

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

Tez Yöneticisi  
Prof.Dr. M. Cem UZAL  
Doç.Dr. İsmail ÖZBAY

**KÜÇÜK ALAN IMRT DOZİMETRİSİNDE İYON**  
**ODASI VOLÜMÜNÜN ETKİSİ**

**(Doktora Tezi)**

**Şule PARLAR**

**Referans no:10080272**

**EDİRNE – 2015**

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

Tez Yöneticisi  
Prof.Dr. M. Cem UZAL  
Doç.Dr. İsmail ÖZBAY

**KÜÇÜK ALAN IMRT DOZİMETRİSİNDE İYON  
ODASI VOLÜMÜNÜN ETKİSİ**

**(Doktora Tezi)**

**Şule PARLAR**

**Destekleyen Kurum: T.Ü. Bilimsel Araştırma Projeleri 2012/105**

**Tez No:**

EDİRNE – 2015

T.C.  
TRAKYA ÜNİVERSİTESİ  
Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürlüğü

ONAY

Trakya Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fiziği Anabilim Dalı doktora programı çerçevesinde ve Prof.Dr.M. Cem UZAL ile Doç.Dr. İsmail ÖZBAY danışmanlığında doktora öğrencisi Şule PARLAR tarafından tez başlığı “KÜÇÜK ALAN IMRT DOZİMETRİSİNDE İYON ODASI VOLÜMÜNÜN ETKİSİ” olarak teslim edilen bu tezin tez savunma sınavı 03/07/2015 tarihinde yapılarak aşağıdaki jüri üyeleri tarafından “Doktora Tezi” olarak kabul edilmiştir.



Prof.Dr. M. Cem UZAL  
Jüri Başkanı



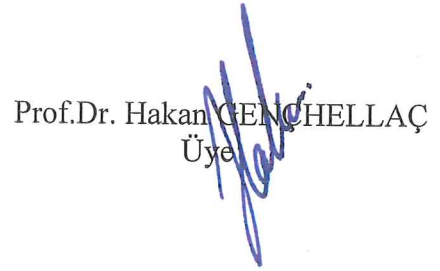
Prof.Dr. Gönül KEMİKLER  
Üye



Prof.Dr. Hatice BİLGE  
Üye



Prof.Dr. Zafer KOÇAK  
Üye



Prof.Dr. Hakan GENÇHELLAÇ  
Üye

Yukarıdaki imzaların adı geçen öğretim üyelerine ait olduğunu onaylarım.

Doç. Dr. Tammam SİPAHİ  
Enstitü Müdürü

## **TEŐEKKÜR**

Eğitim hayatım boyunca olduğu gibi tez çalışmam sırasında da bana destek olan danışmanlarım sayın Prof. Dr. M. Cem UZAL ile birlikte sayın Doç.Dr. İsmail ÖZBAY'a öncelikli olmak üzere, kliniğimizdeki tüm hocalarıma, tez çalışmam boyunca yardım ve desteklerini esirgemeyen tüm Radyofizik Uzmanı alışma arkadaşlarıma ve her zaman her koşulda yanımda olan aileme teőekkür eder en içten Őukranlarımı sunarım. Ayrıca çalışmam boyunca destekleri için TUBAP Komisyonu'na teőekkürlerimi sunarım.

## İÇİNDEKİLER

<b>GİRİŞ VE AMAÇ</b> .....	1
<b>GENEL BİLGİLER</b> .....	3
<b>LİNEER HIZLANDIRICILAR</b> .....	3
<b>ÇOK YAPRAKLI KOLİMATÖRLER (MULTILEAF COLLIMATOR/MLC)</b> .....	7
<b>YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ-IMRT (INTENSITY MODULATED RADIOTHERAPY)</b> .....	9
<b>YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ TEKNİKLERİ</b> .....	11
<b>YOĞUNLUK AYARLI ARK TERAPİ (INTENSITY MODULATED ARC THERAPY / IMAT)</b> .....	12
<b>VOLÜMETRİK ARK TERAPİ (VOLUMETRIC-MODULATED ARC THERAPY / VMAT)</b> .....	13
<b>TOMOTERAPİ</b> .....	14
<b>ROBOTİK IMRT</b> .....	15
<b>IMRT'DE KALİTE KONTROL</b> .....	16
<b>GEREÇ VE YÖNTEM</b> .....	34
<b>BULGULAR</b> .....	53
<b>TARTIŞMA</b> .....	78
<b>SONUÇLAR</b> .....	95
<b>ÖZET</b> .....	97
<b>SUMMARY</b> .....	99
<b>KAYNAKLAR</b> .....	101
<b>ŞEKİLLER LİSTESİ</b> .....	107
<b>ÖZGEÇMİŞ</b> .....	112
<b>EKLER</b>	

