklı renk tonlarına hassas bir densitometrede filmin taranmasıyla, önceden yapılan kalibrasyon ölçümleri üzerinden hesaplanır.

Gafchromic Film çok yüksek bir çözünürlüğe sahip olduğundan yüksek doz değişimi olan (ör: SRS ve brakiterapi kaynaklarının çevresindeki) yüksek gradiyentli doz bölgelerinde ölçüm yapmak için idealdir. Bu tipteki filmler, yüksek dozlardaki radyasyonun doz akı haritasının çıkarılması, derin doz karakteristiklerinin elde edilmesi, IMRT tedavi planlarının doğrulanması, MLC kalite kontrolü, penumbra değerlendirmeleri, yüzey dozu ve build-up bölgesi doz ölçümlerinde güvenli bir şekilde kullanılmaktadır. Gafchromic Filmlerin, radyografik filmlere göre bazı avantajları vardır. Banyo işlemine (sabitleyici bir kimyasal



madde ile işlenmesine) gerek yoktur, gün ışığından ve ortam sıcaklığından etkilenmez, karanlık odaya ve film kasetlerine ihtiyaç duyulmaz, doz hızından ve toplam ışınlama dozundan bağımsızdır, 25 kV altındaki düşük enerjili X-ışını dışında radyografik filmlerden daha iyi enerji-cevap özelliklerine sahiptir. Ayrıca iyon odalarında görülen atmosfer koşullarına (ısı, hava basıncı, nem) duyarlılık yoktur. Dansitometre veya spektrofotometre tarayıcıları ile ölçülen dozlar kalibrasyon eğrileri üzerinden kolayca hesaplanır. Ayrıca istenilen boyut ve biçimde kesilerek kullanılabilirler. Ancak ışınlanmadan sonra filmde saatler içinde ilerleyen bir kararırma gözlenir. Bu nedenle filmin kararlı hale gelmesi için, ışınlama ile okuma arasında 24 saat beklenmesi önerilir (12). Film dozimetri rölatif bir yöntem olduğundan doz tayini için önceden yapılan belli dozlardaki ışınlamalar ile bir kalibrasyon eğrisi oluşturmak gerekmektedir. Kalibrasyon eğrisi, bilinen doz değerlerine karşılık gelen optik yoğunluğa (filmdeki kararırma derecesine) göre oluşturulur. Şekil 16' da film dozimetri için hazırlanan kalibrasyon eğrisi gösterilmiştir.



**Şekil 16. Film dozimetri için hazırlanan kalibrasyon eğrisi**

Film dozimetri ile yapılacak QA ölçümü için önce katı-su fantom içine yerleştirilen filmin BT kesitleri alınır. TPS'de rekonstrüksiyon sonrası hasta için hesaplanmış IMRT'ye ait QA planları fantom bilgisayarına aktarılır. Fantomun QA şartlarında ışınlanması sonucu filmde elde edilen doz dağılımları, TPS'den elde edilen akı haritaları ile gama-indeks yöntemiyle karşılaştırılır. Bu yöntemle 2 boyutlu dozimetrik kontrol yapılır. Ayrıca sadece merkezi eksenindeki bir noktada ölçüm yapılarak, nokta dozimetrik kontrolü de yapılabilir.

**4. 2D-Array ile dozimetrik kontrol yöntemi:** QA için birden fazla noktada eşzamanlı olarak dozimetrik ölçüm yapabilmek ve hemen sonuç elde edebilmek klinik pratikte büyük avantaj sağlar. Radyografik film dozimetrisi ışın enerjisi, derinlik, alan boyutu, optik yoğunluk gibi birçok parametreden etkilenir ve tek kullanımlıdır. Ayrıca banyo gerektirir. Bu gibi dezavantajları olmayan Gafchromic Filmler araştırmalar için ideal olsa da, klinikte rutin kullanımları hem daha pahalıdır, hem de okunmaları için kalibrasyon eğrisinin oluşturulması ve taratılması vakit alıcı olup, ayrıca okuma için bir gün beklenmesi gerekir. IMRT hastalarındaki artış sebebiyle daha hızlı ve verimli dozimetrik araçlara ihtiyaç duyulmuş, bu amaçla 2D-Array düzeneği geliştirilmiştir. Bu tür düzeneklerde yüzlerce dedektör (iyon odaları ya da diyotlar) düzlemsel olarak (iki boyutta) belli aralıklarla dizilmiştir. Çalışmamızda kullandığımız düzende merkezleri arasındaki dik uzaklık 10 mm olan 729 iyon odası 27x27 cm<sup>2</sup> alanı kapsamaktadır. Düzeneği, online olarak ölçülen doz dağılımlarını kendi bilgisayarındaki yazılım üzerinden anında vermektedir. 2D-Array düzlemsel akı haritalarını doğrulamada, film ve TLD dozimetrisine göre daha pratik araçlardır. 2D-Array küçük alan dozimetrisinde de güvenli sonuçlar vermektedir. Kısa, orta ve uzun vadede tekrar kullanılabilir. 3-boyutlu ölçüm yapabilen silindirik fantomlara göre hafif olması nedeniyle set-up kolaylığı sağlamaktadır. Ayrıca foton enerjisinden bağımsızdır. 2D-Array dozimetre kullanılarak her bir hastaya ait TPS’de hesaplanan doz profilleri ile, QA ışınlamasında ölçülen doz profilleri rölatif olarak karşılaştırılabilir. Bu değerlendirmede hastaya ait her bir tedavi alanının tek tek veya toplam doz profilleri gantri 0° (veya istenirse gerçek tedavi açılarında) TPS’deki QA opsiyonu yardımıyla hesaplatılır. Bu doz profilleri fantoma belli bir derinlik ve SSD değeriyle gönderilir. Linak cihazında da aynı derinlik ve SSD’de katı-su fantomu içinde ışınlanan 2D-Array sisteminden elde edilen profiller, fantom bilgisayarındaki özel yazılım sayesinde dijital ortama aktarılır. TPS’den gelen ve 2D-Array’den elde edilen bu iki doz profili birbirine normalize edilerek iki profil arasındaki farklar bulunur. Doz profillerinin karşılaştırılmasında yaygın olarak gama-indeks metodu kullanılmaktadır (34,36).

**5. Jel dozimetri ile dozimetrik kontrol yöntemi:** Jel dozimetrisi IMRT tedavi planlarında 3-boyutlu QA için tasarlanmışlardır. Tek bir ışınlamada 3-boyutlu veri elde etmek mümkündür. Enerji ve doz hızından bağımsız olan bu fantomlar, yüksek hassasiyete ve doğrusal doz cevabına sahiptir. Biçim verilebilen bu özel jeller insan biçiminde ve içinde yoğunluğu farklı bölgelerden yapılabilir. Jeller doku yoğunluğuna çok yakın değerdedir. Sonuçlar MR ve BT gibi çeşitli okuma yöntemleriyle değerlendirilir. Ticari olarak temini

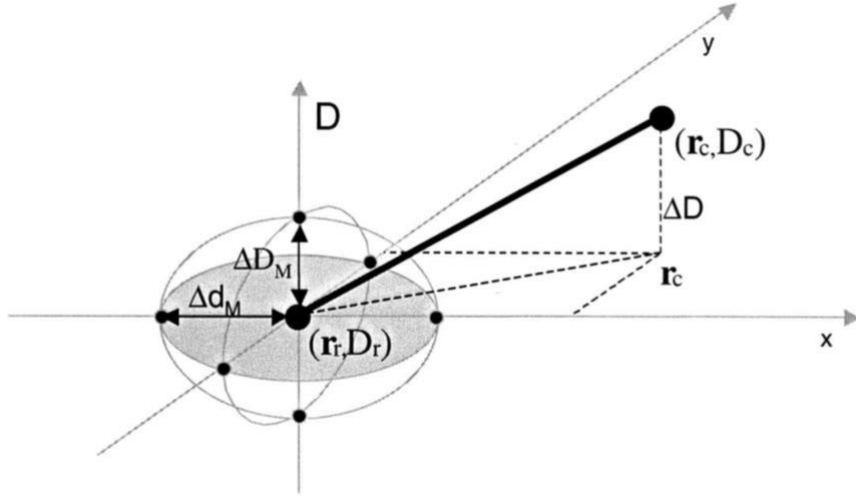
kolay olsa da oldukça pahalıdır. Hazırlanışında geçen zamana, sıcaklığa ve hazırlanış şekline karşı hassas olmaları en büyük dezavantajlarıdır. Optik okumalarda silindirik özel bir kaba ihtiyaç duyulur ve bu da jel ile konteyner etkileşiminden dolayı, başarı oranını düşürür. MR yöntemiyle okumak ise, zaman alır ve pahalıdır. Okumanın %5 doğruluk payıyla yapılabilmesi için 10 saat MR taraması gereklidir. Tüm bu nedenlerle jeller IMRT QA'ler için rutinde kullanılan bir yöntem değildir (6,17,37).

### **Data Analizi**

Tüm QA ölçümlerinde en sık kullanılan değerlendirme yöntemi, doz analizi için en önemli iki parametre olarak kabul edilen uzaklık uyumu (Distance To Agreement/DTA) ve yüzde doz değişiminin (Percent Dose Difference-DD) eşzamanlı olarak uygulanmasıyla değerlendirme yapan gama-indeks analiz yöntemidir ( $\gamma$ -index evaluation method). Fantomda elde edilen doz dağılımında her noktada ölçülen doz, TPS'de elde edilen doz dağılımı ile bire bir karşılaştırılır. DTA, referans noktada ölçülen doz ile TPS'de hesaplanan doz dağılımında aynı doza karşılık gelen en yakın nokta arasındaki uzaklıktır. DTA, ölçülen ve TPS'de hesaplanan iki doz dağılımının konum uyumunun ne kadar doğru olduğunun bir göstergesidir. DD ise, iki doz dağılımının konum uyumunun kusursuz olduğu kabul edilerek, aynı noktadaki ölçülen ve hesaplanmış olan dozlar arasındaki yüzde farkı olarak belirlenir. Gerçekte doz farkları iki doz dağılımı arasındaki yanlış konumlandırmadan ileri gelebileceğinden, değerlendirmede söz konusu iki parametrenin birlikte kullanılması gereklidir. DD ve DTA için bir kabul ölçütü oluşturularak (ör: 3mm-%3 doz farkı), karşılaştırmanın uyumu sınanır. Doz farkı bazen absolut (mutlak) dozlar arası farkı ifade ederken, klinik değerlendirmede daha çok tanımlanmış doza (prescribed dose), maksimum doza veya merkezi ekseninde aynı derinlikteki doza normalize edilerek belirlenen rölatif dozlar arasındaki farkı ifade eder. Gama-indeks metodunu Low ve ark. (38) doz dağılımlarının 2-boyutlu sayısal değerlendirmesi için geliştirmişlerdir. Gama-indeks metodu, IMRT ekipmanlarının kabul testlerinde de kullanılır (39). Gama analizinin matematiksel ifadesi;

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r_c)}{\Delta d_m^2} + \frac{\delta^2(r_m, r_c)}{\Delta D_m^2}}$$

formülündeki gibidir (38). Üç boyutlu grafiksel gösterimi ise Şekil 17'de görülmektedir.



**Şekil 17. Gama değeri ve gama açısının tanımı**

$D_m$  :  $r_m$ 'de ölçülen doz

$D_c$  :  $r_c$ 'de hesaplanan doz

$\Delta D_m$  : Doz farkı

$\Delta d_m$  : DTA değeri

$\gamma(r_r) \leq 1$  ise kabul değerlerine uygun,

$\gamma(r_r) > 1$  ise kabul değerlerine uygun değil

Yaygın olarak kullanılan bu metodun dışında başka doz değerlendirme metodları da vardır. Bunlar ' $\chi^2$  confidence interval' metodu, 'the normalized agreement test' ve 'dose-gradient compensation' metodudur (40-42).

**Lokal ve global doz noktaları:** Gama-indeks analizindeki değişkenlerden biri, karşılaştırılan noktalar arasındaki yüzde (%) doz farkıdır. Yüzde doz farkı bir referans noktasının baz alınmasıyla görel olarak izah edilir. Her bir karşılaştırma için referans nokta olarak lokal veya global bir doz noktası seçilebilir. Referans noktanın seçimi özellikle düşük doz bölgelerinde büyük farklar yaratabilir. Global referans noktanın kullanımında, düşük doz bölgelerinde yer alan bazı tutarsızlıkların göz ardı edilebilmesi (baskılanması) testin başarılı olabilmesi için gerekebilir. Bu seçim test başarısını önemli oranda arttırmakla beraber, düşük doz bölgelerindeki bazı tutarsızlıkların gözden kaçmasına ve kritik organlardaki dozların yanlış değerlendirilmesine sebep olabilir. Buna rağmen gama-indeks analizleri uygulanırken belli bir değer altındaki dozların baskılanması (%5-10) tavsiye edilmektedir.

## GEREÇ VE YÖNTEMLER

Bu çalışma İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsünde 2013-2015 yılları arasında yapılmıştır. Bu çalışmanın *Turnitin* programına göre orjinallik raporu ektedir (Ek 1).

### GEREÇLER

Çalışmamızda Varian DHX (RapidArc) (120 Millenium.MLC'ye sahip) linak cihazı kullanıldı. Varian DHX linak cihazı 6 ve 15 MV foton ile 6, 9, 12, 16, 20 MeV enerji seviyelerinde elektron demetleri üretme özelliğine sahiptir (Şekil 18). 100 cm SSD mesafesinde, maksimum alan büyüklüğü 40x40 cm<sup>2</sup>'dir. Elektron modunda takılan aplikatörlerin büyüklüğü 6x6, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25 cm<sup>2</sup>'dir.



Şekil 18. Varian DHX linak cihazı

### **Cihaz özellikleri**

- Foton huzmeleri için açık alanlarda maksimum doz derinliği,
  - ✓ 6 MV için yaklaşık olarak 1,5 cm,
  - ✓ 15 MV için 3 cm'dir.
- SSD 100 cm'de genişliği merkezde 0,5 cm ve 20x20 cm<sup>2</sup>'den sonra 1 cm olan 120 yapraklı MLC sistemine sahiptir. MLC'ler Y ve X çenelerinin altında bulunur ve onlardan bağımsız olarak hareket edebilir.
- SSD 100 cm'de MLC'lerin lif uzunluğu 15cm
- SSD 100 cm'de karşıya geçme (overtravel) mesafesi 20.1 cm'dir. MLC'lerin hızı ise maksimum 2.25 cm/sn'dir.
- Elle takılan fiziksel kama filtrelerin açıları 15°, 30°, 45°, 60° iken, bilgisayarla ayarlanan dinamik sanal kama filtre açıları 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45°, 60° dir.
- 3B konformal foton ve elektron tedavilerinin yanı sıra IMRT, IGRT ve VMAT gibi tedaviler de yapılabilmektedir
- İzomerkez tayini ve hasta yatış pozisyonunun doğruluğunu kontrol etmek için kullanılan elektronik portal görüntüleme sistemi (Electronic Portal Imaging Device-EPID) ve CBCT sistemi bulunmaktadır (43).

### **Varian Eclipse Tedavi Planlama Sistemi**

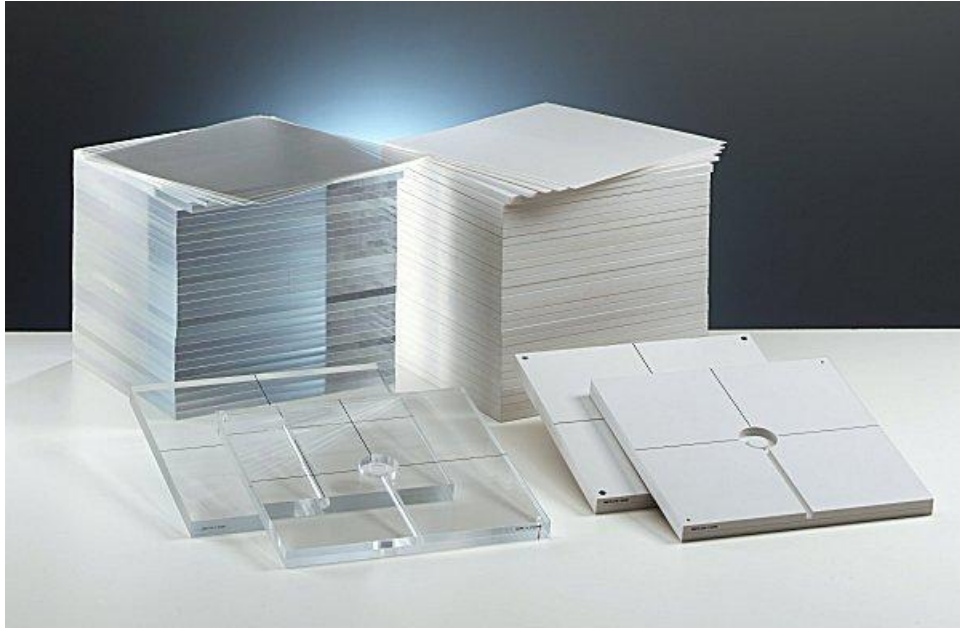
Varian Medical Systems (Palo Alto, CA, ABD) tarafından geliştirilen Eclipse 8.9 TPS elektron ve foton tedavilerinde kullanılmaktadır. Windows XP işletim sistemiyle çalışmakta olup network sistemi olarak ARIA sistemini kullanmaktadır. Yazılım, kullanıcının sisteme görüntü tarayıcılarından hasta verisini girmeyi, bu veriyi kullanarak tedavi planı oluşturmayı ve planın değerlendirilmesini sağlar.

TPS, konformal planlamanın yanı sıra IMRT'ye uygun olarak tersten planlama da yapabilmektedir. Bunun yanı sıra sistem Pencil Beam Convolution (PBC) veya Analytic Anisotropic Algorithm (AAA) algoritmalarını kullanarak doz dağılımlarını ve absolut dozları hesaplayabilmektedir (44).

IMRT tedavi planları hazırlanırken, kullanıcı planlama içeriğini doz volüm histogramı (DVH) şeklinde girmektedir. Planlar optimizasyon algoritması kullanılarak oluşturulduktan sonra, kullanıcı optimizasyon sürecini takip ederek gerçek zamanlı olarak müdahale edebilmektedir. Bu durum istenilen sonuca daha kısa sürede varmanın yanında, kullanıcıya kliniğin isteklerini yerine getirme ve her hasta için en iyi tedavi planını hazırlama şansını vermektedir.

### **PTW RW3 Su Eşdeğeri Katı-Su Fantomu**

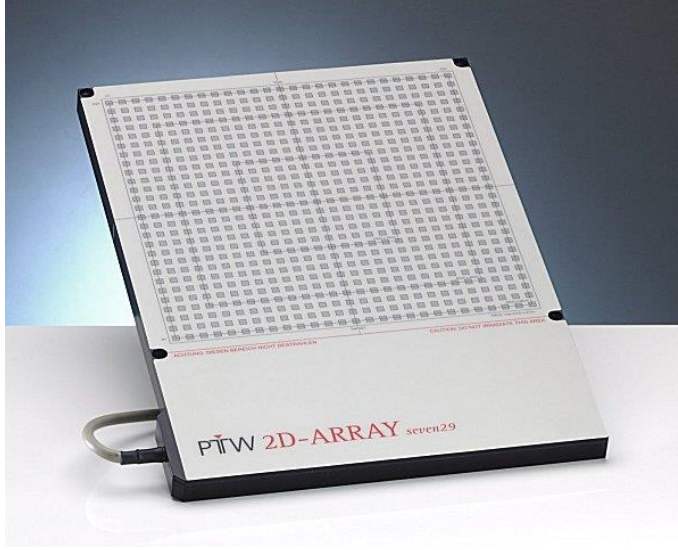
RW3 katı-su fantomu (PTW, Freiburg, Germany), yüksek enerjili radyasyon tedavisi dozimetrisinde kullanılan, beyaz polyesterden yapılmış, %2 TiO içeren, fiziksel yoğunluğu  $1.045 \text{ g/cm}^3$ , elektron yoğunluğu  $3.43 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$  (su:  $3.343 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$ ) olan bir fantom materyalidir. Co-60'dan 20 MV foton ile 4 MeV' den 25 MeV elektron ışın enerjisi aralığında ölçüm yapılacak şekilde tasarlanmıştır. Boyutları 40 cm x 40 cm olan 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlığındaki levhalardan oluşmaktadır. Ayrıca tüm iyon odalarının içine yerleştirilebileceği delikli levhalar da bulunmaktadır. Şekil 19 'da RW3 katı-su fantomu gösterilmiştir (45).



**Şekil 19. PTW RW3 katı-su fantomu**

### **PTW 2D-Array Seven 29**

2D-Array seven 29 (PTW, Freiburg, Germany),  $27 \times 27$ 'lik bir matriks şeklinde dizili içi hava dolu 729 adet iyon odasından oluşur. Array'da bulunan iyon odaları  $5 \times 5 \times 5 \text{ mm}$  boyutlarında olup merkezleri arasındaki mesafe 10 mm'dir. İyon odalarının aktif hacmi 0.125 cc'dir. Şekil 20'de 2D-Array seven 29 gösterilmektedir (46,47).



Şekil 20. PTW 2D-Array Seven 2.9

### PTW VeriSoft Yazılımı ve Gama-indeks Analiz Yöntemi

Verisoft yazılım programı; tedavi cihazında ölçülen gerçek doz dağılımı ile aynı koşullarda TPS'nin hesapladığı doz dağılımlarının karşılaştırılmasında kullanılan bir yazılım programıdır. Karşılaştırma yaparken Gama-indeks analiz yöntemini kullanır.