## SİMGE VE KISALTMALAR

<b>AAPM</b>	: American Association of Physicist in Medicine
<b>BT</b>	: Bilgisayarlı Tomografi
<b>CPE</b>	: Charged Particle Equilibrium
<b>DF-MLC</b>	: Double Focused MLC
<b>DICOM</b>	: Digital Imaging and Communications in Medicine
<b>DIMRT</b>	: Dinamik IMRT (sliding window)
<b><math>d_{maks}</math></b>	: Doz Maksimum Derinliği
<b>DRR</b>	: Digitally Reconstructed Radiograph
<b>DVH</b>	: Doz Volüm Histogramı
<b>EBT</b>	: External Beam Therapy
<b>EPID</b>	: Elektronik Portal Imaging Device
<b>ESTRO</b>	: European Society for Radiation Oncology
<b>FWHM</b>	: Full Width at Half Maximum
<b>IAEA</b>	: International Atomic Energy Agency
<b>IGRT</b>	: Image Guided Radiation Therapy
<b>IMAT</b>	: Intensity Modulated Arc Therapy
<b>IMRT</b>	: Intensity Modulated Radiotherapy
<b>Linak</b>	: Lineer Akseleratör
<b>MLC</b>	: Multileaf Collimator
<b>mMLC</b>	: Mikro MLC
<b>MR</b>	: Manyetik Rezonans
<b>MU</b>	: Monitör Ünitesi

<b>QA</b>	: Quality Assurance
<b>RDF</b>	: Rölatif Doz Faktörü
<b>RPC</b>	: Radiological Physics Centre
<b>RT</b>	: Radyoterapi
<b>RTOG</b>	: Radiation Therapy Oncology Group
<b>SAD</b>	: Source Axe Distance
<b>SBRT</b>	: Stereotactic Body Radiosurgery
<b>S<sub>c,p</sub></b>	: Toplam Saılma Faktörü
<b>SF-MLC</b>	: Single Focused MLC
<b>SIMRT</b>	: Statik IMRT (step and shoot)
<b>SRS</b>	: Stereotactic Radiosurgery
<b>SSD</b>	: Source Skin/Surface Distance
<b>TLD</b>	: Termolminesan Dozimetre
<b>TPR</b>	: Tissue Phantom Ratio
<b>TPS</b>	: Tedavi Planlama Sistemi
<b>VMAT</b>	: Volumetric Modulated Arc Therapy
<b>%DD</b>	: Yüzde Derin Doz
<b>2D-Array</b>	: İki boyutlu dizili dedektörler
<b>3BKRT</b>	:  Boyutlu Konformal Radyoterapi

## GİRİŞ VE AMAÇ

Radyoterapide (RT) amaç hedef volüme yüksek doz verilirken etraf sağlam dokularda mümkün olan en düşük dozun elde edilebilmesidir. Konvansiyonel teknikler ile yapılan RT’de hedef volümün istenen dozu alabilmesi için geniş bir normal doku miktarının da ışınlanması kaçınılmazdır. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT) teknikleri ve gelişen RT cihazları sayesinde sağlıklı dokuların daha yüksek oranda korunabilmesi mümkün olmuştur. 3BKRT’nin bir üst basamağı olan ve son yıllarda gelişen yoğunluk ayarlı RT (Intensity Modulated Radiotherapy-IMRT) ile hedefte daha homojen bir doz dağılımı elde edilirken kritik organların aldığı dozlar (her ne kadar ışınlanan volüm artsa da) 3BKRT’den daha düşük olmaktadır.

Lineer hızlandırıcı (linak) cihazlarında IMRT tekniğinin uygulanabilmesi için cihaz kafasında çok yapraklı kolimatör (multileaf collimator–MLC) sisteminin bulunması gerekir. Her bir gantri açısında MLC’ler ile pek çok farklı pozisyonda küçük alt alanlar (segment) meydana getirilerek aynı alan içerisinde yoğunluğu değiştirilmiş bir doz dağılımı oluşturulur. Bir başka deyişle oluşturulan bu ışın yoğunluğu değiştirilmiş alanlar, birçok düzensiz şekilli küçük segmentlerden meydana gelir.

Radyoterapide linak cihazlarının kurulum ve kabul işlemleri sırasındaki dozimetride veya IMRT tedavileri öncesinde yapılan hastaya özel dozimetrik kalite kontrollerde kullanılan 4x4 cm ve altındaki alanlar, küçük alan olarak adlandırılır (1-4). Tedavi planlama sistemlerinin (TPS) kurulum ve hasta planlamalarına uygun hale getirme işlemleri için gerekli tüm veriler su fantomu içinde iyon odaları ile yapılan ölçümlerden elde edilir. TPS’de küçük alt alanlar içeren IMRT planlamaları için gereken dozimetrik ölçümlerde, genellikle 0.01 cc ile 0.13 cc hacimlerinde olan iyon odalarının kullanılması tavsiye edilmektedir (5). 0.6 cc gibi



daha geniş hacimli iyon odaları ise daha çok doz verim (out-put) ölçümleri ve kalibrasyonlar için kullanılır.