Gama-indeks analizinde uyum mesafesi (Distance to Agreement-DTA) ve doz farkı (dose difference-DD) kavramları kullanılmaktadır. Uyum mesafesi ( $UM=\Delta d$ ) referans doz dağılımındaki veri noktası ile aynı doz değerine sahip olan, değerlendirilen doz dağılımındaki veri noktası arasındaki mesafedir. Doz farkı (%DD) ise referans noktadaki doz ile değerlendirilen noktadaki dozların yüzde olarak doz farklarını ifade eder.

Gama-indeks analizinde referans doz haritasının her bir noktası tek tek değerlendirilir. Referans doz haritasındaki nokta ile değerlendirilen doz haritasında, uyum mesafesi kriteri (DTA) içerisinde kalan tüm noktalar hesaplanır (48,6).

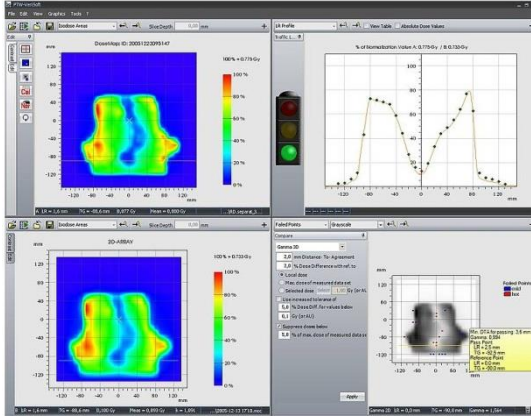
$$\sqrt{\frac{\Delta D^2}{\Delta D_{\max}^2} + \frac{\Delta d^2}{DTA^2}} \quad (48,6)$$

Elde edilen değerlerden minimumu gama-indeks değerini verir. Eğer gama-indeks değeri 1 den küçükse analizden geçer. Gama-indeks değeri 1 den büyük ise analizi geçemez. Bu değerlendirme işlemi tek bir nokta içindir. Analizde referans doz haritasındaki tüm noktalara bu işlem uygulanır. Analizi geçenlerin oranı % 90 ın üzerindeyse plan kalite kontrolden geçmiş olarak değerlendirir. Kalite uygunluktan geçmeyen planlar hastaya uygulanmaz ve değişiklikler için tekrar kontrol edilir (34,49).



➤ 2D-Array cihazı veya film ile yapılmış kalite kontrol ışınlamaların değerlendirilmesini sağlayan yazılım programıdır ( 46,50,47).

Şekil 21’de Verisoft yazılımı analiz ekranı gösterilmiştir.



**Şekil 21. PTW Verisoft 4.1 yazılımı analiz ekranı**

➤ Farklı 3 referans doz seçeneğiyle analiz imkanı mevcuttur: Lokal doz, maksimum doz ve seçilen doz. Lokal doz özellikle kritik organları değerlendirme açısından önemlidir. Düşük doz bölgelerini daha efektif değerlendirir. Ancak bu seçenikle sonucun başarı değeri genellikle düşer. Maksimum doz genellikle hedefteki dozu değerlendirme açısından faydalıdır. Seçilen doz ise kritik organ tolerans dozuna göre değerlendirebilmek için kullanılabilir. 2916 ölçüm noktasından veri sağlayabilmektedir.

➤ Absolut doz ölçme için üretici tarafından hazırlanan kalibrasyon değerlerini kullanabilmenin yanında kullanıcının oluşturduğu kalibrasyon dosyasını da kullanabilme imkanı vardır.

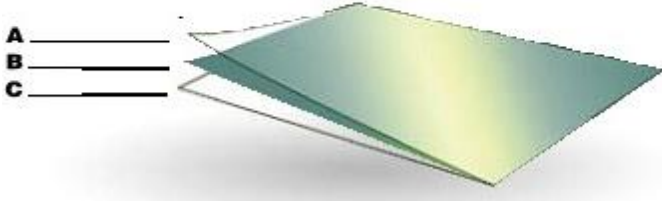
Otomatik olarak referans görüntü ile ölçüm görüntüsü çakıştırılabilir (registration).

- Görüntü merkezi ve ölçüm birimi değiştirilebilir.
- DICOM dışında bazı dosyalar da açılabilir (50).

### **ISP Gafchromic EBT3 Film**

Gafchromic EBT3 Filmi, hasta planlarının kalite kontrolünde doz ölçümünde kullanılan dozimetre araçlarından biridir. Filmin 30 mikronluk aktif tabakası, dış etkenlerden korunmasını sağlayan 125 mikronluk alt ve üst kısımdan oluşan polyester tabakaların arasındadır. Şekil 22’de EBT3 Film yapısı gösterilmiştir.

- A** 125 mikron Polyester tabaka
- B** 30 mikron aktif tabaka
- C** 125 mikron Polyester tabaka



**Şekil 22. Gafchromic EBT3 Filmin yapısı**

EBT3'ün simetrik yapısı her iki tarafın da taranabilmesi avantajını sağlamaktadır. EBT3'te kullanılan polyester mikroskobik silika partikülleri içeren özel bir yüzeye sahiptir. Bu partiküller, filmin yüzeyi ve tarayıcının cam penceresi arasında boşluk olmasını sağlamaktadır (51). EBT3 Filmin doz- cevap aralığı geniş ve lineer olduğu için eksternal RT'de özellikle IMRT, SRS/SRT'de ve brakiterapide doz değişimi yüksek bölgelerdeki doz ölçümlerinde ve kalite kontrollerinde güvenle kullanılmaktadır (51,52). Film ışınlanma sonrasında herhangi bir kimyasal işleme, banyo ve karanlık odaya ihtiyaç duymamaktadır. Film ışınlandıktan 24 saat sonra doygunluğa ulaşır ve taranarak analiz edilebilmektedir. Şekil 23'de Gafchromic EBT3 Film gösterilmiştir.



**Şekil 23. Gafchromic EBT3 Film**

EBT3'ün teknik özellikleri:

- Standart bir renkli tarayıcı ile ölçülebildiği için ekonomiktir.
- Doz aralığı: kırmızı renk kanalında 10 Gy'e kadar, yeşil renk kanalında ise 40 Gy'den fazladır.
- Aktif tabaka sarı renk içermektedir.
- Çok kanallı dozimetri sağlar.
- UV ve ışığa duyarlı değildir.
- Enerji bağımlılığı düşüktür ve doku eşdeğeri sayılır.
- Yüksek çözünürlüğe sahiptir.
- Suya dayanıklıdır, su fantomunda da kullanılabilir.

### **EPSON 1000XL Expression Film Tarayıcı**

A3 tarama alanı 48 x 35 mm çerçeveye sahip tarayıcı, 2400 dpi çözünürlüğe ve 3.8 DMaks optik yoğunluğa sahiptir. Işık kaynağı, Zenon gazlı floresan lambadır. Ön izleme hızı 15 sn'dir. Dozimetrik kontroller için kullanılan filmlerin taranması için uygundur. Fimlerin taranarak tiff formatında saklanmasına olanak sağlar. Böylece filmler istenilen analiz programından analiz edilebilir. Şekil 24'de Epson Tarayıcı gösterilmiştir (53).



**Şekil 24. Epson tarayıcı**

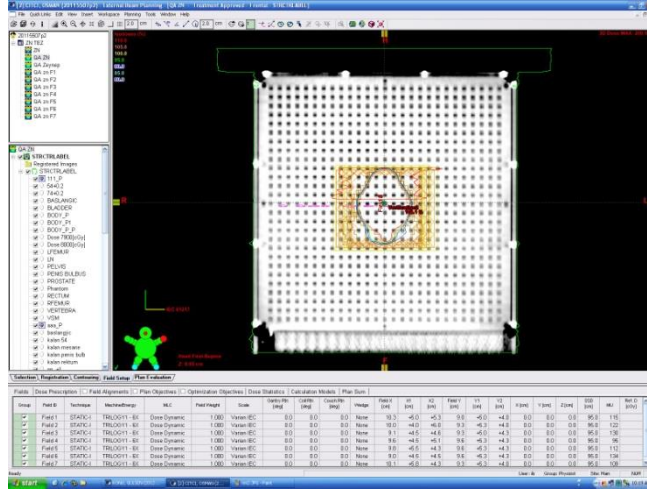
## **YÖNTEM**

### **IMRT TEDAVİ ALANLARININ SEÇİMİ**

Çalışmamızda Varian Eclipse 8.9 TPS’de AAA algoritması kullanılarak meme hastalarının sliding window modunda IMRT planları oluşturuldu. IMRT alanlarının seçiminde kendi içinde ikiye bölünen büyük meme planlarından 7 adet alan kullanıldı.

### **IMRT KALİTE KONTROL PLANLARININ OLUŞTURULMASI**

TPS’de oluşturulmuş, genişlikleri 15 cm’den büyük olan, 7 adet IMRT tedavi alanı kullanıldı. Bu tedavi alanları TPS’de onaylanarak alanların her birinin 2’ye bölünmesi sağlandı. Böylece 7 adet IMRT tedavi alanı 14 adet IMRT alt alanına dönüştürüldü. Toplamda 21 alan için, tüm alanların gantri, kolimatör ve masa açıları 0<sup>0</sup>’ye getirilerek QA planları ayrı ayrı oluşturuldu. TPS’de oluşturulan bu planlar PTW RW3 katı-su fantomunda 5 cm derinliğe yerleştirilmiş PTW 2D-Array 729’un BT kesitlerinden oluşan sanal fantoma aktarıldı. 7 adet 15 cm’den büyük alan ile bu alanların bölünmesinden oluşan 14 alan ile birlikte tüm alanlar için TPS’de QA planlarının doz hesaplaması yapıldı. Şekil 25’de 2D-Array üzerinde hesaplanan doz akısı gösterilmiştir.



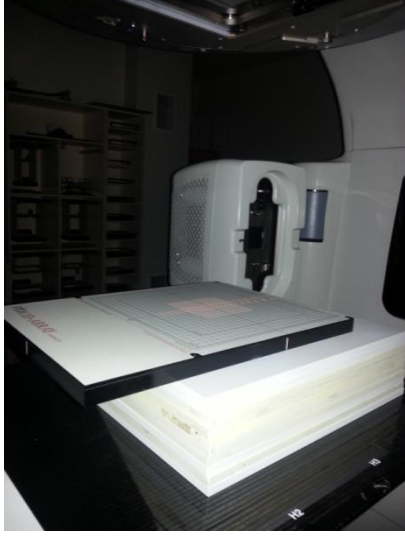
**Şekil 25. 2D-Array üzerinde hesaplanan doz akısı**

TPS’de her QA planı için oluşturulan sanal doz akı haritasının daha sonra ölçüm verileriyle karşılaştırmak üzere ayrı ayrı kaydedildi.

## **IMRT KALİTE KONTROL ALANLARININ ÖLÇÜMÜ**

### **PTW RW3 Katı-Su Fantomu ve PTW 2D-Array 729 İle IMRT QA Planlarının Ölçümü**

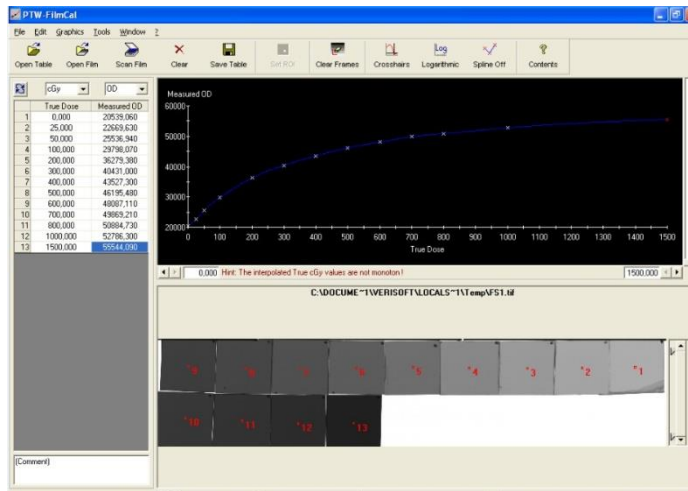
Varian DHX linak cihazında, Varian Eclipse TPS’de daha önceden hazırlanan toplam 7 bölünmemiş IMRT alanın ve bunların bölünmesiyle oluşturulan 14 IMRT alanın QA planları, BT görüntüsü ile aynı şartlarda ve tüm alanların gantri, kolimatör ve masa açıları 0°’ye getirilerek ölçüldü. 7 bölünmemiş alanın QA ölçümü, birbirini tamamlayan iki alt alanın fantomda üst üste ışınlanması ile yapıldı. Bu 14 alanın QA ışınlamaları, kendi gama-indeks analizlerinin de yapılabilmesi için ayrıca tek olarak da gerçekleştirildi. Ölçülen IMRT QA alanlarına ait doz akı haritaları PTW Verisoft 4.1 programı yardımıyla kaydedildi. Ölçüm düzeneği, PTW 2D-Array 729, PTW RW3 katı-su fantomu ve PTW Verisoft 4.1 yazılımından oluşmaktadır. PTW 2D-Array 729 sisteminin altına 10 cm ve üstüne 4,5 cm RW3 katı-su fantomu yerleştirildi. 2D-Array sisteminin merkezindeki iyon odasının merkezi izomerkeze denk gelecek ve iyon odalarının merkezinden TG (Target Gun) ve LR (Left - Right) yönlerinde bulunan işaretler lazerlerle çakışacak şekilde, 100 cm SAD mesafesine yerleştirildi. Şekil 26 ’da 2D-Array ve RW3 katı-su fantomu ile kurulan ölçüm düzeneği gösterilmiştir.



Şekil 26. 2D-Array ve RW3 katı-su fantomu ile kurulan ölçüm düzeneği

## PTW RW3 Katı-Su Fantomu ve ISP Gafchromic EBT3 Film ile IMRT QA Planlarının Ölçümü

Ölçüm öncesinde Gafchromic EBT3 Filmi için kullanılacak kalibrasyon eğrisi elde edildi. Kalibrasyon için filmler 3x3 cm<sup>2</sup> boyutlarında kesilerek hazırlandı. Cihazın verim kontrolü yapılarak 1MU=1cGy olduğu belirlendi. Filmler 100 cm SSD mesafesinde 5 cm derinliğe yerleştirildi ve alan açıklığı 10x10 cm<sup>2</sup> olarak ayarlandı. Kalibrasyon eğrisi için 25, 50, 100, 200, 300, 400, 500, 600, 700, 800, 1000 ve 1500 cGy doz değerlerinde ışınlamalar yapıldı. Elde edilen filmler 0 cGy'lik hiç ışınlanmamış film eklenerek 24 saat sonra aynı kanalda taranarak PTW FilmCal programı ile kalibrasyon eğrisi oluşturuldu. Şekil 27'de kalibrasyon eğrisi gösterilmiştir.



Şekil 27. Kalibrasyon eğrisi

Gafchromic EBT3 Film ve PTW RW3 katı-su fantomu ile ölçüm düzeneği oluşturuldu. Bu düzenek, filmin altına 10 cm ve üstüne 5 cm RW3 katı-su fantomu olacak şekilde düzenlendi. Filmin merkezi RW3 katı-su fantomunun merkeziyle çakışacak şekilde 100 cm SAD mesafesine yerleştirildi.

Daha sonra Varian Eclipse TPS’de, daha önceden tomografisi çekilmiş ölçüm düzeneği üzerine hazırlanan, 7 bölünmemiş ve bunların ikiye bölünmesiyle elde edilmiş 14 bölünmüş, toplam 21 IMRT alanın QA planı, Varian DHX linak cihazında ışınlandı. IMRT planı alanlarının bütün gantri, kolimasyon ve masa açılarının sıfırlanmasıyla oluşturulan IMRT QA planlarına ait ışınlanmış filmler 24 saat sonra kalibrasyon eğrisi ile birlikte PTW Film Scan programında Epson 10000XL tarayıcı ile taranarak doz akı haritaları kaydedildi.

### **IMRT TEDAVİ PLANLARININ ANALİZİ**

TPS’de 5 cm fantom derinliğinde hesaplanan ve PTW 2D-Array 729 sistemi kullanılarak ölçülen akı haritaları PTW Verisoft 4.1 yazılımında gama-indeks analizi yöntemiyle karşılaştırıldı.

TPS’de 5 cm fantom derinliğinde hesaplanan ve Gafchromic EBT3 Film ile ölçülen akı haritaları PTW VeriSoft 4.1 yazılımında gama-indeks analizi yöntemiyle karşılaştırıldı.

Ayrıca PTW Verisoft 4.1 yazılımı kullanılarak yapılan gama-indeks analizinde, TPS’de belirlenen bölünmemiş 7 IMRT tedavi alanının kesişim bölgelerinin X-koordinat değerleri (izomerkez noktasına uzaklığı) kullanılarak sadece kesişim bölgelerinin analizleri yapıldı. Bunun yanında, kesişim bölgelerinin merkezi profil grafikleri ile TPS’de bölünmemiş alanların merkezi profil grafikleri karşılaştırıldı.

### **SPSS İstatistik Programı ve Dataların Analizleri**

Geçmişte yapılması mümkün olmayan pek çok istatistiksel analiz bugün gelişmiş bilgisayarlar ve paket programlar sayesinde kolayca yapılabilir hale gelmiştir. Bu bağlamda, temel ve çok değişkenli istatistik tekniklerini içeren SPSS (Statistical Package for the Social Sciences) bilgisayar programı ilk olarak 1968 yılında piyasaya verilmiştir.

Ölçümler sonucunda PTW Verisoft 4.1’de alınan ölçüm dataları değerlendirilip gama-indeks analizindeki başarı yüzdeleri bulundu. Bulunan veriler SPSS programı kullanılarak değerlendirildi.

Karşılaştırılan veriler, Merkezi Limit Teoremine göre (54) örnek hacmin (alan sayısının) 30 dan küçük olmasından dolayı parametrik olmayan Wilcoxon Signed Ranks Testi ile analiz edilip, p (significant) değerinin 0,05'in altında olduğu karşılaştırmalar istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu, aksi halde aralarında anlamlı bir fark olmadığı sonucuna varıldı.



## **BULGULAR**

### **TPS'DE BÖLÜNMEMİŞ ALANLARIN PTW VERİSOFT PROGRAMI İLE ELDE EDİLEN GAMA-İNDEKS ANALİZ SONUÇLARI**

TPS'de hesaplanarak elde edilen bölünmemiş alanların doz dağılımları ile, PTW RW3 katı-su fantomunda PTW 2D-Array 729 iyon odası sistemi ve Gafchromic EBT3 Film kullanılarak ölçülen doz dağılımları, gama-indeks analiz yöntemi kullanılarak karşılaştırıldı. TPS de hesaplanan ile 2D-Array 729 ile ölçülen ve TPS de hesaplanan ve Gafchromic EBT3 Film ile ölçülen doz akı haritaları lokal ve global referans doz kullanılarak, 3, 4, 5 mm DTA ve %3, 4, 5 DD kriterlerinde, ölçülen verideki en yüksek dozun % 5 ve % 10'u altındaki dozların baskılanmasıyla elde edilen analiz sonuçları Tablo 2, 3, 4 ve 5'de gösterilmiştir.

**Tablo 2. TPS’de hesaplanarak elde edilen bölünmemiş alanların doz dağılımları ile, PTW RW3 katı-su fantomunda PTW 2D-Array 729 sistemi ve Gafchromic EBT3 Film kullanılarak ölçülen doz dağılımlarının 3, 4 ve 5 mm DTA ile %3, 4 ve 5 DD kriterleri için, lokal referans doz kullanılarak, ölçülen verideki en yüksek dozun %5’i altındaki dozların baskılanmasıyla elde edilen analiz sonuçları**

	3 mm'de %3 Doz Farklılığı		4 mm'de %4 Doz Farklılığı		5 mm'de %5 Doz Farklılığı	
	TPS 2D-Array	TPS - EBT3 Film	TPS 2D-Array	TPS-EBT3 Film	TPS 2D-Array	TPS -EBT3 Film
<b>Alan 1</b>	79,1	75,0	88,8	80,9	93,0	83,9
<b>Alan 2</b>	81,9	79,3	89,4	88,3	92,2	92,9
<b>Alan 3</b>	87,3	80,1	94,7	91,1	97,6	95,6
<b>Alan 4</b>	74,0	63,4	80,9	73,4	87,5	79,7
<b>Alan 5</b>	78,7	69,0	83,5	79,6	87,3	86,7
<b>Alan 6</b>	72,9	75,7	78,6	84,4	83,1	88,8
<b>Alan 7</b>	89,0	74,4	91,7	85,2	95,4	91,0
<b>Ortalama</b>	80,4	73,8	86,8	82,5	90,8	88,3
<b>St. Sapma</b>	6,1	5,8	5,9	5,9	5,1	5,4

Lokal referans doz kullanılarak, 3mm DTA ve %3 DD kriterlerinde, ölçülen verideki maksimum dozun %5’i altındaki dozların baskılandığı, TPS ve 2D-Array ile TPS ve Gafchromic EBT3 Film verilerinin karşılaştırılmasıyla elde edilen analizlerin sonuçları Wilcoxon Signed Ranks Test yöntemi ile istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p= 0,043$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p<0.05$  olduğundan anlamlı bulunmuştur.

Lokal referans doz kullanılarak 4 mm DTA ve %4 DD kriterlerinde, ölçülen verideki maksimum dozun %5’i altındaki dozların baskılandığı, TPS ve 2D Array ile TPS ve Gafchromic EBT3 Film verilerinin karşılaştırılmasıyla elde edilen analizlerin sonuçları Wilcoxon Signed Ranks Test yöntemi ile istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p= 0,091$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p>0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Lokal referans doz kullanılarak 5mm DTA ve %5 DD kriterlerinde, ölçülen verideki maksimum dozun %5’i altındaki dozların baskılandığı, TPS ve 2D-Array ile TPS ve Gafchromic EBT3 Film verilerinin karşılaştırılmasıyla elde edilen analizlerin sonuçları Wilcoxon Signed Ranks Test yöntemi ile istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p= 0,237$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p>0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

**Tablo 3. TPS’de hesaplanarak elde edilen bölünmemiş alanların doz dağılımları ile, PTW RW3 katı-su fantomunda PTW 2D-Array 729 iyon odası sistemi ve Gafchromic EBT3 Film kullanılarak ölçülen doz dağılımlarının 3, 4 ve 5 mm DTA ile %3, 4 ve 5 DD kriterleri için, lokal referans doz kullanılarak, ölçülen verideki en yüksek dozun %10’u altındaki dozların baskılanmasıyla elde edilen analiz sonuçları**

	3 mm'de %3 Doz Farklılığı		4 mm'de %4 Doz Farklılığı		5 mm'de %5 Doz Farklılığı	
	TPS 2D-Array 729	TPS - EBT3 Film	TPS 2D-Array	TPS - EBT3 Film	TPS 2D-Array	TPS - EBT3 Film
<b>Alan 1</b>	91,6	84,3	95,3	88,9	97,9	91,0
<b>Alan 2</b>	89,7	82,6	94,1	90,2	96,8	94,3
<b>Alan 3</b>	94,4	86,1	98,3	95,7	98,3	98,6
<b>Alan 4</b>	91,7	76,3	93,8	86,3	96,9	91,3
<b>Alan 5</b>	93,3	86,5	96,3	93,8	97,0	97,2
<b>Alan 6</b>	91,1	90,9	94,8	96,8	96,3	98,7
<b>Alan 7</b>	98,6	82,8	100,0	92,0	100	96,4
<b>Ortalama</b>	92,9	84,2	96,1	91,9	97,6	95,4
<b>St. Sapma</b>	2,9	4,4	2,3	3,8	1,2	3,2

Lokal referans doz kullanılarak, 3mm DTA ve %3 DD kriterlerinde, ölçülen verideki maksimum dozun %10’u altındaki dozların baskılandığı, TPS ve 2D-Array ile TPS ve Gafchromic EBT3 Film verilerinin karşılaştırılmasıyla elde edilen analizlerin sonuçları Wilcoxon Signed Ranks Test yöntemi ile istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p= 0,018$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p<0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Lokal referans doz kullanılarak 4 mm DTA ve %4 DD kriterlerinde, ölçülen verideki maksimum dozun %10’u altındaki dozların baskılandığı, TPS ve 2D-Array ile TPS ve Gafchromic EBT3 Film verilerinin karşılaştırılmasıyla elde edilen analizlerin sonuçları Wilcoxon Signed Ranks Test yöntemi ile istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p= 0,028$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p<0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Lokal referans doz kullanılarak 5mm DTA ve %5 DD kriterlerinde, ölçülen verideki maksimum dozun %10’u altındaki dozların baskılandığı, TPS ve 2D-Array ile TPS ve Gafchromic EBT3 Film verilerinin karşılaştırılmasıyla elde edilen analizlerin sonuçları Wilcoxon Signed Ranks Test yöntemi ile istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p= 0,176$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p>0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

**Tablo 4. TPS’de hesaplanarak elde edilen bölünmemiş alanların doz dağılımları ile, PTW RW3 katı-su fantomunda PTW 2D-Array 729 iyon odası sistemi ve Gafchromic EBT3 Film kullanılarak ölçülen doz dağılımlarının 3, 4 ve 5 mm DTA ile %3, 4 ve 5 DD kriterleri için, global referans doz kullanılarak, ölçülen verideki en yüksek dozun %5’i altındaki dozların baskılanmasıyla elde edilen analiz sonuçları**

	3 mm'de %3 Doz Farklılığı		4 mm'de %4 Doz Farklılığı		5 mm'de %5 Doz Farklılığı	
	TPS 2D Array	TPS - EBT3 Film	TPS 2D-Array	TPS - EBT3 Film	TPS 2D-Array	TPS - EBT3 Film
<b>Alan 1</b>	97,7	86,6	98,4	91,5	99,2	96,0
<b>Alan 2</b>	96,8	91,4	98,2	95,9	98,2	98,0
<b>Alan 3</b>	98,0	93,5	100,0	98,5	100,0	99,6
<b>Alan 4</b>	96,2	82,6	97,5	90,2	98,1	94,5
<b>Alan 5</b>	96,6	92,5	97,9	97,8	98,3	99,6
<b>Alan 6</b>	96,2	98,8	96,6	99,7	99,2	100,0
<b>Alan 7</b>	100,0	98,2	100,0	94,6	100,0	96,9
<b>Ortalama</b>	97,4	90,7	98,3	95,4	99,0	97,8
<b>St. Sapma</b>	1,4	5,1	1,2	3,5	0,8	2,1

Global referans doz kullanılarak, 3mm DTA ve %3 DD kriterlerinde, ölçülen verideki maksimum dozun %5’i altındaki dozların baskılandığı, TPS ve 2D-Array ile TPS ve Gafchromic EBT3 Film verilerinin karşılaştırılmasıyla elde edilen analizlerin sonuçları Wilcoxon Signed Ranks Test yöntemi ile istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p= 0,028$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p<0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Global referans doz kullanılarak 4 mm DTA ve %4 DD kriterlerinde, ölçülen verideki maksimum dozun %5’i altındaki dozların baskılandığı, TPS ve 2D-Array ile TPS ve Gafchromic EBT3 Film verilerinin karşılaştırılmasıyla elde edilen analizlerin sonuçları Wilcoxon Signed Ranks Test yöntemi ile istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p=0,091$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p>0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Global referans doz kullanılarak 5mm DTA ve %5 DD kriterlerinde, ölçülen verideki maksimum dozun %5’i altındaki dozların baskılandığı, TPS ve 2D-Array ile TPS ve Gafchromic EBT3 Film verilerinin karşılaştırılmasıyla elde edilen analizlerin sonuçları Wilcoxon Signed Ranks Test yöntemi ile istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p= 0,236$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p>0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

**Tablo 5. TPS’de hesaplanarak elde edilen bölünmemiş alanların doz dağılımları ile, PTW RW3 katı-su fantomunda PTW 2D-Array 729 iyon odası sistemi ve Gafchromic EBT3 Film kullanılarak ölçülen doz dağılımlarının 3, 4 ve 5 mm DTA ile %3, 4 ve 5 DD kriterleri için, global referans doz kullanılarak, ölçülen verideki en yüksek dozun %10’u altındaki dozların baskılanmasıyla elde edilen analiz sonuçları**

	3 mm'de %3 Doz Farklılığı		4 mm'de %4 Doz Farklılığı		5 mm'de %5 Doz Farklılığı	
	TPS 2D-Array	TPS - EBT3 Film	TPS 2D-Array	TPS - EBT3 Film	TPS 2D-Array	TPS - EBT3 Film
<b>Alan 1</b>	97,9	91,3	98,4	94,6	99,0	97,3
<b>Alan 2</b>	98,4	89,4	100,0	94,5	100,0	97,2
<b>Alan 3</b>	98,3	93,6	100,0	98,4	100,0	99,5
<b>Alan 4</b>	99,0	89,0	99,5	94,8	99,5	98,0
<b>Alan 5</b>	100,0	96,2	100,0	99,0	100,0	99,9
<b>Alan 6</b>	99,3	98,8	99,3	99,7	99,3	100
<b>Alan 7</b>	100,0	89,0	100,0	95,4	100,0	97,7
<b>Ortalama</b>	99,0	92,4	99,6	96,6	99,7	98,5
<b>St. Sapma</b>	0,8	3,9	0,6	2,3	0,4	1,2

Global referans doz kullanılarak, 3mm DTA ve %3 DD kriterlerinde, ölçülen verideki maksimum dozun %10’u altındaki dozların baskılandığı, TPS ve 2D-Array ile TPS ve Gafchromic EBT3 Film verilerinin karşılaştırılmasıyla elde edilen analizlerin sonuçları Wilcoxon Signed Ranks Test yöntemi ile istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p= 0,018$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p<0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Global referans doz kullanılarak, 4 mm DTA ve %4 DD kriterlerinde, ölçülen verideki maksimum dozun %10’u altındaki dozların baskılandığı, TPS ve 2D-Array ile TPS ve Gafchromic EBT3 Film verilerinin karşılaştırılmasıyla elde edilen analizlerin sonuçları Wilcoxon Signed Ranks Test yöntemi ile istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p= 0,028$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p<0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Global referans doz kullanılarak, 5mm DTA ve %5 DD kriterlerinde, ölçülen verideki maksimum dozun %10’u altındaki dozların baskılandığı, TPS ve 2D-Array ile TPS ve Gafchromic EBT3 Film verilerinin karşılaştırılmasıyla elde edilen analizlerin sonuçları Wilcoxon Signed Ranks Test yöntemi ile istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p= 0,063$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p>0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

## TPS'DE BÖLÜNmüş ALANLARIN PTW VERISOFT 4.1 PROGRAMI İLE ELDE EDİLEN GAMA-İNDEKS ANALİZ SONUÇLARI

TPS'de onaylanarak elde edilen bölünmüş alanların doz dağılımları ile, PTW RW3 katı-su fantomunda PTW 2D-Array 729 iyon odası sistemi ve Gafchromic EBT3 Film kullanılarak ölçülen doz dağılımları, gama-indeks analiz yöntemi kullanılarak karşılaştırıldı. Bu analiz sonuçları TPS'de hesaplanan ve 2D-Array ile ölçülen ve TPS'de hesaplanan ve Gafchromic EBT3 Film ile ölçülen doz akı haritalarının lokal ve global referans doz kullanılarak, 3, 4, 5 mm DTA ve %3, 4, 5 DD kriterlerinde, ölçülen verideki en yüksek dozun % 5 ve % 10'u altındaki dozların baskılanmasıyla elde edilen analiz sonuçları Tablo 6, 7,8 ve 9'de gösterilmiştir.

**Tablo 6. TPS'de hesaplanarak elde edilen bölünmüş alanların doz dağılımları ile, PTW RW3 katı-su fantomunda PTW 2D-Array 729 iyon odası sistemi ve Gafchromic EBT3 Film kullanılarak ölçülen doz dağılımlarının 3, 4 ve 5 mm DTA ile %3, 4 ve 5 DD kriterleri için, lokal referans doz kullanılarak, ölçülen verideki en yüksek dozun %5'i altındaki dozların baskılanmasıyla elde edilen analiz sonuçları**

	3 mm'de %3 Doz Farklılığı		4 mm'de %4 Doz Farklılığı		5 mm'de %5 Doz Farklılığı	
	TPS 2D-Array	TPS - EBT3 Film	TPS 2D-Array	TPS - EBT3 Film	TPS 2D-Array	TPS - EBT3 Film
Alan 1-0	85,4	86,2	89,2	88,5	91,5	93,98
Alan 1-1	88,2	59,2	94,7	69,9	97,4	77,5
Alan 2-0	89,7	47,1	95,8	52,7	97,2	57,3
Alan 2-1	87,0	26,1	92,0	33,3	95,0	39,4
Alan 3-0	91,8	80,0	95,5	87,1	99,1	91,3
Alan 3-1	76,4	85,8	89,3	92,7	93,3	95,7
Alan 4-0	77,2	71,9	81,6	80,9	89,9	86,4
Alan 4-1	73,3	75,1	78,1	85,5	81,3	90,5
Alan 5-0	75,8	74,0	81,9	82,1	84,6	86,2
Alan 5-1	80,9	65,4	91,6	74,0	96,1	80,2
Alan 6-0	68,6	65,9	77,4	78,6	83,6	86,1
Alan 6-1	78,6	79,0	85,5	93,6	87,0	98,1
Alan 7-0	71,6	76,8	83,2	84,2	84,2	86,3
Alan 7-1	90,4	76,6	99,4	80,6	99,4	83,4
Ortalama	81,0	69,0	88,2	77,4	91,4	82,3
St. Sapma	7,6	16,3	7	16,3	6,2	15,8

Bölünmüş her alan için, lokal referans doz kullanılarak, 3 mm DTA ve %3 DD kriterlerinde, ölçülen verideki maksimum dozun %5'i altındaki dozların baskılandığı, TPS ve 2D-Array ile TPS ve Gafchromic EBT3 Film verilerinin karşılaştırılmasıyla elde edilen analiz sonuçları Wilcoxon Signed Ranks Test yöntemi ile istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p=0,045$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p<0.05$  olduğundan anlamlı bulunmuştur.

Bölünmüş her alan için, lokal referans doz kullanılarak, 4 mm DTA ve %4 DD kriterlerinde, ölçülen verideki maksimum dozun %5'i altındaki dozların baskılandığı, TPS ve 2D-Array ile TPS ve Gafchromic EBT3 Film verilerinin karşılaştırılmasıyla elde edilen analiz sonuçları Wilcoxon Signed Ranks Test yöntemi ile istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p=0,177$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p>0.05$  olduğundan anlamlı bulunmamıştır.

Bölünmüş her alan için, lokal referans doz kullanılarak, 5 mm DTA ve %5 DD kriterlerinde, ölçülen verideki maksimum dozun %5'i altındaki dozların baskılandığı, TPS ve 2D-Array ile TPS ve Gafchromic EBT3 Film verilerinin karşılaştırılmasıyla elde edilen analiz sonuçları Wilcoxon Signed Ranks Test yöntemi ile istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p=0,198$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p>0.05$  olduğundan anlamlı bulunmamıştır.

**Tablo 7. TPS'de hesaplanarak elde edilen bölünmüş alanların doz dağılımları ile, PTW RW3 katı-su fantomunda PTW 2D-Array 729 iyon odası sistemi ve Gafchromic EBT3 Film kullanılarak ölçülen doz dağılımlarının 3, 4 ve 5 mm DTA ile %3, 4 ve 5 DD kriterleri için, lokal referans doz kullanılarak, ölçülen verideki en yüksek dozun %10'u altındaki dozların baskılanmasıyla elde edilen analiz sonuçları**

	3 mm'de %3 Doz Farklılığı		4 mm'de %4 Doz Farklılığı		5 mm'de %5 Doz Farklılığı	
	TPS 2D-Array	TPS - EBT3 Film	TPS 2D-Array	TPS - EBT3 Film	TPS 2D-Array	TPS - EBT3 Film
Alan 1-0	93,9	95,1	98,8	97,6	98,8	100,0
Alan 1-1	96,3	67,4	100,0	78,3	100,0	85,6
Alan 2-0	96,3	61,0	98,5	67,9	99,3	73,3
Alan 2-1	95,7	32,0	95,7	40,9	97,1	48,4
Alan 3-0	97,4	95,2	98,7	98,3	100,0	99,5
Alan 3-1	81,8	92,3	89,4	96,4	93,9	97,7
Alan 4-0	81,3	68,9	84,6	77,7	90,1	83,4
Alan 4-1	97,8	86,5	98,9	92,8	98,9	95,4
Alan 5-0	94,8	93,5	96,1	98,8	98,7	99,8
Alan 5-1	92,7	75,3	99,0	83,1	100,0	87,8
Alan 6-0	83,6	72,8	94,5	81,4	98,6	86,3
Alan 6-1	94,3	90,2	98,6	98,3	100,0	99,8
Alan 7-0	87,7	87,7	91,2	89,5	93,0	91,2
Alan 7-1	96,1	96,2	100,0	99,0	100,0	99,9
Ortalama	92,1	79,6	96,0	85,7	97,7	89,2
St. Sapma	5,9	18,1	4,6	16,3	3,1	14,8

Bölünmüş her alan için, lokal referans doz kullanılarak, 3 mm DTA ve %3 DD kriterlerinde, ölçülen verideki maksimum dozun %10'u altındaki dozların baskılandığı, TPS ve 2D-Array ile TPS ve Gafchromic EBT3 Film verilerinin karşılaştırılmasıyla elde edilen analiz sonuçları Wilcoxon Signed Ranks Test yöntemi ile istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p=0,011$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p<0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Bölünmüş her alan için, lokal referans doz kullanılarak, 4 mm DTA ve %4 DD kriterlerinde, ölçülen verideki maksimum dozun %10'u altındaki dozların baskılandığı, TPS ve 2D-Array ile TPS ve Gafchromic EBT3 Film verilerinin karşılaştırılmasıyla elde edilen analiz sonuçları Wilcoxon Signed Ranks Test yöntemi ile istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p= 0,019$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p<0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Bölünmüş her alan için, lokal referans doz kullanılarak, 5 mm DTA ve %5 DD kriterlerinde, ölçülen verideki maksimum dozun %10'u altındaki dozların baskılandığı, TPS ve 2D-Array ile TPS ve Gafchromic EBT3 Film verilerinin karşılaştırılmasıyla elde edilen analiz sonuçları Wilcoxon Signed Ranks Test yöntemi ile istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p= 0,026$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p<0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

**Tablo 8. TPS'de hesaplanarak elde edilen bölünmüş alanların doz dağılımları ile, PTW RW3 katı-su fantomunda PTW 2D-Array 729 iyon odası sistemi ve Gafchromic EBT3 Film kullanılarak ölçülen doz dağılımlarının 3, 4 ve 5 mm DTA ile %3, 4 ve 5 DD kriterleri için, global referans doz kullanılarak, ölçülen verideki en yüksek dozun %5'i altındaki dozların baskılanmasıyla elde edilen analiz sonuçları**

	3 mm'de %3 Doz Farklılığı		4 mm'de %4 Doz Farklılığı		5 mm'de %5 Doz Farklılığı	
	TPS 2D-Array	TPS - EBT3 Film	TPS 2D-Array	TPS - EBT3 Film	TPS 2D-Array	TPS - EBT3 Film
<b>Alan 1-0</b>	99,2	96,2	100,0	99,2	100,0	100,0
<b>Alan 1-1</b>	98,7	92,2	100,0	97,1	100,0	99,1
<b>Alan 2-0</b>	100,0	56,1	100,0	62,4	100,0	67,1
<b>Alan 2-1</b>	99,0	30,6	99,0	39,4	100,0	46,7
<b>Alan 3-0</b>	100,0	95,0	100,0	97,3	100,0	98,0
<b>Alan 3-1</b>	97,2	95,8	98,3	97,6	99,4	98,1
<b>Alan 4-0</b>	91,1	95,2	93,7	98,8	94,9	99,6
<b>Alan 4-1</b>	97,3	92,7	97,9	97,3	97,9	99,1
<b>Alan 5-0</b>	96,6	89,5	97,3	93,2	97,3	95,9
<b>Alan 5-1</b>	97,8	85,1	99,4	94,7	100,0	98,4
<b>Alan 6-0</b>	96,2	88,3	98,7	92,6	98,7	95,0
<b>Alan 6-1</b>	96,9	99,7	96,9	100,0	96,9	100,0
<b>Alan 7-0</b>	97,9	98,9	98,9	98,9	98,9	98,9
<b>Alan 7-1</b>	98,9	82,7	100,0	86,7	100,0	89,3
<b>Ortalama</b>	97,6	85,5	98,6	89,7	98,9	91,8
<b>St. Sapma</b>	2,2	19,2	1,7	17,3	1,6	15,6

Bölünmüş her alan için, global referans doz kullanılarak, 3 mm DTA ve %3 DD kriterlerinde, ölçülen verideki maksimum dozun %5'i altındaki dozların baskılandığı, TPS ve



2D-Array ile TPS ve Gafchromic EBT3 Film verilerinin karşılaştırılmasıyla elde edilen analiz sonuçları Wilcoxon Signed Ranks Test yöntemi ile istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p=0,06$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p>0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Bölünmüş her alan için, global referans doz kullanılarak, 4 mm DTA ve %4 DD kriterlerinde, ölçülen verideki maksimum dozun %5'i altındaki dozların baskılandığı, TPS ve 2D-Array ile TPS ve Gafchromic EBT3 Film verilerinin karşılaştırılmasıyla elde edilen analiz sonuçları Wilcoxon Signed Ranks Test yöntemi ile istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p=0,03$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p<0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Bölünmüş her alan için, global referans doz kullanılarak, 5 mm DTA ve %5 DD kriterlerinde, ölçülen verideki maksimum dozun %5'i altındaki dozların baskılandığı, TPS ve 2D-Array ile TPS ve Gafchromic EBT3 Film verilerinin karşılaştırılmasıyla elde edilen analiz sonuçları Wilcoxon Signed Ranks Test yöntemi ile istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p=0,099$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p>0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

**Tablo 9. TPS'de hesaplanarak elde edilen bölünmüş alanların doz dağılımları ile, PTW RW3 katı-su fantomunda PTW 2D-Array 729 iyon odası sistemi ve Gafchromic EBT3 Film kullanılarak ölçülen doz dağılımlarının 3, 4 ve 5 mm DTA ile %3, 4 ve 5 DD kriterleri için, global referans doz kullanılarak, ölçülen verideki en yüksek dozun %10'u altındaki dozların baskılanmasıyla elde edilen analiz sonuçları**

	3 mm'de %3 Doz Farklılığı		4 mm'de %4 Doz Farklılığı		5 mm'de %5 Doz Farklılığı	
	TPS 2D-Array	TPS - EBT3 Film	TPS 2D-Array	TPS - EBT3 Film	TPS 2D-Array	TPS - EBT3 Film
Alan 1-0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0
Alan 1-1	98,1	97,5	100,0	99,4	100,0	99,6
Alan 2-0	100,0	69,5	100,0	76,3	100,0	81,4
Alan 2-1	98,6	37,4	98,6	48,1	100,0	56,9
Alan 3-0	100,0	95,8	100,0	97,1	100,0	97,8
Alan 3-1	96,2	96,0	97,7	97,5	99,2	98,1
Alan 4-0	86,8	95,2	90,1	98,9	92,3	99,6
Alan 4-1	98,9	92,1	98,9	96,6	98,9	98,3
Alan 5-0	98,7	99,4	100,0	100,0	100,0	99,4
Alan 5-1	96,9	86,8	99,0	94,7	100,0	98,2
Alan 6-0	95,9	81,7	100,0	86,2	100,0	89,2
Alan 6-1	100,0	99,7	100,0	100,0	100,0	100,0
Alan 7-0	98,2	98,2	98,2	98,2	98,2	98,2
Alan 7-1	98,4	98,7	100,0	100,0	100,0	100,0
Ortalama	97,6	89,1	98,8	92,3	99,2	94,1
St. Sapma	3,4	17,2	2,6	14,4	2,1	11,9

Bölünmüş her alan için, global referans doz kullanılarak, 3 mm DTA ve %3 DD kriterlerinde, ölçülen verideki maksimum dozun %10'u altındaki dozların baskılandığı, TPS ve 2D-Array ile TPS ve Gafchromic EBT3 Film verilerinin karşılaştırılmasıyla elde edilen analiz sonuçları Wilcoxon Signed Ranks Test yöntemi ile istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p= 0,065$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p>0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Bölünmüş her alan için, global referans doz kullanılarak, 4 mm DTA ve %4 DD kriterlerinde, ölçülen verideki maksimum dozun %10'u altındaki dozların baskılandığı, TPS ve 2D-Array ile TPS ve Gafchromic EBT3 Film verilerinin karşılaştırılmasıyla elde edilen analiz sonuçları Wilcoxon Signed Ranks Test yöntemi ile istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p= 0,051$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p>0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Bölünmüş her alan için, global referans doz kullanılarak, 5 mm DTA ve %5 DD kriterlerinde, ölçülen verideki maksimum dozun %10'u altındaki dozların baskılandığı, TPS ve 2D-Array ile TPS ve Gafchromic EBT3 Film verilerinin karşılaştırılmasıyla elde edilen analiz sonuçları Wilcoxon Signed Ranks Test yöntemi ile istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p= 0,037$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p<0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

## **TPS'DE BÖLÜNMEMİŞ ALANLARIN VE BU ALANLARIN BÖLÜNMESİYLE OLUŞAN KESİŞİM BÖLGESİNİN PTW VERISOFT 4.1 PROGRAMI İLE ELDE EDİLEN GAMA-İNDEKS ANALİZ SONUÇLARI**

TPS'de bölünmemiş alanların ve bu alanların bölünmesiyle oluşan iki alanın X-koordinat eksenini üzerindeki kesişim noktaları belirlenerek 'kesişim bölgeleri' oluşturuldu. TPS de bölünmemiş alanların doz dağılımı ile PTW RW3 katı-su fantomunda Gafchromic EBT3 Film ile yapılan ölçümler sonucu elde edilen doz dağılımlarının analizleri yapıldı ve 'TPS - EBT3 Film Tüm Alan' olarak kaydedildi. Ayrıca TPS'de bölünmemiş alanlara ve ölçüm sonucu elde edilen doz dağılımlarına ait kesişim bölgelerinin analizleri yapılarak 'TPS - EBT3 Film Kesişen Alan' olarak kaydedildi. Bu analizler 3, 4 ve 5 mm DTA ile %3, 4 ve 5 DD kriterleri için, lokal ve global referans doz kullanılarak, ölçülen verideki en yüksek dozun %5 ve %10'u altındaki dozların baskılanmasıyla elde edilen analiz sonuçları olarak Tablo 10, 11,12 ve 13'de gösterilmiştir.

**Tablo 10. TPS de hesaplanan ve PTW RW3 katı-su fantomunda Gafchromic EBT3 Film ile ölçülen, bölünmemiş alanlar ve bu alanların kesişim bölgelerinin, lokal referans doz kullanılarak, 3, 4 ve 5 mm DTA ile %3, 4 ve 5 DD kriterlerinde ölçülen verideki maksimum dozun %5'i altındaki dozların baskılanmasıyla elde edilen analiz sonuçları**

	3 mm'de %3 Doz Farklılığı		4 mm'de %4 Doz Farklılığı		5 mm'de %5 Doz Farklılığı	
	TPS - EBT3 Film Tüm Alan	TPS-EBT3 Film Kesişen Alan	TPS -EBT3 Film Tüm Alan	TPS - EBT3 Film Kesişen Alan	TPS - EBT3 Film Tüm Alan	TPS -EBT3 Film Kesişen Alan
<b>Alan 1</b>	75,0	90,6	80,9	94,8	83,9	96,5
<b>Alan 2</b>	79,3	78,7	88,3	88,5	92,9	93,6
<b>Alan 3</b>	80,1	75,9	91,1	89,1	95,6	94,2
<b>Alan 4</b>	63,4	67,3	73,4	75,0	79,7	82,0
<b>Alan 5</b>	69,0	62,9	79,6	68,4	86,7	73,1
<b>Alan 6</b>	75,7	70,1	84,4	81,9	88,8	88,5
<b>Alan 7</b>	74,4	65,7	85,2	77,6	91,0	84,3
<b>Ortalama</b>	73,8	73,0	83,2	82,1	88,3	87,5
<b>St.Sapma</b>	5,9	9,5	5,9	9,2	5,4	8,2

TPS ile hesaplanan, Gafchromic EBT3 Film ile ölçülen bölünmemiş alanların ve bu alanların kesişim bölgelerinin veri karşılaştırılması, lokal referans doz kullanılarak, 3 mm DTA ve %3 DD kriterlerinde ve ölçülen verideki maksimum dozun %5'i altındaki dozlar baskılanarak yapılmış, elde edilen analiz sonuçları Wilcoxon Signed Ranks Test yöntemi ile istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p= 0,398$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p>0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

TPS ile hesaplanan, Gafchromic EBT3 Film ile ölçülen bölünmemiş alanların ve bu alanların kesişim bölgelerinin veri karşılaştırılması, lokal referans doz kullanılarak, 4 mm DTA ve %4 DD kriterlerinde ve ölçülen verideki maksimum dozun %5'i altındaki dozlar baskılanarak yapılmış, elde edilen analiz sonuçları Wilcoxon Signed Ranks Test yöntemi ile istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p= 0,499$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p>0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

TPS ile hesaplanan, Gafchromic EBT3 Film ile ölçülen bölünmemiş alanların ve bu alanların kesişim bölgelerinin veri karşılaştırılması, lokal referans doz kullanılarak, 5 mm DTA ve %5 DD kriterlerinde ve ölçülen verideki maksimum dozun %5'i altındaki dozlar baskılanarak yapılmış, elde edilen analiz sonuçları Wilcoxon Signed Ranks Test yöntemi ile

istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p= 0,735$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p>0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

**Tablo 11. TPS de hesaplanan ve PTW RW3 katı-su fantomunda Gafchromic EBT3 Film ile ölçülen, bölünmemiş alanlar ve bu alanların kesişim bölgelerinin, lokal referans doz kullanılarak, 3, 4 ve 5 mm DTA ile %3, 4 ve 5 DD kriterlerinde ölçülen verideki maksimum dozun %10'u altındaki dozların baskılanmasıyla elde edilen analiz sonuçları**

	3 mm'de %3 Doz Farklılığı		4 mm'de %4 Doz Farklılığı		5 mm'de %5 Doz Farklılığı	
	TPS - EBT3 Film Tüm Alan	TPS - EBT3 Film Kesişen Alan	TPS - EBT3 Film Tüm Alan	TPS - EBT3 Film Kesişen Alan	TPS - EBT3 Film Tüm Alan	TPS - EBT3 Film Kesişen Alan
Alan 1	84,3	92,4	88,9	96,6	91,0	98,4
Alan 2	82,6	81,7	90,2	90,3	94,3	95,0
Alan 3	86,1	80,3	95,7	93,5	98,6	97,6
Alan 4	76,3	70,4	86,3	76,9	91,3	83,0
Alan 5	86,5	77,1	93,8	82,4	97,2	87,1
Alan 6	90,9	81,5	96,8	90,6	98,7	94,7
Alan 7	82,8	82,6	92,0	93,3	96,4	97,7
Ortalama	88,4	87,5	92,0	89,0	95,3	93,5
St. Sapma	5,4	8,2	3,8	6,9	3,2	5,9

TPS ile hesaplanan, Gafchromic EBT3 Film ile ölçülen bölünmemiş alanların ve bu alanların kesişim bölgelerinin veri karşılaştırılması, lokal referans doz kullanılarak, 3 mm DTA ve %3 DD kriterlerinde ve ölçülen verideki maksimum dozun %10'u altındaki dozlar baskılanarak yapılmış, elde edilen analiz sonuçları Wilcoxon Signed Ranks Test yöntemi ile istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p= 0,128$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p>0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

TPS ile hesaplanan, Gafchromic EBT3 Film ile ölçülen bölünmemiş alanların ve bu alanların kesişim bölgelerinin veri karşılaştırılması, lokal referans doz kullanılarak, 4 mm DTA ve %4 DD kriterlerinde ve ölçülen verideki maksimum dozun %10'u altındaki dozlar baskılanarak yapılmış, elde edilen analiz sonuçları Wilcoxon Signed Ranks Test yöntemi ile istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p= 0,310$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p>0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

TPS ile hesaplanan, Gafchromic EBT3 Film ile ölçülen bölünmemiş alanların ve bu alanların kesişim bölgelerinin veri karşılaştırılması, lokal referans doz kullanılarak, 5 mm DTA ve %5 DD kriterlerinde ve ölçülen verideki maksimum dozun %10'u altındaki dozlar baskılanarak yapılmış, elde edilen analiz sonuçları Wilcoxon Signed Ranks Test yöntemi ile

istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p= 0,398$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p>0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

**Tablo 12. TPS de hesaplanan ve PTW RW3 katı-su fantomunda Gafchromic EBT3 Film ile ölçülen, bölünmemiş alanlar ve bu alanların kesişim bölgelerinin, global referans doz kullanılarak, 3, 4 ve 5 mm DTA ile %3, 4 ve 5 DD kriterlerinde ölçülen verideki maksimum dozun %5'i altındaki dozların baskılanmasıyla elde edilen analiz sonuçları**

	3 mm'de %3 Doz Farklılığı		4 mm'de %4 Doz Farklılığı		5 mm'de %5 Doz Farklılığı	
	TPS - EBT3 Film Tüm Alan	TPS - EBT3 Film Kesişen Alan	TPS - EBT3 Film Tüm Alan	TPS - EBT3 Film Kesişen Alan	TPS - EBT3 Film Tüm Alan	TPS - EBT3 Film Kesişen Alan
<b>Alan 1</b>	86,6	95,7	91,5	97,9	96,0	98,8
<b>Alan 2</b>	91,4	91,7	95,9	96,6	98,0	98,6
<b>Alan 3</b>	93,5	91,1	98,5	98,3	99,6	99,3
<b>Alan 4</b>	82,6	83,0	90,2	91,2	94,5	96,8
<b>Alan 5</b>	92,5	73,2	97,8	80,4	99,6	87,5
<b>Alan 6</b>	98,8	95,2	99,7	99,3	100,0	100,0
<b>Alan 7</b>	89,2	85,0	94,6	93,4	96,8	97,9
<b>Ortalama</b>	90,7	87,8	95,5	93,9	97,8	97,0
<b>St. Sapma</b>	5,2	8	1,4	2,4	2,1	4,3

TPS ile hesaplanan, Gafchromic EBT3 Film ile ölçülen bölünmemiş alanların ve bu alanların kesişim bölgelerinin veri karşılaştırılması, global referans doz kullanılarak, 3 mm DTA ve %3 DD kriterlerinde ve ölçülen verideki maksimum dozun %5'i altındaki dozlar baskılanarak yapılmış, elde edilen analiz sonuçları Wilcoxon Signed Ranks Test yöntemi ile istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p= 0,398$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p>0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

TPS ile hesaplanan, Gafchromic EBT3 Film ile ölçülen bölünmemiş alanların ve bu alanların kesişim bölgelerinin veri karşılaştırılması, global referans doz kullanılarak, 4 mm DTA ve %4 DD kriterlerinde ve ölçülen verideki maksimum dozun %5'i altındaki dozlar baskılanarak yapılmış, elde edilen analiz sonuçları Wilcoxon Signed Ranks Test yöntemi ile istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p= 0,866$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p>0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

TPS ile hesaplanan, Gafchromic EBT3 Film ile ölçülen bölünmemiş alanların ve bu alanların kesişim bölgelerinin veri karşılaştırılması, global referans doz kullanılarak, 5 mm DTA ve %5 DD kriterlerinde ve ölçülen verideki maksimum dozun %5'i altındaki dozlar baskılanarak yapılmış, elde edilen analiz sonuçları Wilcoxon Signed Ranks Test yöntemi ile

istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p=0,463$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p>0,05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

**Tablo 13. TPS de hesaplanan ve PTW RW3 katı-su fantomunda Gafchromic EBT3 Film ile ölçülen, bölünmemiş alanlar ve bu alanların kesişim bölgelerinin, global referans doz kullanılarak, 3, 4 ve 5 mm DTA ile %3, 4 ve 5 DD kriterlerinde ölçülen verideki maksimum dozun %10'u altındaki dozların baskılanmasıyla elde edilen analiz sonuçları**

	3 mm'de %3 Doz Farklılığı		4 mm'de %4 Doz Farklılığı		5 mm'de %5 Doz Farklılığı	
	TPS - EBT3 Film Tüm Alan	TPS - EBT3 Film Kesişen Alan	TPS - EBT3 Film Tüm Alan	TPS - EBT3 Film Kesişen Alan	TPS - EBT3 Film Tüm Alan	TPS - EBT3 Film Kesişen Alan
Alan 1	91,3	97,5	94,6	99,3	97,3	99,9
Alan 2	89,4	89,5	94,5	94,5	97,2	98,2
Alan 3	93,6	90,9	98,4	98,4	99,5	99,3
Alan 4	89,0	82,4	94,8	94,8	98,0	96,4
Alan 5	96,2	85,2	99,0	99,0	99,9	95,2
Alan 6	98,8	96,3	99,7	99,7	100,0	99,9
Alan 7	89,0	84,6	95,4	94,4	97,7	97,9
Ortalama	92,5	89,5	96,6	97,2	98,5	97,1
St. Sapma	3,8	5,8	2,3	2,5	1,2	1,8

TPS ile hesaplanan, EBT3 Film ile ölçülen bölünmemiş alanların ve bu alanların kesişim bölgelerinin veri karşılaştırılması, global referans doz kullanılarak, 3 mm DTA ve %3 DD kriterlerinde ve ölçülen verideki maksimum dozun %10'u altındaki dozlar baskılanarak yapılmış, elde edilen analiz sonuçları Wilcoxon Signed Ranks Test yöntemi ile istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p=0,176$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p>0,05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

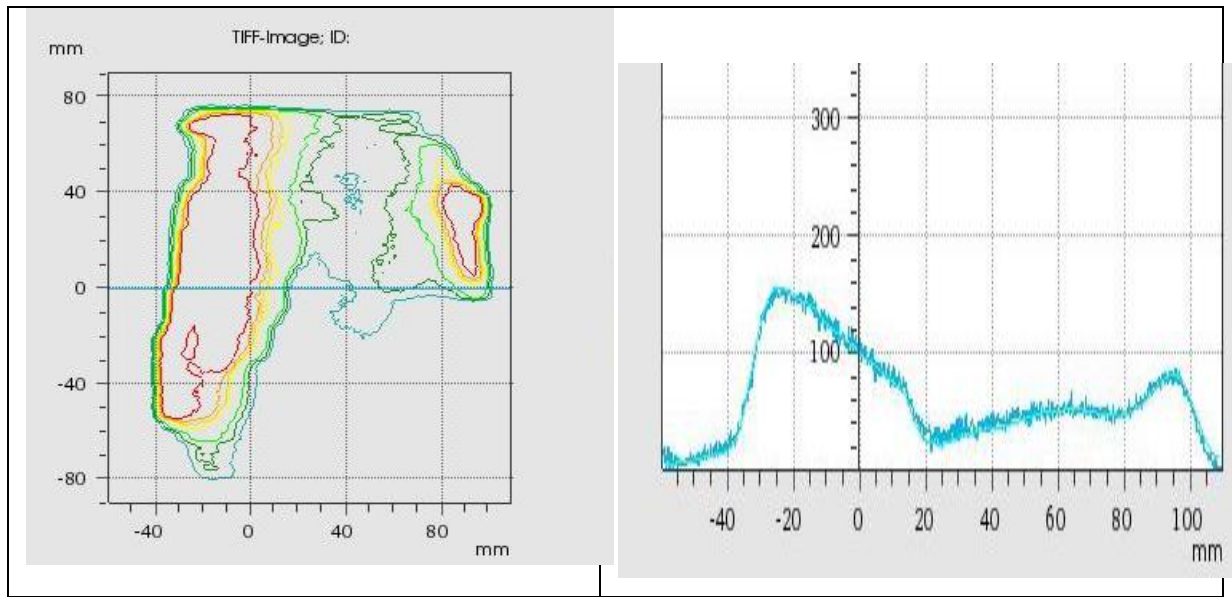
TPS ile hesaplanan, EBT3 Film ile ölçülen bölünmemiş alanların ve bu alanların kesişim bölgelerinin veri karşılaştırılması, global referans doz kullanılarak, 4 mm DTA ve %4 DD kriterlerinde ve ölçülen verideki maksimum dozun %10'u altındaki dozlar baskılanarak yapılmış, elde edilen analiz sonuçları Wilcoxon Signed Ranks Test yöntemi ile istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p=0,499$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p>0,05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

TPS ile hesaplanan, EBT3 Film ile ölçülen bölünmemiş alanların ve bu alanların kesişim bölgelerinin veri karşılaştırılması, global referans doz kullanılarak, 5 mm DTA ve %5 DD kriterlerinde ve ölçülen verideki maksimum dozun %10'u altındaki dozlar baskılanarak yapılmış, elde edilen analiz sonuçları Wilcoxon Signed Ranks Test yöntemi ile istatistiksel

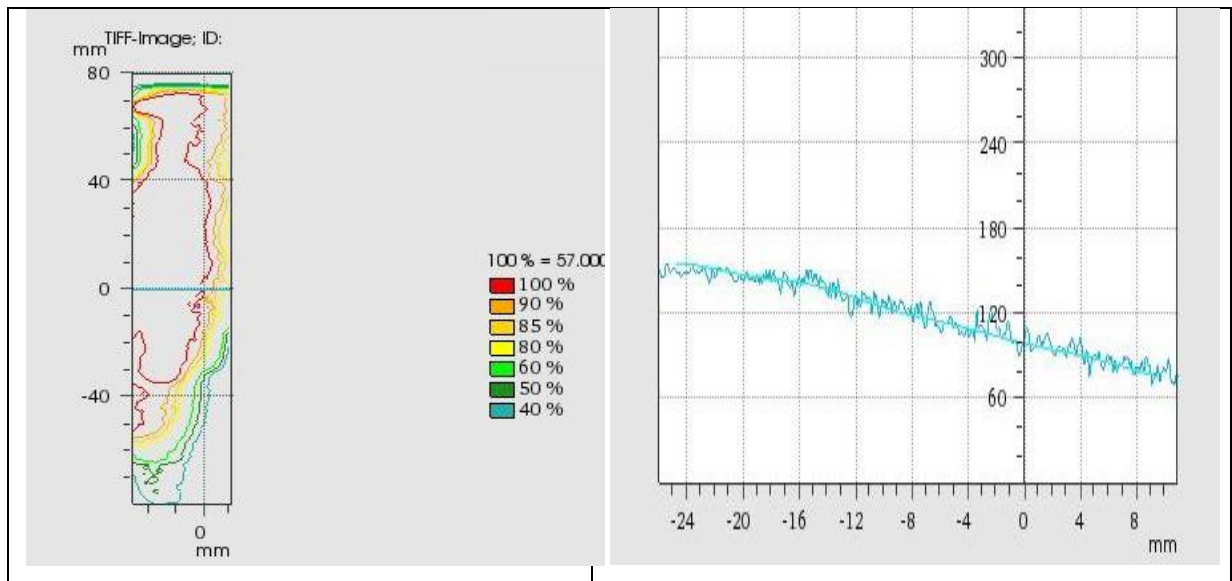
olarak değerlendirildiğinde  $p=0,799$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p>0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

### ALANLARA VE KESİŞİM BÖLGELERİNE AİT MERKEZİ PROFİL ANALİZ SONUÇLARININ GRAFİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

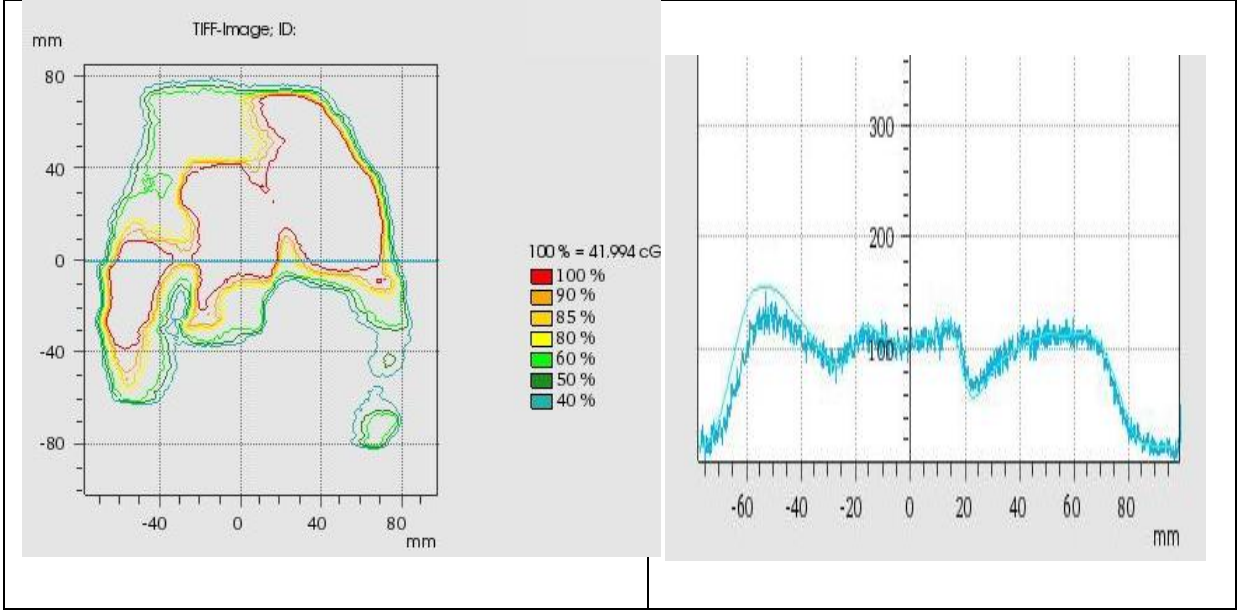
Alan 1 için TPS de hesaplanan ve PTW RW3 katı-su fantomunda Gafchromic EBT3 Film ile ölçülen, bölünmemiş alanlar ve bu alanların kesişim bölgelerinin doz akı haritası ve merkezi eksen doz profillerinin karşılaştırılması,



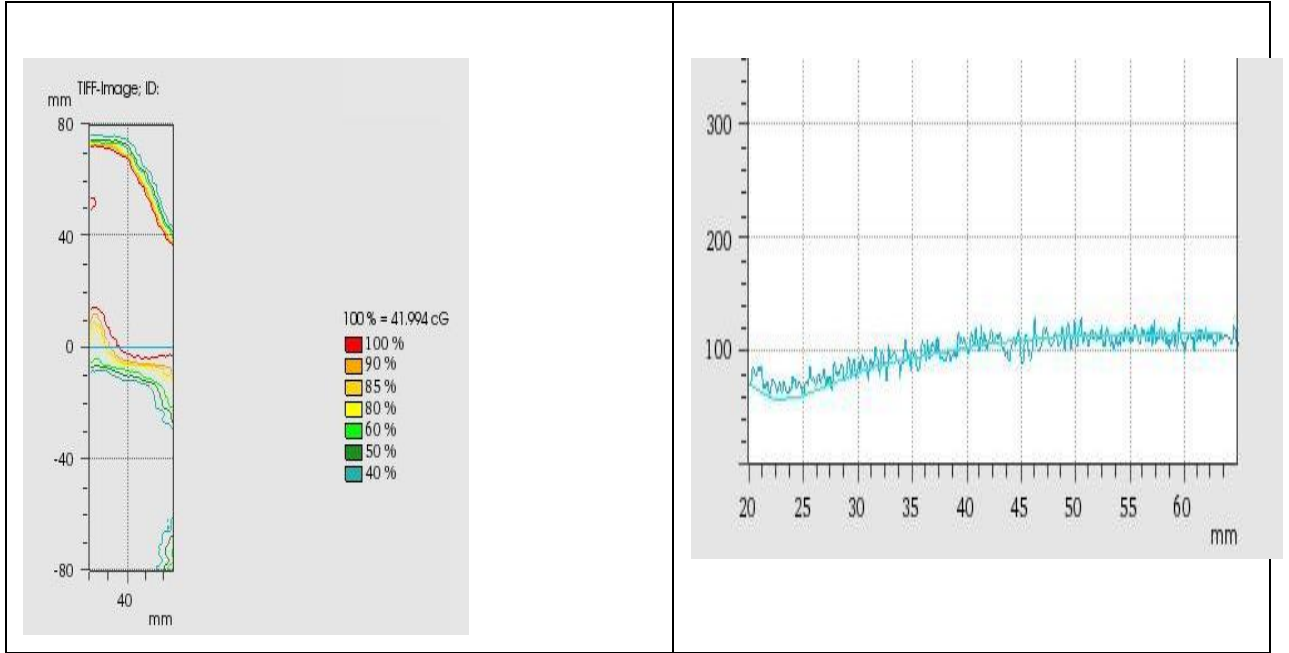
Şekil 28. Alan 1 için bölünmemiş alanın doz akı haritası ve merkezi eksen doz profili



Şekil 29. Alan 1 için kesişim bölgesinin doz akı haritası ve merkezi eksen doz profili

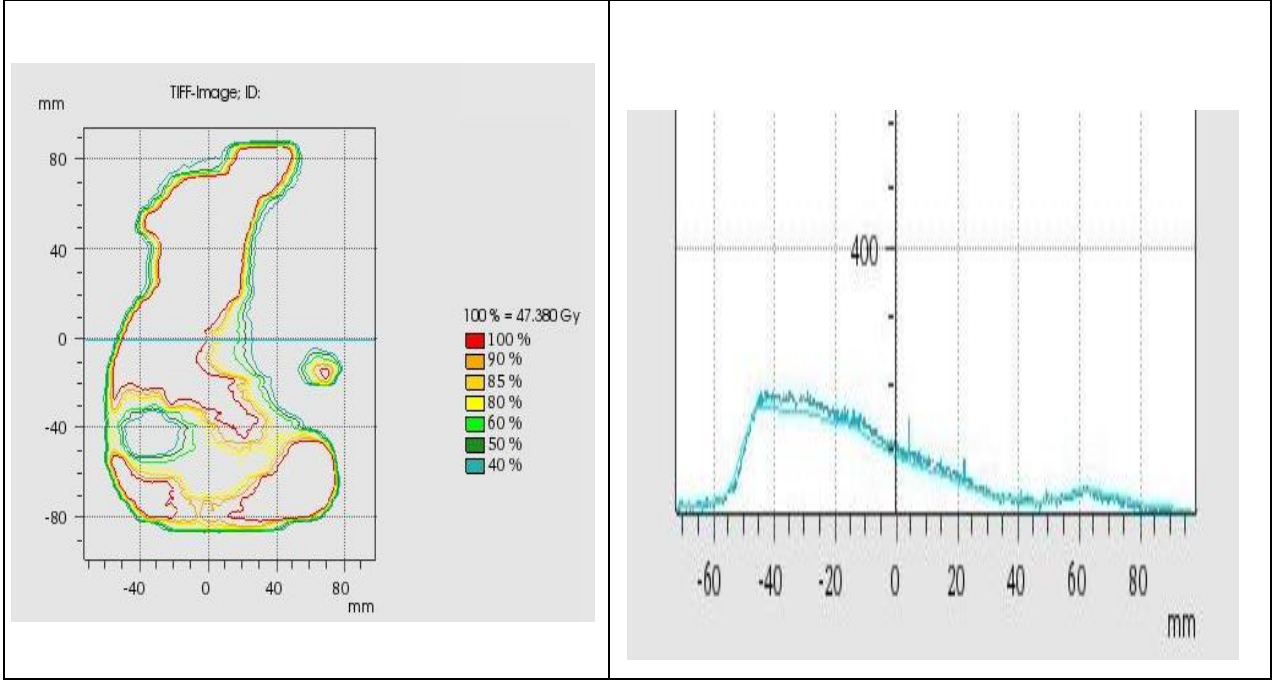


Şekil 30. Alan 2 için bölünmemiş alanın doz akı haritası ve merkezi eksen doz profili

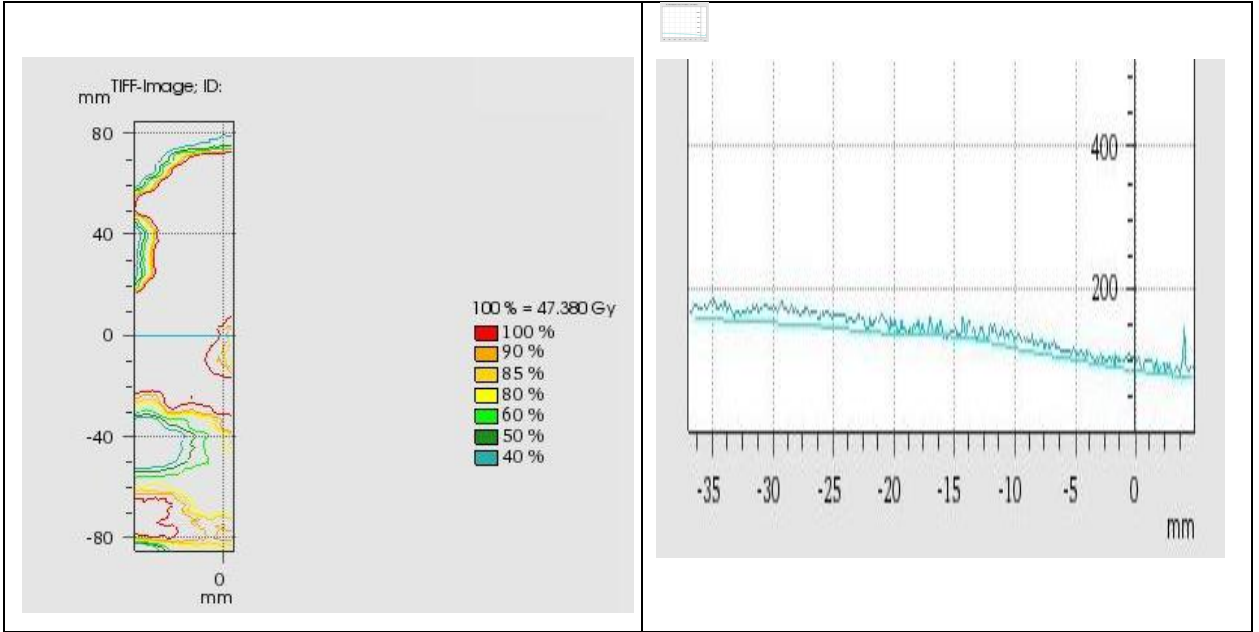


Şekil 31. Alan 2 için kesişim bölgesinin doz akı haritası ve merkezi eksen doz profili

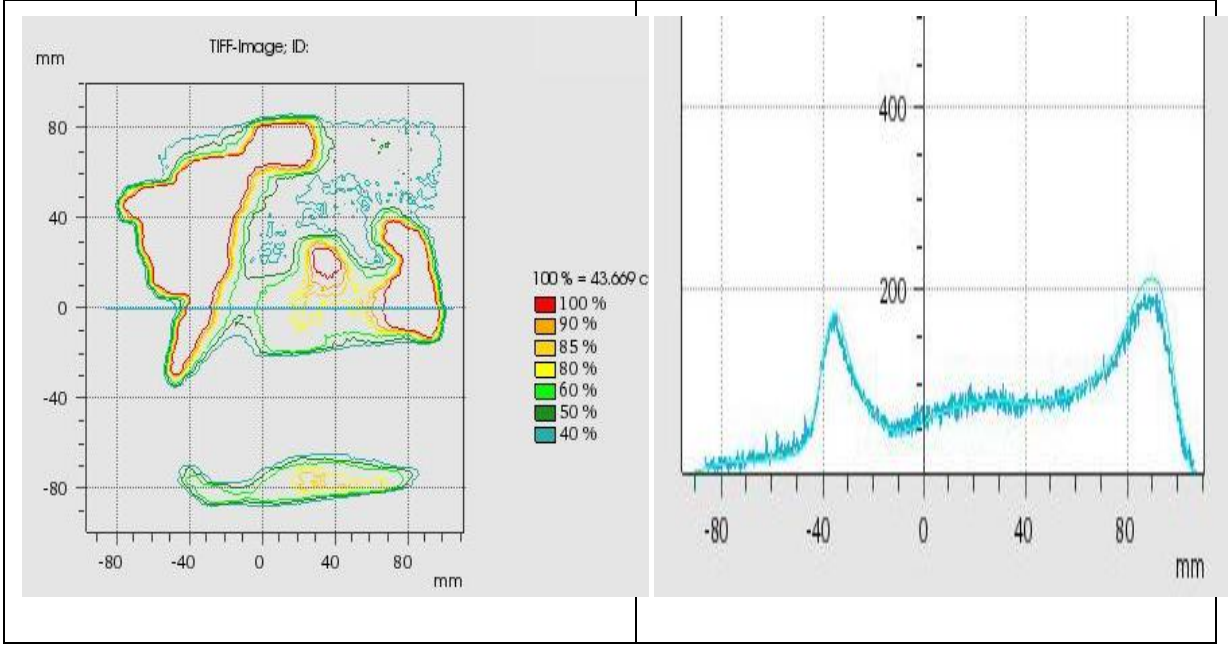




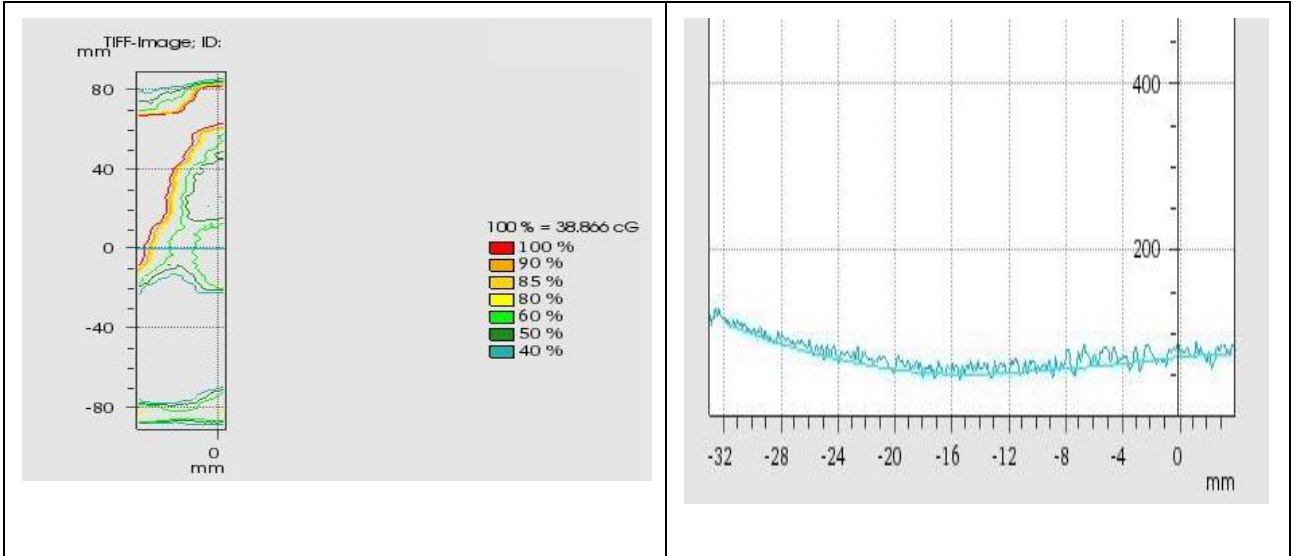
Şekil 32. Alan 3 için bölünmemiş alanın doz akı haritası ve merkezi eksen doz profili



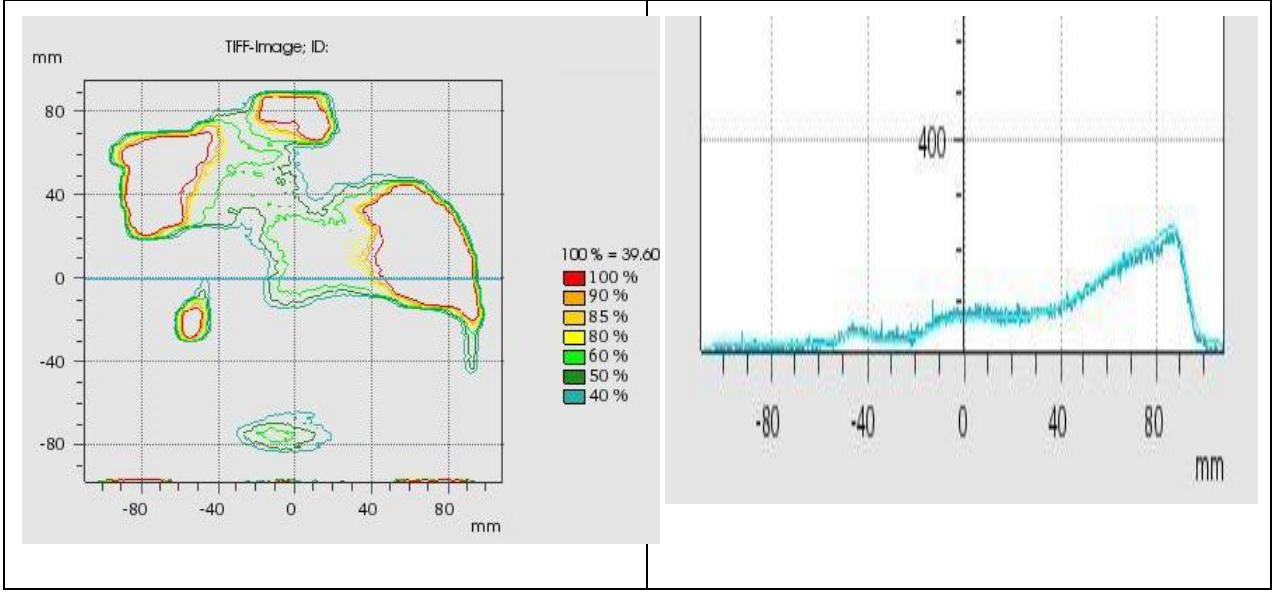
Şekil 33. Alan 3 için kesişim bölgesinin doz akı haritası ve merkezi eksen doz profili



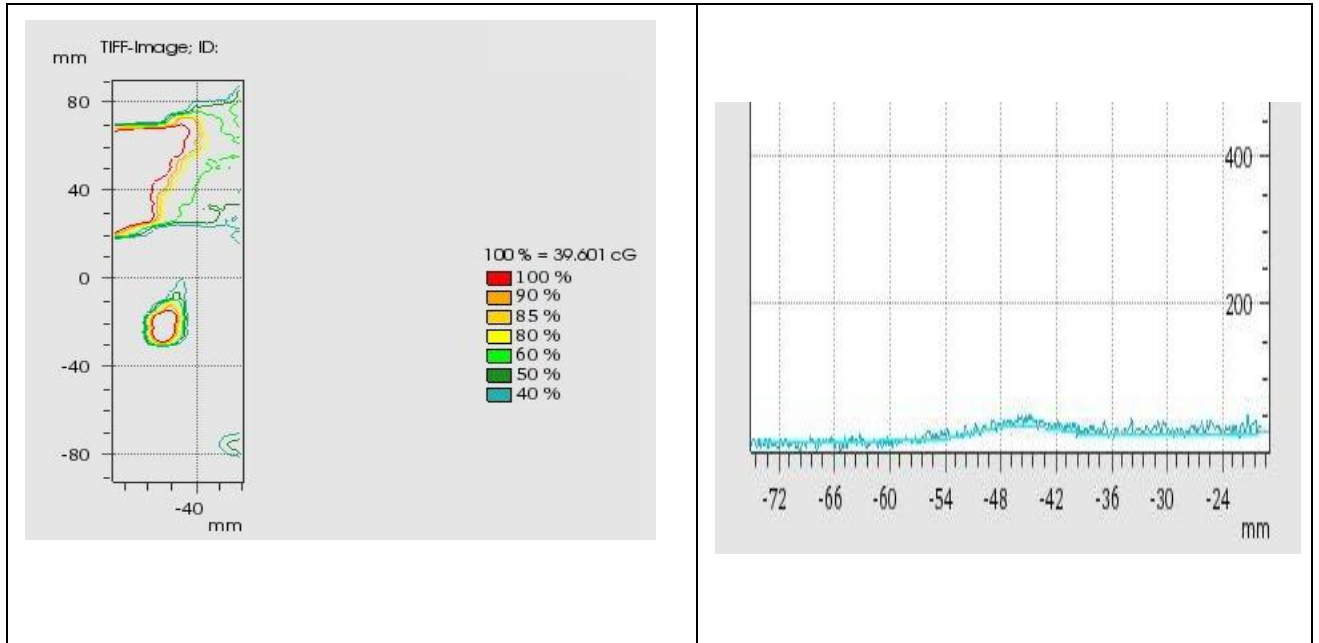
Şekil 34. Alan 4 için bölünmemiş alanın doz akı haritası ve merkezi eksen doz profili



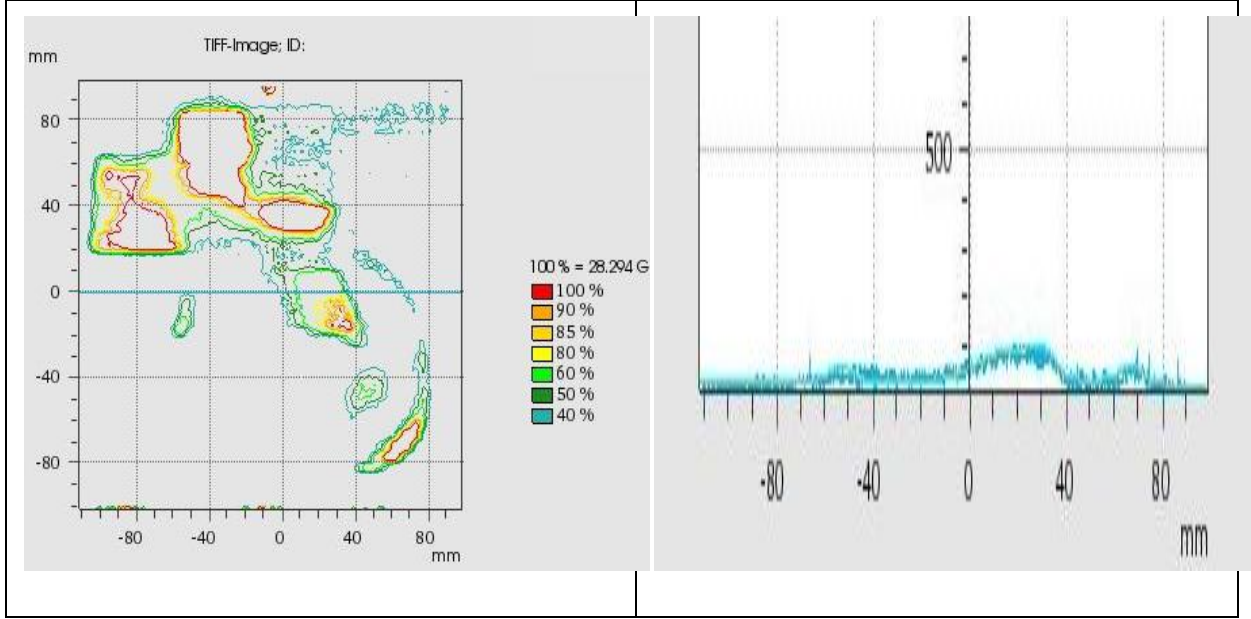
Şekil 35. Alan 4 için kesişim bölgesinin doz akı haritası ve merkezi eksen doz profili



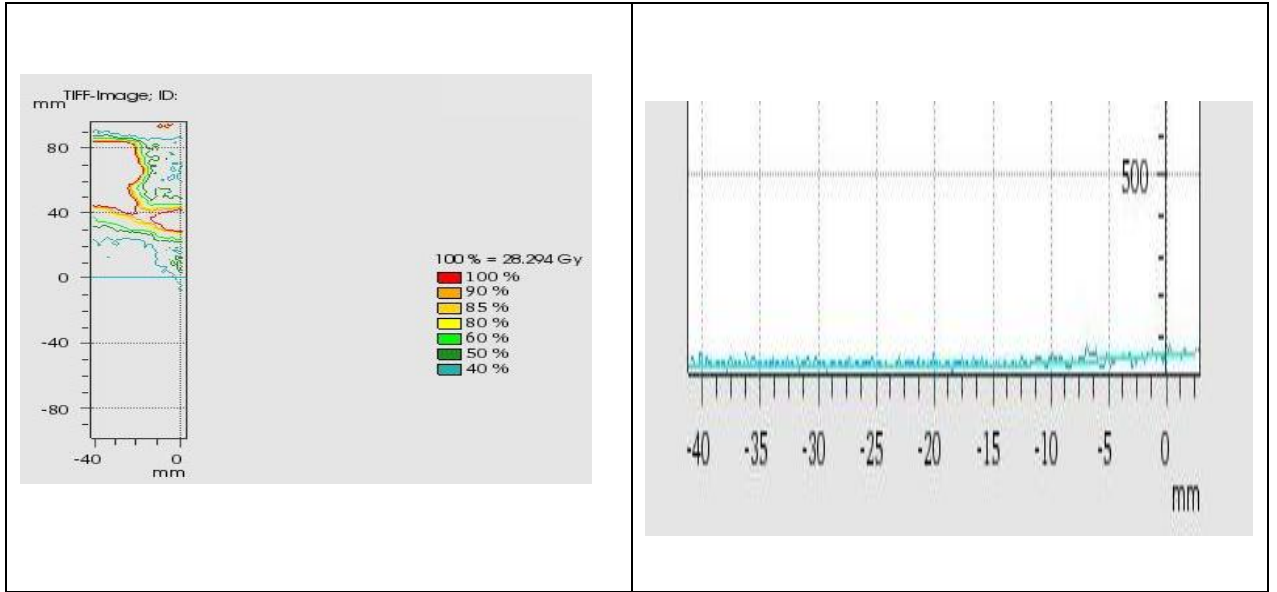
Şekil 36. Alan 5 için bölünmemiş alanının doz akı haritası ve merkezi eksen doz profili



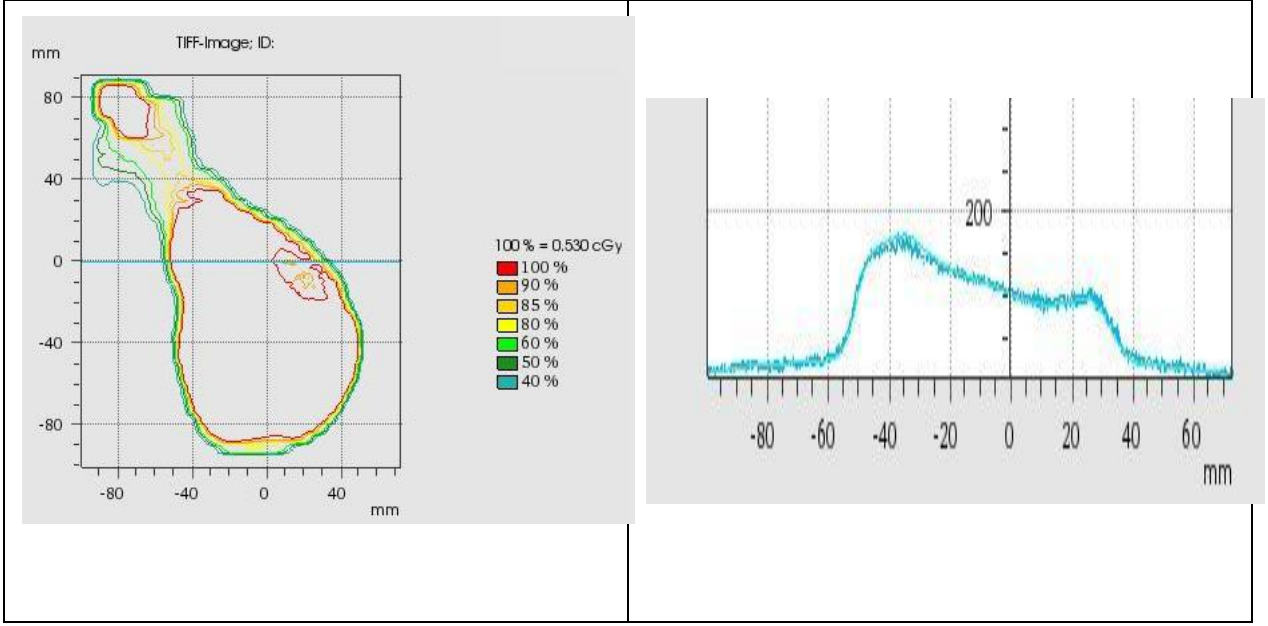
Şekil 37. Alan 5 için kesişim bölgesinin doz akı haritası ve merkezi eksen doz profili



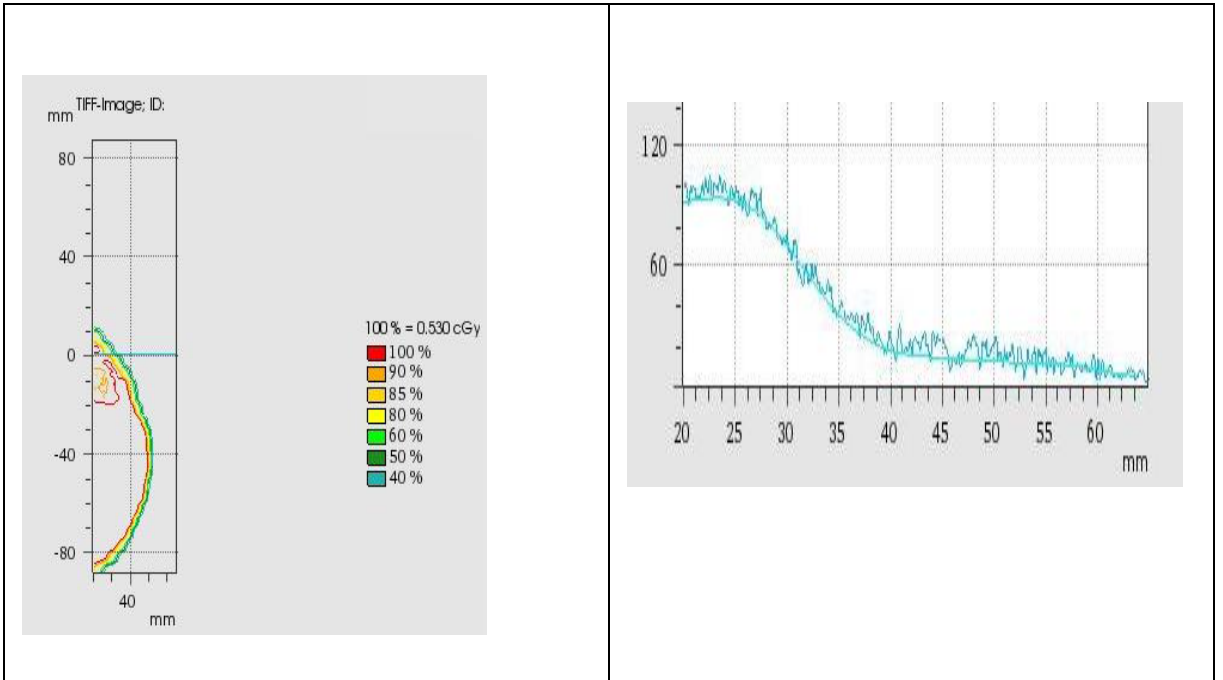
**Şekil 38. Alan 6 için bölünmemiş alanının doz akı haritası ve merkezi eksen doz profili**



**Şekil 39. Alan 6 için kesişim bölgesinin doz akı haritası ve merkezi eksen doz profili**



Şekil 40. Alan 7 için bölünmemiş alanının doz akı haritası ve merkezi eksen doz profili



Şekil 41. Alan 7 için kesişim bölgesinin doz akı haritası ve merkezi eksen doz profili

## TARTIŞMA

IMRT tedavileri için hazırlanan planların hastaya aktarılmasının doğruluğunun kontrolü, tedavinin etkinliği için çok önemlidir. Bu amaçla yapılan kalite kontroller bu doğruluğun nicel bir sonucudur.

Bu çalışmada TPS'den elde ettiğimiz yedi bölünmemiş alan ve bu alanların bölünmesiyle oluşan 14 alanın doğruluğu PTW RW3 katı-su fantomunda PTW 2D-Array 729 iyon odası sistemi ve Gafchromic EBT3 Film ile ölçülerek kontrol edildi. Böylece bölünmüş alanların kesişim bölgelerinin doz dağılımının analizleri yapılarak nicel sonuçlar elde edildi. TPS'de bölünmemiş alanların PTW RW3 katı-su fantomunda Gafchromic EBT3 Film kullanılarak ölçüm sonucunun analizi ile bu alanların bölünmesiyle oluşan iki alanın, üstüste ışınlanması sonucu elde edilen kesişim bölgelerin analizleri istatistiksel olarak değerlendirildi.

Ayrıca TPS'de bölünmemiş 7 alanın PTW RW3 katı-su fantomunda Gafchromic EBT3 Film kullanılarak elde edilen merkezi eksen doz profil eğrileri ile bu alanların bölünmesiyle oluşan iki alanın, üstüste ışınlanması sonucu elde edilen kesişim bölgelerinin analiz sonuçlarından elde edilen merkezi eksen doz profil eğrileri niteliksel olarak incelendi.

TPS'de bölünmemiş alanlar için TPS'den hesaplanarak ve 2D-Array ile ölçerek elde ettiğimiz doz akılarının karşılaştırılmasında;

Lokal referans doz kullanıldığında, ölçülen verideki maksimum dozun %5'i ve %10'nun altındaki dozlar baskılanarak analiz edildiğinde sırasıyla, 3 mm DTA ve %3 DD için %80,4 ve %92,9 ; 4, mm DTA ve %4 DD için %86,8 ve %96,1, 5 mm DTA ve %5 DD için %90,8 ve %97.6 bulunmuştur.

Global referans doz kullanıldığında, ölçülen verideki maksimum dozun %5'i ve %10'nun altındaki dozlar baskılanarak analiz edildiğinde sırasıyla, 3 mm DTA ve %3 DD için

%97,4 ve %99 ; 4, mm DTA ve %4 DD için %98,3 ve %99,6, 5 mm DTA ve %5 DD için %99 ve %99,7 bulunmuştur.

TPS’de bölünmemiş alanlar için TPS’den hesaplanarak ve EBT3 Film ile ölçerek elde ettiğimiz doz akılarının karşılaştırılmasında;

Lokal referans doz kullanıldığında, ölçülen verideki maksimum dozun %5’i ve %10’nun altındaki dozlar baskılanarak analiz edildiğinde sırasıyla, 3 mm DTA ve %3 DD için %73,8 ve %84,2 ; 4, mm DTA ve %4 DD için %82,5 ve %91,9, 5 mm DTA ve %5 DD için %88,3 ve %95,4 bulunmuştur.

Global referans doz kullanıldığında, ölçülen verideki maksimum dozun %5’i ve %10’nun altındaki dozlar baskılanarak analiz edildiğinde sırasıyla, 3 mm DTA ve %3 DD için %90,7 ve %92,4 ; 4, mm DTA ve %4 DD için %95,4 ve %96,6, 5 mm DTA ve %5 DD için %97,8 ve %98,5 bulunmuştur.

Bölünmüş alanlar için TPS’de hesaplanarak ve 2D-Array 729 ölçüm sistemiyle ölçülerek elde edilen doz akılarının karşılaştırılmasında;

Lokal referans doz kullanıldığında, ölçülen verideki maksimum dozun %5’i ve %10’nun altındaki dozlar baskılanarak analiz edildiğinde sırasıyla, 3 mm DTA ve %3 DD için %81 ve %92,1 ; 4, mm DTA ve %4 DD için %88,2 ve %96, 5 mm DTA ve %5 DD için %90,8 ve %97.7 bulunmuştur.

Global referans doz kullanıldığında, ölçülen verideki maksimum dozun %5’i ve %10’nun altındaki dozlar baskılanarak analiz edildiğinde sırasıyla, 3 mm DTA ve %3 DD için %97,6 ve %97,6 ; 4, mm DTA ve %4 DD için %98,9 ve %98,8, 5 mm DTA ve %5 DD için %99 ve %99,2 bulunmuştur.

Bölünmüş alanlar için TPS’de hesaplanarak ve EBT3 Film ölçüm sistemiyle ölçülerek elde edilen doz akılarının karşılaştırılmasında;

Lokal referans doz kullanıldığında, ölçülen verideki maksimum dozun %5’i ve %10’nun altındaki dozlar baskılanarak analiz edildiğinde sırasıyla, 3 mm DTA ve %3 DD için %69 ve %79,6 ; 4, mm DTA ve %4 DD için %77,4ve %85,7, 5 mm DTA ve %5 DD için %82,3ve %89,2 bulunmuştur.

Global referans doz kullanıldığında, ölçülen verideki maksimum dozun %5’i ve %10’nun altındaki dozlar baskılanarak analiz edildiğinde sırasıyla, 3 mm DTA ve %3 DD için %85,5 ve %89,1 ; 4, mm DTA ve %4 DD için %89,7 ve %92,3, 5 mm DTA ve %5 DD için %91,8 ve %94,1 bulunmuştur.

Bölünmemiş ve bölünmüş alanlar için, karşılaştırma analizlerinde lokal ve global refens doz kullanıldığında, maksimum dozun %10’nun baskılanması durumunda TPS ile

hesaplanan doz ile 2D-Array ve EBT3 Film ile ölçülen doz arasındaki uygunluğun maksimum dozun %5'inin baskınlımsı durumuna oranla daha yüksek olduğu, lokal referans doz kullanıldığında ise bu durumun daha belirgin olduğu görülmektedir. Global referans kullanıldığında hesaplanan ile ölçülen dozlar arasındaki uyum lokal doz kullanılmasına oranla daha fazladır. Global referans doz kullanıldığında düşük doz bölgelerinde olabilecek uygunsuzluğun gözden kaçabilmesi söz konusudur (38, 59). Klinikte analiz kriterleri belirlenirken bu durum dikkate alınmalıdır. 2D-Array ile ölçülen dozlar TPS ile hesaplanan dozlara, EBT3 Film ile ölçülen dozlardan daha yakındır.

Bu çalışmada, TPS'de bölünmemiş alanların analiz sonuçlarının, bu alanların bölünmesiyle oluşan alanların tek tek analiz sonuçlarına kıyasla daha az uyumlu olduğu görülmüştür. Howell ve ark. (55) tarafından EPID kullanılarak yapılan çalışmada, gama-indeks analizi sonuçlarına göre IMRT planları kalite kontrollerinde, çalışmamızla benzer şekilde bölünmüş alanların bölünmemiş alanlara göre TPS ile daha uyumlu olduğu bulunmuştur.

Llinares ve ark.larına (56) ait çalışmada, 10 tane hasta için  $0^0$ ,  $50^0$ ,  $100^0$ ,  $150^0$ ,  $210^0$ ,  $260^0$  ve  $310^0$  gantri açılarına sahip alanlardan oluşan IMRT planları kalite kontrolleri için PTW Octavius Fantom ve fantom içerisine yerleştirilen PTW 2D-Array İki boyutlu İyon odası sistemi ve film kullanılmıştır. TPS ile hesaplanarak, PTW 2D-Array İki boyutlu İyon odası ile ölçülerek elde edilen sonuçların, %3 DD ve 3 mm DTA kriterlerine göre yapılan karşılaştırmasında, gama-indeks analizi değerlerinin %91,4 ile %100 arasında; TPS ile film kullanarak yaptıkları karşılaştırmada ise gama-indeks analizi değerlerinin %87,7 ile %95,5 arasında olduğu görülmüştür.Çalışmamızda ise bölünmemiş alanlar için, %3 DD ve 3 mm DTA değerleri için global referans dozda ve ölçülen verideki maksimum dozun %5'i altındaki dozların baskılandığı doz kriterlerine göre TPS-PTW 2D-Array İki boyutlu İyon odası ile yapılan karşılaştırmada, analiz değerlerinin %96,2 ile %100 arasında; TPS-Film ile yapılan karşılaştırmada ise analiz değerlerinin %82,6 ile %98,8 arasında olduğu görülmüştür. Bu sonuçlar Llinares ve ark. nın sonuçlarıyla uyumludur.

Borca ve ark. (57) çalışmalarında radiochromic filmlerin IMRT planlarının doz dağılımlarını doğrulamak için kullanılabilecek önemli bir araç olduğunu göstermişlerdir. EBT3 ve EBT2 Filmlerinin duyarlı katmanı aynı bileşene sahip olduğundan birçok özelliklerinin de benzer olduğu gösterilmiştir. Elde ettikleri sonuçlar ile EBT3 Filmin EBT2 ile aynı şekilde klinik uygulama için kullanılabileceğini vurgulamışlardır. Bunun yanı sıra EBT3 Filmin yapısı simetrik olduğundan tarayıcının üstüne hangi tarafının yerleştirileceğinin bir önemi kalmamıştır. Çalışmalarında filmin her iki yüzünün taranması sonucundaki doz



farkı %0,7'den daha az bulunmuştur. Böylece bu durumun kullanıcıya kullanım kolaylığı sağladığı belirtilmiştir.

Spezi ve ark. (58) tarafından yapılan çalışmada, PTW 2D-Array 729'un dozimetrik özellikleri incelenmiştir.  $2 \times 2 \text{ cm}^2$ 'den  $27 \times 27 \text{ cm}^2$ 'ye kadar olan açık alanlarda yaptıkları ölçümlerde, PTW 2D-Array 729'un kısa, orta ve uzun vadede tekrarlanabilir olması ve hafifliği ( 2,4 kg ) nedeniyle set up kolaylığı sağladığı, bunun yanı sıra küçük alanlarda bile çok başarılı olduğu gösterilmiştir. Ayrıca PTW 2D-Array 729'un enerjiden bağımsız olduğu ve küçük alan boyutları içeren IMRT planlarında kullanılabileceği belirtilmiştir.

Wu ve ark. (1) tarafından yapılan çalışmada, bölünmüş ve bölünmemiş alanların film ile ölçülerek elde edilen doz dağılımlarının, hesaplanarak elde edilen ile uyumlu olduğu görülmüştür. Ayrıca bölünmüş alanlara ait toplam doz yoğunluğunun bölünmemiş alanlara ait doz yoğunluğuyla aynı olduğu görülmüştür.

TPS'de Bölünmemiş Alanların ve Bu Alanların Bölünmesiyle Olşan Kesişim Bölgesinin TPS'deki doz dağılımının EBT3 Film kullanılarak yapılan ışınlamalar sonucu elde ettiğimiz doz dağılımıyla karşılaştırılmasında;

3mm DTA ve %3 DD kriterlerinde, lokal referans doz kullanılarak, ölçülen verideki maksimum dozun %5'i altındaki dozun baskılanmasıyla elde edilen analiz sonuçlarının ortalaması bölünmemiş tüm alan için %73,8; kesişen alan için %73 bulunmuştur. Sonuçlar Wilcoxon Signed Ranks Test yöntemi ile istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p= 0,398$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p>0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

4mm DTA ve %4 DD kriterlerinde, lokal referans doz kullanılarak, ölçülen verideki maksimum dozun %5'i altındaki dozun baskılanmasıyla elde edilen analiz sonuçlarının ortalaması bölünmemiş tüm alan için %83,2; kesişen alan için %82,1 bulunmuştur. Sonuçlar istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p= 0,499$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p>0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

5mm DTA ve %5 DD kriterlerinde, lokal referans doz kullanılarak, ölçülen verideki maksimum dozun %5'i altındaki dozun baskılanmasıyla elde edilen analiz sonuçlarının ortalaması bölünmemiş tüm alan için %88,3; kesişen alan için %87,5 bulunmuştur. Sonuçlar istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p= 0,735$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p>0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

3mm DTA ve %3 DD kriterlerinde, lokal referans doz kullanılarak, ölçülen verideki maksimum dozun %10'u altındaki dozun baskılanmasıyla elde edilen analiz sonuçlarının ortalaması bölünmemiş tüm alan için %88,4; kesişen alan için %87,5 bulunmuştur. Sonuçlar

istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p= 0,128$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p>0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

4mm DTA ve %4 DD kriterlerinde, lokal referans doz kullanılarak, ölçülen verideki maksimum dozun %10'u altındaki dozun baskılanmasıyla elde edilen analiz sonuçlarının bölünmemiş tüm alan için %92; kesişen alan için %89 bulunmuştur. Sonuçlar istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p= 0,310$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p>0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

5mm DTA ve %5 DD kriterlerinde, lokal referans doz kullanılarak, ölçülen verideki maksimum dozun %10'u altındaki dozun baskılanmasıyla elde edilen analiz sonuçlarının ortalaması bölünmemiş tüm alan için %95,3; kesişen alan için %93,5 bulunmuştur. Sonuçlar istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p= 0,398$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p>0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

3mm DTA ve %3 DD kriterlerinde, global referans doz kullanılarak, ölçülen verideki maksimum dozun %5'i altındaki dozun baskılanmasıyla elde edilen analiz sonuçlarının ortalaması bölünmemiş tüm alan için %90,7; kesişen alan için %87,8 bulunmuştur. Sonuçlar istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p= 0,398$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p>0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

4mm DTA ve %4 DD kriterlerinde, global referans doz kullanılarak, ölçülen verideki maksimum dozun %5'i altındaki dozun baskılanmasıyla elde edilen analiz sonuçlarının ortalaması bölünmemiş tüm alan için %95,5; kesişen alan için %93,9 bulunmuştur. Sonuçlar istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p= 0,866$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p>0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

5mm DTA ve %5 DD kriterlerinde, global referans doz kullanılarak, ölçülen verideki maksimum dozun %5'i altındaki dozun baskılanmasıyla elde edilen analiz sonuçlarının ortalaması bölünmemiş tüm alan için %97,8; kesişen alan için %97 bulunmuştur. Sonuçlar Wilcoxon Signed Ranks Test yöntemi ile istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p= 0,463$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p>0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

3mm DTA ve %3 DD kriterlerinde, global referans doz kullanılarak, ölçülen verideki maksimum dozun %10'u altındaki dozun baskılanmasıyla elde edilen analiz sonuçlarının ortalaması bölünmemiş tüm alan için %92,5; kesişen alan için %89,5 bulunmuştur. Sonuçlar istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p= 0,176$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p>0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

4mm DTA ve %4 DD kriterlerinde, global referans doz kullanılarak, ölçülen verideki maksimum dozun %10'u altındaki dozun baskılanmasıyla elde edilen analiz sonuçlarının ortalaması bölünmemiş tüm alan için %96,6; kesişen alan için %97,2 bulunmuştur. Sonuçlar istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p= 0,499$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p>0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

5mm DTA ve %5 DD kriterlerinde, global referans doz kullanılarak, ölçülen verideki maksimum dozun %10'u altındaki dozun baskılanmasıyla elde edilen analiz sonuçlarının ortalaması bölünmemiş tüm alan için %98,5; kesişen alan için %97,1 bulunmuştur. Sonuçlar istatistiksel olarak değerlendirildiğinde  $p= 0,799$  olarak belirlenmiştir. Bu test sonucu  $p>0.05$  olduğundan bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Çalışma sonucunda; kliniğimizde kullanılan, IMRT tedavi planlaması esnasında 15 cm'den büyük alanları bölerek ışınlayan Varian Eclipse TPS'de, bölünmemiş her bir alanın ve bu alanların sadece kesişim bölgelerinin, hesaplanarak elde edilen verileriyle, Varian linak cihazı kullanılarak, çeşitli ölçüm yöntemleriyle ölçülerek elde edilen verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür. Yapılan analizler sonucunda, IMRT alanlarının bölerek (split) ışınlanmaları esnasında her hangi bir doz kaybı ya da fazlalığı gözlenmemiştir.

## SONUÇLAR

Çalışmamızda ‘sliding window’ tekniği kullanılarak Eclipse TPS’de yapılan geniş alan IMRT planlarının, Varian linaklarda ışınlanabilmesi için ikiye bölünerek oluşan alt planları ile olan uyumu ve alanların kesişim bölgelerindeki doz dağılımları 2D-Array ve EBT3 Film dozimetrisi kullanarak incelenmiş, tüm IMRT planlarının kalite kontrollerinin gama-indeks analiz sonuçları değerlendirilmiştir. Bölünmemiş alanların TPS planı ile bölünmüş alt alanların fantomda üstüste ışınlanarak ölçülen doz dağılımlarının gama-indeks analiz sonuçları elde edildikten sonra, TPS’de kesişim (overlap) bölgesi belirlenip, aynı bölgede elde edilen ölçüm sonuçlarının gama-indeks analizi ayrıca yapıldı. Bu iki analizin istatistiksel karşılaştırması yapılarak aralarındaki farkın anlamlılığı incelendi.

1. Gama-indeks analizinde bölünmemiş ve bölünmüş alanlar için TPS’de hesaplanan dozlar ile, bölünmüş alanların fantomda ayrı ayrı ve üst üste ışınlanması yapılarak ölçülen dozlar arasındaki uyumun lokal ve global referans doz kullanıldığında, maksimum dozun %10’unun baskılandığı durumda, %5’inin baskılanmasına göre daha yüksek olduğu görüldü.

2. Gama-indeks analizinde bölünmemiş ve bölünmüş alanlar için hesaplanan ile ölçülen dozlar arasındaki uyumun global referans doz kullanıldığında, lokal referans doz kullanılmasına göre daha yüksek olduğu görüldü.

3. Gama-indeks analizine göre, TPS’de hesaplanan dozların 2D-Array’de ölçülen dozlara olan uyumu, EBT3 Film ile ölçülen dozlardan daha yüksektir.

4. TPS’de bölünmemiş alanların analiz sonuçlarının, bu alanların bölünmesiyle oluşan alanların tek tek analiz sonuçlarına göre daha az uyumlu olduğu görülmüştür.

5. Bölünmemiş alanların TPS'deki merkezi eksen doz profili ve bu alanların bölünmesiyle oluşan iki alanın fantomda EBT3 Film ile ölçülen kesişim bölgesinin merkezi eksen doz profillerinin niteliksel karşılaştırmasında benzer oldukları ve birbirlerini tamamladıkları görüldü.

6. Kesişen alana yönelik istatistiksel değerlendirme ise gama-indeks analizinde 2D-Array'den daha az uyumlu sonuç veren EBT3 Film ölçümleri kullanılarak yapıldı. TPS'de bölünmemiş alan üzerinde kesişim (overlap) bölgesi belirlendi. Bu bölgedeki doz dağılımı ile, aynı bölgede Fantomda iki alt alanın üstüste ışınlanmasıyla elde edilen ölçümlerdeki doz dağılımının gama-indeks analizi yapıldı. Bölünmemiş alan gama-indeks sonuçları ile kesişim bölgesi gama-indeks analiz sonuçları arasında istatistiksel anlamlı bir fark bulunmadı.

7. 2D-Array için yapılan gama-indeks analizleriyle EBT3 Film için yapılan gama-indeks analizleri istatistiksel olarak karşılaştırıldığında, analiz kriterlerine göre anlamlı farklılık gösterebildiği belirlenmiştir. Bunun nedeni QA ölçümleri sırasındaki set-up hataları olabilir.

8. Yapılan analizler sonucunda 'sliding window' IMRT alanlarının bölünerek ışınlanmasında her hangi bir doz kaybı ya da fazlalığı gözlenmemiştir.

## ÖZET

Varian linak cihazının çok yapraklı kolimatörlerinin lif özelliğinden dolayı, Eclipse tedavi planlama sisteminde 15 cm'den büyük yoğunluk ayarlı radyoterapi alanları iki ya da daha fazla alana bölünerek planlanmaktadır. Eclipse'de hesaplanan doz dağılımları ile linakta ışınlama sonucu ölçülen değerler arasında, bu şekilde bölünmüş alanların kesişim bölgesinde doz düzensizlikleri meydana gelebilmektedir. Bu çalışmanın amacı, 'sliding window' tekniğine uygun olarak oluşturulan geniş radyoterapi alanlarının ikiye bölünerek ışınlanmasının güvenliğini kontrol etmek için, kesişim bölgelerindeki doz dağılımlarının incelenmesidir. Çalışmamızda alan genişlikleri 15 cm'den büyük olan 7 adet plan ve bu tedavi alanlarının ikiye bölünmesiyle oluşan 14 alt alana ait planlar Eclipse'de oluşturuldu ve tüm planlara ait doz dağılımlarının fantom üzerinde yapılacak ışınlamaları için, her alanda kalite kontrol planları hesaplatıldı. İçine 2D-Array ve Gafchromic Film yerleştirilerek kalite kontrol şartlarında ışınlanan katı-su fantomunda elde edilen ölçüm sonuçları, hesaplanan doz dağılımları ile karşılaştırıldı. Toplamda 21 alan için kalite güvenlik planları, sistemde hesaplatılan gantri, kolimatör ve masa açıları 0° olacak şekilde linak cihazında ışınlandı. Ölçülen verideki en yüksek dozun %5 ve 10'u altındaki dozların baskılanması ile elde edilen akı haritaları ile hesaplanan akı haritaları lokal/global referans doz, 3-5 mm kabul mesafesi ve %3-5 doz farkı kriterlerine göre gama-indeks analiz programında karşılaştırıldı. Bölünen alanların kesişim bölgesindeki doz dağılım analizleri ayrıca yapıldı ve profil eğrileri oluşturuldu. ,

Elde edilen veriler istatistiksel olarak değerlendirildi. Bölünmemiş her bir alanda hesaplanan doz dağılımı ile bu alanların ikiye bölünerek ışınlanması sonucu kesişim

bölgesinde ölçülen dozlar karşılaştırıldığında, aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür.

**Anahtar Kelimeler:** Yoğunluk ayarlı radyoterapi, bölünmüş alanlar, kesişim bölgesi, kalite kontrol, gama-indeks analizi

# **THE DOSE DISTRIBUTION AT INTERSECTION REGION OF SPLIT IMRT FIELDS**

## **SUMMARY**

Due to leaf travel range limitations of Varian linac multileaf collimator system, a field larger than 15 cm is split into two or three sub-fields by Eclipse treatment planning system in order to carry out intensity modulated radiation therapy. In the overlap region of the split fields, dose differences which Eclipse can not determine may occur. The purpose of this study is to research dose distributions in the overlap region of the split fields generated using 'sliding window' technique.

Treatment plans as well as quality assurance plans of 7 fields larger than 15 cm and their 14 sub-fields were calculated by Eclipse. The measurements at linac were taken on solid-water phantom by setting all gantry, collimator and table angles to zero, using 2D-Array and Gafchromic Film. Gama analysis was performed within 3, 4 and 5 mm Distance to Agreement and 3%, 4% and 5% Dose Difference on measured and calculated dose maps at both local and global reference dose points. The part of the maps under 5% and 10% of the measured maximum dose were suppressed on the gamma analysis. The gamma analysis of dose distributions was performed for overlap regions of split fields. Dose profiles were generated and the data obtained was evaluated statistically. According to the statistic results, there is no significant difference between measured and calculated dose distributions of each unsplit fields and overlap regions obtained by dynamic splitting of IMRT fields larger than 15 cm. As



a result of gamma analysis, there is no dose discrepancy during irradiation of split fields using 'sliding window' technique.

**Key words:** Intensity modulated radiation therapy, split fields, overlap regions, quality control, gamma analysis

## KAYNAKLAR

1. Wu Q, Arnfield M, Tong S, Wu Y, Mohan, Dynamic splitting of large intensity-modulated fields, R: Phys.Med. Biol, 2000, 45, 1731-1740.
2. Dosimetric comparison of split fields and fixed jaw IMRT techniques for large head and neck target volumes: Srivastava S, Das I : Medical Physics , vol. 35, issue 6, p.2741
3. Boyer A, Biggs P, Galvin J, Klein E, LoSasso T, Low D,et al. Basic Applications of Multileaf Collimators Report of Task Group No. 50 Radiation Therapy Committee AAPM Report no. 72 2001, p. 7-9
4. Topuz E., Aydın A., Karadeniz A.N., editör. Klinik Onkoloji. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü Yayınları; 2000
5. Ebruli C, Beyzadeoğlu M, Temel Radyasyon Onkolojisi, GATA, 2008
6. Khan FM; “The Physics of Radiation Therapy,” Lippincott Williams& Wilkins Company , USA, 2003.
7. M.N.Anjum, W. Parker, R.Ruo, M.Afzal, ‘ Evaluation criteria for film based intensity modulated radiation therapy quality assurance’, Physica Medica, 2010, 26, 1, 38–43
8. Boyer A, AAPM Report No:72 Basic Applications of Multileaf Collimators, USA, 2001.
9. E.E.Wilcox, G.M.Daskalaov, G.Pavlonnis, R.Shumway, et al., ‘Dosimetric verification of intensity modulated radiation therapy of 172 patients treated for various disease sites: comparison of EBT film dosimetry, ion chamber measurements and independent MU calculations’, Medical Dosimetry, 2008, 33(4). 303-9.
10. Schegel W, Bortfeld T, Grosu A.L. New Technologies in Radiation Oncology. Verlag Berlinn: Springer; 2006, 257-266
11. Butson M.J., Yu P.K., Cheung T. Rounded end multileaf penumbral measurement with radiochromic film. Phys Med Biol 2003, 48, 247-57.

12. Podgorsak E B, Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, Vienna, 2005.
13. Bucci M K, Bevan A, Roach M, Advances in Radiation Therapy: Conventional to 3D, to IMRT, to 4D and Beyond, CA Cancer J Clin 2005;55:117-134, American Cancer Society, 2005, 55(2),117-34
14. Conventional 2D Treatment Planning / 3D Treatment Planning, Washington University in St. Louis School of Medicine, Department of Radiation Oncology, [online]..... <http://www.radonc.wustly.edu/pdf/2d3d.pdf> )
15. Morgan-Fletcher SL. Prescribing, recording and reporting photon beam therapy (supplement to ICRU report 50), ICRU report 62. ICRU, pp. ix+52, 1999 (ICRU Bethesda, MD). Br J Radiol 2001;74(879), 294-.
16. Journal of the ICRU, Volume 10 No 1, ICRU Report 83, Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT), UK, 2010.
17. Mundt A J, Roeske J C, Intensity Modulated Radiation Therapy A Clinical Perspective, Bc. Decker Inc, Hamilton, London, 2005,20-52
18. C.A Perez, L.W. Brady, E.C Halperin. 'Principles and practice of Radiation oncology' The fifth edition. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 2008,1162-1317
19. Dogan N., Leybovich L.B., Sethi A., Emami B. Automatic feathering of split fields for step-and-shoot intensity modulated radiation therapy. Phys. Med. Biol. 2003; 48(9): 1133-1140.
20. Hong L. IMRT of large fields: whole-abdomen irradiation. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 2002; 54(1): 278-289.
21. Intensity modulated arc therapy with dynamic Multileaf collimation: an alternative to tomotherapy. Phys Med Biol 1995, 40(9):1435–1449
22. Bortfeld T and Webb S. Single-Arc IMRT? Phys Med Biol 2009, 54 N9-20.
23. Dawson L. A, Sharpe M B, Image-guided radiotherapy: rationale, benefits, and limitations. Lancet Oncol. 2006, 7 (10): p. 848–858
24. C. Clifton Ling, Pengpeng Zhang, Yves Archambault, Jiri Bocanek, Grace Tang, Thomas Losasso Commissioning and Quality Assurance of RapidArc Radiotherapy Delivery System 2008, 72, Issue 2, Pages 575–581
25. Bayouth J.E., Wendt ,Morrill M. MLC quality assurance techniques for IMRT applications. Med. Phys. 2003; 30 (5): 743-750.
26. Woo M.K., Nico A. Impact of multileaf positioning accuracy on intensity modulation radiation therapy quality assurance ion chamber measurements. Med.Phys. 2005; 32 (5):1440-1445.
27. Yan G. Liu C. et al. On the sensitivity of patient-specific IMRT QA to MLC positioning errors. J.App.Clin.Med.Phys. 2009; 10(1) 20-128.

28. Kung J.H., Chen G.T. Intensity modulated radiotherapy dose delivery error from radiation field offset inaccuracy. *Med Phys.* 2000; 27: 1617-1622.
29. Sharpe M.B., Miller M.B., Yan D., Wong J.W. Monitor unit settings for intensity modulated beams delivered using a step and shoot approach. *Med Phys.* 2000; 27: 2719-2725.
30. Ravikumar M., Asmary M.A., Sultan R.A., Ghamdi H.A. Dose delivery accuracy of therapeutic photon and electron beams at low monitor unit settings. *Strahlenther Onkol.* 2005; 181: 796-799.
31. Mohr P., Brieger S., Stahl J., Witucki G. Linearity of the dose monitor system at low monitor units. *Strahlenther Onkol.* 2007; 183: 327-331.
32. Technical Report Series 398.(2000) Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy, Austria, International Atomic Energy Agency.
33. Klein E.E., Hanley J. et al. Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Med.Phys.* 2009; 36(9): 4197-4212.
34. Estro Booklet, Guidelines for The Verification of IMRT, First Edition, Brussels, 2008.
35. McKinlay AF. Thermoluminescence Dosimetry-Medical Physics Handbook;5. Çeviri: Aypar A, Akın E. Kitap: Medikal Fizik Kitapları-5 Termoluminesans Dozimetri. Adam Hilger Ltd, Konya; ss 14-19
36. Ahluwalia B, Saini D S, IMRT QA with 2-dimensional Diode Array of detectors .AMPI Conference. New Delhi, 2004.
37. N. Dogan. Tools For Imrt QA. Department Of Radiation Oncology, Virginia Commonwealth University, Medical College Of Virginia Hospitals, Richmond, VA, USA.
38. Low D., Harms W.B., Mutic S., Purdy J.A. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med. Phys.* 1998; 25(5): 656-661.
39. Georg D., Mijnheer B. J., editör. Guidelines for the verification of IMRT. Belgium: ESTRO; 2008.
40. Ma L., Phaisangittsakul N., Yu C.X., Sarfaraz M. A quality assurance method for analyzing and verifying intensity modulated fields. *Med. Phys.* 2003; 30: 2082-2088
41. Childress N.L., Rosen I.I. The design and testing of novel clinic parameters for dose comparison. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2003; 56 (5): 1464-1479.
42. Moran J.M., Radawski J., Fraass B.A. A dose-gradient analysis tool for IMRT QA. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 2005; 6(2): 62-73.
43. Varian Clinac DHX Linear Accelerator [online]  
[http://www.varian.com/us/oncology/radiation\\_oncology/clinac/#.URJPEh154qQ](http://www.varian.com/us/oncology/radiation_oncology/clinac/#.URJPEh154qQ).

44. Varian Eclipse Treatment Planning System [online]  
[http://www.varian.com/us/oncology/radiation\\_oncology/eclipse/](http://www.varian.com/us/oncology/radiation_oncology/eclipse/)).
45. PTW RW3 Slab Phantom [online]  
[http://www.ptw.de/acrylic\\_and\\_rw3\\_slab\\_phantoms0.html](http://www.ptw.de/acrylic_and_rw3_slab_phantoms0.html)
46. PTW 2D Array 729 [online] [http://www.ptw.de/octavius\\_1.html](http://www.ptw.de/octavius_1.html)
47. Bohsung J, Application Note, The 2D Array Seven29 A new way of dosimetric verification of IMRT Beams, PTW Freiburg, Berlin,2004.
48. Wulff J, Clinical Dosimetry in Photon Radiotherapy- a Monte Carlo Based Investigation, Merburg, 2010.
49. Low D A, Dempsey J F, Evaluation of the gamma dose distribution comparison method, Med.Phys. 2003; 30(9):2455-64
50. PTW Verisoft Software [online] <http://www.ptw.de/verisoft.html?&cId=4262>
51. Gafchromik EBT3 Scan Handling Guide [online] <http://www.ashland.com/>
52. Gafchromic Radiotherapy Films [online]  
<http://www.ashland.com/products/gafchromic-radiotherapy-films>
53. Epson 10000XL Expresion [online]  
<https://www.epson.com.tr/tr/tr/viewcon/corporatesite/products/mainunits/overview/313>
54. Celik Y, (editör), Nasıl? Biyoistatistik Bilimsel Araştırma SPSS, 2011.
55. Howell R.M., Smith I.P., Jarrio C.S. Establishing action levels for EPID-based QA for IMRT. J. Appl. Clin. Med. Phys. 2008; 9(3): 16-25.
56. Llinares A U, Fernandez A S, Pain A E, Cabollero L J R, Oquendo M I, EP1319-Octavius Phantom and Seven29 in IMRT Patient Verification, Technical and Clinical Organization Aspects, ESTRO 31, S500.
57. Borca V.C, Padquino M, Russo G, Grosso P, Cante D, and Sciacero P, Dosimetric characterization and use of Gafchromic EBT3 film for IMRT dose verification, Journal of Applied Clinical Medical Physics, 2013; Vol 14, No 2,
58. Spezi E, Angelini A L, Romani F, Ferri A, Characterization of 2D ion chamber array for the verification of radiotherapy treatments, Phys. Med. Biol. 50 (2005) 3361-3373, Physics in Medicine and Biology, 2005.
59. B. Poppe, A. Ruehmann, K. Willborn, B. Allgaier, D. Harder. Three Dimensional Gamma-Index Analysis And Considerations Of The Reference Level Definition For Dosimetric IMRT Plan Verification With 2D Ionisation Chamber Arrays. WC 2009, IFMBE Proceedings 2009; 25/I,pp. 248-249,

## ŞEKİLLER LİSTESİ

### TABLolar

- Tablo 1.** Task Group 142 raporuna göre IMRT yapılacak Linak için mekanik ve dozimetrik testler .....23
- Tablo 2.** TPS’de hesaplanarak elde edilen bölünmemiş alanların doz dağılımları ile, PTW RW3 katı-su fantomunda PTW 2D-Array iyon odası sistemi ve Gafchromic EBT3 Film kullanılarak ölçülen doz dağılımlarının 3, 4 ve 5 mm DTA ile %3, 4 ve 5 DD kriterleri için, lokal referans doz kullanılarak, ölçülen verideki en yüksek dozun %5’i altındaki dozların baskılanmasıyla elde edilen analiz sonuçları.....43
- Tablo 3.** TPS’de hesaplanarak elde edilen bölünmemiş alanların doz dağılımları ile, PTW RW3 katı-su fantomunda PTW 2D-Array iyon odası sistemi ve Gafchromic EBT3 Film kullanılarak ölçülen doz dağılımlarının 3, 4 ve 5 mm DTA ile %3, 4 ve 5 DD kriterleri için, lokal referans doz kullanılarak, ölçülen verideki en yüksek dozun %10’u altındaki dozların baskılanmasıyla elde edilen analiz sonuçları.....44
- Tablo 4.** TPS’de hesaplanarak elde edilen bölünmemiş alanların doz dağılımları ile, PTW RW3 katı-su fantomunda PTW 2D-Array iyon odası sistemi ve Gafchromic EBT3 Film kullanılarak ölçülen doz dağılımlarının 3, 4 ve 5 mm DTA ile %3, 4 ve 5 DD kriterleri için, global referans doz kullanılarak, ölçülen verideki en yüksek dozun %5’i altındaki dozların baskılanmasıyla elde edilen analiz sonuçları.....45
- Tablo 5.** TPS’de hesaplanarak elde edilen bölünmemiş alanların doz dağılımları ile, PTW RW3 katı-su fantomunda PTW 2D-Array iyon odası sistemi ve Gafchromic EBT3 Film kullanılarak ölçülen doz dağılımlarının 3, 4 ve 5 mm DTA ile %3, 4 ve 5

DD kriterleri için, global referans doz kullanılarak, ölçülen verideki en yüksek dozun %10'u altındaki dozların baskılanmasıyla elde edilen analiz sonuçları .....	46
<b>Tablo 6.</b> TPS'de hesaplanarak elde edilen bölünmüş alanların doz dağılımları ile, PTW RW3 katı-su fantomunda PTW 2D-Array iyon odası sistemi ve Gafchromic EBT3 Film kullanılarak ölçülen doz dağılımlarının 3, 4 ve 5 mm DTA ile %3, 4 ve 5 DD kriterleri için, lokal referans doz kullanılarak, ölçülen verideki en yüksek dozun %5'i altındaki dozların baskılanmasıyla elde edilen analiz sonuçları.....	47
<b>Tablo 7.</b> TPS'de hesaplanarak elde edilen bölünmüş alanların doz dağılımları ile, PTW RW3 katı-su fantomunda PTW 2D-Array iyon odası sistemi ve Gafchromic EBT3 Film kullanılarak ölçülen doz dağılımlarının 3, 4 ve 5 mm DTA ile %3, 4 ve 5 DD kriterleri için, lokal referans doz kullanılarak, ölçülen verideki en yüksek dozun %10'u altındaki dozların baskılanmasıyla elde edilen analiz sonuçları.....	48
<b>Tablo 8.</b> TPS'de hesaplanarak elde edilen bölünmüş alanların doz dağılımları ile, PTW RW3 katı-su fantomunda PTW 2D-Array iyon odası sistemi ve Gafchromic EBT3 Film kullanılarak ölçülen doz dağılımlarının 3, 4 ve 5 mm DTA ile %3, 4 ve 5 DD kriterleri için, global referans doz kullanılarak, ölçülen verideki en yüksek dozun %5'i altındaki dozların baskılanmasıyla elde edilen analiz sonuçları.....	49
<b>Tablo 9.</b> TPS'de hesaplanarak elde edilen bölünmüş alanların doz dağılımları ile, PTW RW3 katı-su fantomunda PTW 2D-Array 729 iyon odası sistemi ve Gafchromic EBT3 Film kullanılarak ölçülen doz dağılımlarının 3, 4 ve 5 mm DTA ile %3, 4 ve 5 DD kriterleri için, global referans doz kullanılarak, ölçülen verideki en yüksek dozun %10'u altındaki dozların baskılanmasıyla elde edilen analiz sonuçları.....	50
<b>Tablo 10.</b> PTW RW3 katı-su fantomunda Gafchromic EBT3 Film ile TPS'de bölünmemiş alanlara ve bu alanların bölünmesiyle oluşan kesişim bölgelerine ait 3, 4 ve 5 mm DTA ile %3, 4 ve 5 DD kriterleri için, lokal referans doz kullanılarak, ölçülen verideki en yüksek dozun %5'i altındaki dozların baskılanmasıyla elde edilen analiz sonuçları .....	52
<b>Tablo 11.</b> TPS ile hesaplanan, Gafchromic EBT3 Film ile ölçülen bölünmemiş alanların ve bu alanların kesişim bölgelerinin, lokal referans doz kullanılarak, 3, 4 ve 5 mm DTA ile %3, 4 ve 5 DD kriterleri için ve ölçülen verideki maksimum dozun %10'u altındaki dozların baskılanmasıyla elde edilen analiz sonuçları.....	53
<b>Tablo 12.</b> TPS ile hesaplanan, Gafchromic EBT3 Film ile ölçülen bölünmemiş alanların ve bu alanların kesişim bölgelerinin, global referans doz kullanılarak, 3, 4 ve 5 mm	

DTA ile %3, 4 ve 5 DD kriterleri için ve ölçülen verideki maksimum dozun %5'i altındaki dozların baskılanmasıyla elde edilen analiz sonuçları.....54

**Tablo 13.** TPS ile hesaplanan, Gafchromic EBT3 Film ile ölçülen bölünmemiş alanların ve bu alanların kesişim bölgelerinin, global referans doz kullanılarak, 3, 4 ve 5 mm DTA ile %3, 4 ve 5 DD kriterleri için ve ölçülen verideki maksimum dozun %10'u altındaki dozların baskılanmasıyla elde edilen analiz sonuçları.....55

## ŞEKİLLER

Şekil 1. Linak cihazının şematik gösterimi .....	4
Şekil 2. Linak cihazında (a) X-ışını, (b) elektron üretimi .....	6
Şekil 3. Linak cihazında MLC yapraklarının görünüşü .....	7
Şekil 4. Çalışmamızda kullanılan linak cihazında MLC, üst jaw ve alt jaw konumları .....	7
Şekil 5. MLC özellikleri.....	8
Şekil 6. Şekil 6. Lif kesişiminin görünüşü .....	9
Şekil 7. Elekta, Siemens ve Varian firmalarının MLC yapılarının alt ve üst kolimatör çenelerine göre pozisyonları.....	9
Şekil 8. a) Lif hareketi yönüne dik yönde (Y ekseninde) odaklama yapabilen diverjan kesitli trapezoid lif yapısı; b) X ekseninde dairesel bir yolda hareket eden diverjans uyumlu lif yapısı, c) Yuvarlak kenarlara sahip kısmen diverjans uyumlu lif yapısı, d) Açılan kenarlara sahip diverjans uyumlu lif yapısı .....	10
Şekil 9. Lifler arası sızıntıyı engellemek için farklı lif tasarımları .....	11
Şekil 10. Planlanan Hedef Hacim .....	14
Şekil 11. Kritik organlar açısından izodozlarının karşılaştırılması (solda 3BKRT, sağda IMRT planı).....	16
Şekil 12. Step-and-shoot tekniği ile TPS'de oluşturulan segmentler.....	18
Şekil 13. Sliding Window tekniği (v: hız/velocity, t: ışınlama süresi/time) .....	19
Şekil 14. Varian'da iki alt alan arası doz grafiği .....	19
Şekil 15. Tek bir alanın doz dağılımının iki alt alana ayrılması .....	20
Şekil 16. Film dozimetri için hazırlanan kalibrasyon eğrisi.....	26
Şekil 17. Gama değeri ve gama açısının tanımı .....	29
Şekil 18. Varian DHX linak cihazı.....	30
Şekil 19. PTW RW3 katı-su fantomu.....	32
Şekil 20. 2D-Array Seven 29 .....	33



Şekil 21. PTW Verisoft 4.1 yazılımı analiz ekranı.....	34
Şekil 22. Gafchromic EBT3 Filmin yapısı.....	35
Şekil 23. Gafchromic EBT3 Film .....	35
Şekil 24. Epson tarayıcı.....	36
Şekil 25. 2D-Array üzerinde hesaplanan doz akısı .....	37
Şekil 26. 2D-Array ve RW3 katı-su fantomu ile kurulan ölçüm düzeneği .....	38
Şekil 27. Kalibrasyon eğrisi .....	39
Şekil 28. Alan 1 için bölünmemiş alanın doz akı haritası ve merkezi eksen doz profili.	56
Şekil 29. Alan 1 için kesişim bölgesinin doz akı haritası ve merkezi eksen doz profili .....	56
Şekil 30. Alan 2 için bölünmemiş alanın doz akı haritası ve merkezi eksen doz profili.	57
Şekil 31. Alan 2 için kesişim bölgesinin doz akı haritası ve merkezi eksen doz profili .....	57
Şekil 32. Alan 3 için bölünmemiş alanın doz akı haritası ve merkezi eksen doz profili.	58
Şekil 33. Alan 3 için kesişim bölgesinin doz akı haritası ve merkezi eksen doz profili .....	58
Şekil 34. Alan 4 için bölünmemiş alanın doz akı haritası ve merkezi eksen doz profili.	59
Şekil 35. Alan 4 için kesişim bölgesinin doz akı haritası ve merkezi eksen doz profili .....	59
Şekil 36. Alan 5 için bölünmemiş alanın doz akı haritası ve merkezi eksen doz profili.	60
Şekil 37. Alan 5 için kesişim bölgesinin doz akı haritası ve merkezi eksen doz profili .....	60
Şekil 38. Alan 6 için bölünmemiş alanın doz akı haritası ve merkezi eksen doz profili.	61
Şekil 39. Alan 6 için kesişim bölgesinin doz akı haritası ve merkezi eksen doz profili .....	61
Şekil 40. Alan 7 için bölünmemiş alanın doz akı haritası ve merkezi eksen doz profili.	62
Şekil 41. Alan 7 için kesişim bölgesinin doz akı haritası ve merkezi eksen doz profili .....	62

## ÖZGEÇMİŞ

1980 yılında İzmir’de doğdum. İlk, orta, lise ve üniversite öğrenimimi İzmir’de tamamladım. 2009 yılında İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsüne Sağlık Fizikçisi olarak atandım. 2011 yılında Trakya Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fiziği Anabilim Dalı yüksek lisans programında eğitim almaya başladım. Eğitimim süresince Üç Boyutlu Brakiterapi Tedavi Planlaması konusunda sunum yaptım.

Yüksek lisans eğitimim süresince Ulusal Medikal Fizik Kongrelerine, ayrıca Avrupa Radyasyon Onkolojisi Derneği tarafından düzenlenen uluslararası ve Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği tarafından düzenlenen ulusal kurslara katıldım.

### **Ulusal ve uluslararası Kongre ve Sempozyum Bildirileri**



1. Akbaş, U., Dönmez Kesen, N., Köksal, C., Süncak, L., Murat Okutan, Hatice Bilge. Maske Varlığının Yüzey Dozuna Etkisinin MOSFET Dozimetre, EBT3 Film ve Markus Paralel Plak İyon Odası İle Ölçülerek Araştırılması, 15. Medikal fizik kongresi, Bildiri Kitabı, S.116, 16-19 Mayıs 2015, Trabzon
2. Dönmez Kesen, N., Akbaş, U., Köksal, C., Nurhat, Ü., Süncak, L., Okutan, M., Özkaya, K., Küçüçük, S., Bilge, H., Yoğunluk ayarlı radyoterapide prone ve supine pozisyon meme ışınlamalarının karşılaştırılması, 14. Medikal fizik kongresi, Bildiri Kitabı, S.103, 21-24 Kasım 2013, Antalya

3. Köksal, C., Dönmez Kesen, N., Akbaş, U., Nurhat, Ü., Süncak, L., Çakır, A., Fayda, E.M., Küçücük, S., Bilge, H., Prone meme ışınlamalarında 3-boyutlu konformal ve IMRT tekniklerinin karşılaştırılması, 14. Medikal fizik kongresi, Bildiri Kitabı, S.142, 21-24 Kasım 2013, Antalya
4. Akbaş, U., Nurhat, Ü., Dönmez Kesen, N., Süncak, L., Köksal, C., Çakır, A., Okutan, M., Özkaya, K., Küçücük, S., Bilge, H., 3-boyutlu konformal radyoterapide prone ve supine pozisyon meme ışınlamalarının karşılaştırılması, 14. Medikal fizik kongresi, Bildiri Kitabı, S.153, 21-24 Kasım 2013, Antalya
5. Çakır, A., Akbaş, U., Okutan, M., Dönmez Kesen, N., Köksal, C., Süncak, L., Nurhat, Ü., Bilge, H., Lokalize prostat kanserli hastalarda IMRT ve volümetrik IMRT(RapidArc) tedavi planlarının dozimetrik karşılaştırılması, 14. Medikal fizik kongresi, Bildiri Kitabı, S.210, 21-24 Kasım 2013, Antalya
6. Akbaş, U., Çakır, A., Okutan, M., Dönmez Kesen, N., Köksal, C., Süncak, L., Nurhat, Ü., Bilge, H., Lokalize prostat kanserli hastalarda IMRT ve VMAT(RapidArc) tedavi planlarının sağlıklı organ integral dozlarının karşılaştırılması, 14. Medikal fizik kongresi, Bildiri Kitabı, S.253, 21-24 Kasım 2013, Antalya
7. Nurhat, Ü., Köksal, C., Kayacan, K., Süncak, L., Okutan, M., Çakır, A., Dönmez Kesen, N., Bilge, H., Baş boyun IMRT hastalarında tedavi merkezi doğruluğunun 2D kV-MVportal görüntüleme yöntemiyle araştırılması, 13. Medikal fizik kongresi, Bildiri Kitabı, S.118, 17-19 Kasım 2011, İzmir

## **EKLER**

Ek 1

T.C.  
TRAKYA ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
YÜKSEK LİSANS/DOKTORA TEZ ÇALIŞMASI  
ORJİNALLİK RAPORU

Öğrencinin Adı Soyadı: Leyla SÜNCAK										
Numarası:										
Anabilim Dalı: Sağlık Fiziği										
Programı: <input checked="" type="radio"/> Yüksek Lisans <input type="radio"/> Doktora										
Tez başlığı/Konusu: BÖLÜNÜŞ İMRT ALANLARININ BİRLEŞİM BÖLGELERİNDEKİ DOZ DAĞILIMININ FARKLI DOZİMETRİK YÖNTEMLERLE ARAŞTIRILMASI										
<p style="text-align: center;"><b>Trakya Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne</b></p> <p>Yukarıda açık adı bulunan tezimin "Kapak Sayfası, Giriş ve Amaç, Genel Bilgiler, Bulgular, Tartışma, Sonuçlar, Özet ve Summary" bölümlerinden oluşan toplam 62 sayfalık kısmına ilişkin 05/08/2015 Tarihinde tez danışmanım tarafından <i>Turnitin</i> adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanmış olan orijinallik raporuna göre tezimin benzerlik oranı % 3 olarak belirlenmiştir.</p> <p><u>Uygulanan filtrelemeler:</u></p> <table><tr><td>1-Kabul ve Onay Sayfası hariç</td><td>6-Kaynaklar hariç</td></tr><tr><td>2-Teşekkür hariç</td><td>7-Şekiller Listesi hariç</td></tr><tr><td>3-İçindekiler hariç</td><td>8-Özgeçmiş hariç</td></tr><tr><td>4-Simge ve Kısaltmalar hariç</td><td>9-Ekler hariç</td></tr><tr><td>5-Gereç ve Yöntemler Hariç</td><td></td></tr></table> <p>Trakya Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez çalışması Orijinallik Raporu Uygulama Esaslarını inceledim ve bu uygulama esaslarında belirtilen maksimum benzerlik oranlarına göre tez çalışmamın herhangi bir intihal içermediğini, aksinin ispat edileceği muhtemel durumda doğabilecek her türlü sorumluluğu kabul ettiğimi ve yukarıda vermiş olduğum bilgilerin doğruluğunu beyan ederim. 05/08/2015</p> <p style="text-align: right;">Leyla SÜNCAK </p>	1-Kabul ve Onay Sayfası hariç	6-Kaynaklar hariç	2-Teşekkür hariç	7-Şekiller Listesi hariç	3-İçindekiler hariç	8-Özgeçmiş hariç	4-Simge ve Kısaltmalar hariç	9-Ekler hariç	5-Gereç ve Yöntemler Hariç	
1-Kabul ve Onay Sayfası hariç	6-Kaynaklar hariç									
2-Teşekkür hariç	7-Şekiller Listesi hariç									
3-İçindekiler hariç	8-Özgeçmiş hariç									
4-Simge ve Kısaltmalar hariç	9-Ekler hariç									
5-Gereç ve Yöntemler Hariç										
Ek: Orijinallik Raporu (1 Sayfa)										
<p style="text-align: center;">UYGUNDUR 05/08/2015  Prof. Dr. M. Cem UZAL</p>										

Turnitin Doküman Görüntüleyici - Google Chrome  
https://www.turnitin.com/dv?s=1&o=559586674&u=1039716664&lang=tr&

99 leyla laz - TESLİM TARİHİ:05-Ağu-2015

Originality GradeMark PeerMark

BÖLÜNMÜŞ İMRT ALANLARININ BİRLEŞİM BÖLGELERİNDEKİ DOZ DAĞILIMININ LEYLA SÜNCAK TARAFINDAN

turnitin %3 BEKLER 0 ÖZGÜN

Eşleşmeyi Gözden Geçir

TRAKYA ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
SAĞLIK FİZİYOLOJİ ANABİLİM DALI  
YÜKSEK LİSANS PROGRAMI

Yr. Yansın  
Prof. Dr. M. Cema UZAL

BÖLÜNMÜŞ İMRT ALANLARININ BİRLEŞİM  
BÖLGELERİNDEKİ DOZ DAĞILIMININ FARKLI  
DOZİMETRİK YÖNTEMLERLE ARAŞTIRILMASI

(Yüksek Lisans Tezi)

Leyla SÜNCAK

7	dent.ege.edu.tr İnternet kaynağı	%<1
8	ocean.kisti.re.kr İnternet kaynağı	%<1
9	www.eab.org.tr İnternet kaynağı	%<1
10	www.dokinet.hu İnternet kaynağı	%<1
11	mersin.mitosweb.com İnternet kaynağı	%<1
12	Zhang, Yuhai, Yuemin ... Yayın	%<1
13	Korremann, S.S. "Semi-... Yayın	%<1
14	www.anatomidemegi.org İnternet kaynağı	%<1

SAYFA: 1 / 72

Sak Metin Raporu

11:38  
05.08.2015