Tedavi planlama sisteminde 3BKRT planlaması yapılabilmesi için bilgiyara girilmesi gereken dozimetrik ölçümlerin 4x4 ile 40x40 cm alan aralığında yapılması yeterlidir. Ancak IMRT tedavi planlamalarında küçük segmentlerin meydana gelmesi nedeni ile 1x1 ile 4x4 cm arasında küçük alanların hassas şekilde ölçülerek önceden TPS'ye girilmesi, daha sonra da bu verilerin kullanılacağı IMRT planlamalarındaki dozimetrik hesaplamaların doğruluğunun kontrol edilmesi son derece önemlidir. Küçük alanlar için farklı tasarımlardaki dozimetrik sistemlerle yapılan ölçümlerin birbirinden belirgin olarak farklı olduğu birçok çalışmada görülmüştür (2,6,7). Farklı dozimetrik sistemler ile elde edilen küçük alan ölçüm sonuçlarının birbirlerinden kabul edilen hata limitlerinin üzerinde farklı olması, hem TPS hesaplarında hem de hasta kalite kontrollerindeki ölçümlerde hata oranlarının artmasına neden olur. Bu nedenle TPS'nin IMRT tedavilerini doğru bir şekilde planlayabilmesi ve sonrasında hasta planı dozimetrik kontrollerindeki kalite güvenirliliği (QA) için gerekli "küçük alan" dozimetrik ölçümleri, farklı tasarımlardaki ölçüm sistemleri ile test edilmeli ve karşılaştırılmalıdır.

Bu çalışmada farklı iyon odaları ve dozimetrik sistemlerle yapılan ölçümlerin TPS'de elde edilen IMRT planlamalarına olan etkilerinin araştırılması amaçlanmıştır. Böylece hem TPS'nin kullanıma hazır hale getirilmesi (commissioning) sırasında "küçük alanlar" da elde edilen sonuçların karşılaştırılması yapılarak TPS'ye doğru değerlerin girilmesi temin edilecek hem de IMRT planlamaları ve fantom üzerindeki tedavi öncesi yapılması gerekli dozimetrik kontroller için kalite güvenliği arttırılmış olacaktır.

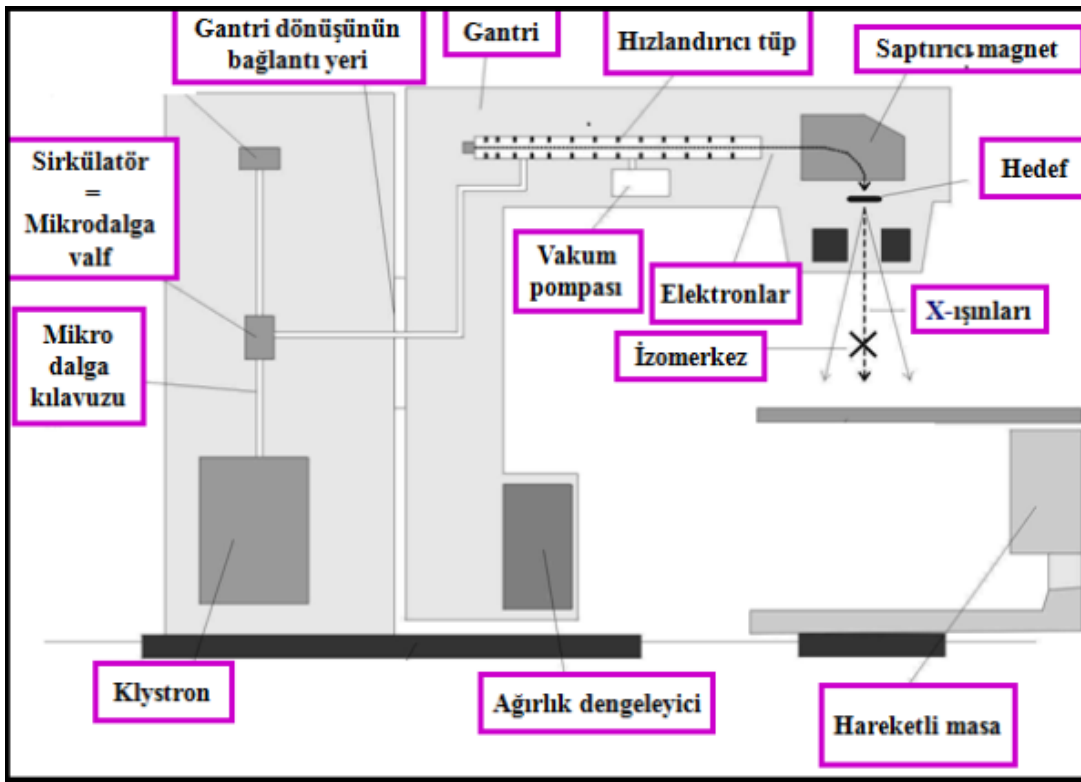
## GENEL BİLGİLER

### LİNEER HIZLANDIRICILAR

Lineer hızlandırıcılar, elektronlar gibi yüklü parçacıkların vakum altındaki bir tüp boyunca yaklaşık 3000 MHz'lik mikro dalga radyasyonu kullanılarak hızlandırıldığı ve yüksek enerjili elektron ile X-ışınlarının elde edildiği cihazlardır. Elde edilen yüksek enerjili elektronlar yüzeysel tümörlerin tedavisinde, elektronların hedefe çarptırılması ile elde edilen yüksek enerjili X-ışınları ise derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde kullanılmaktadır. İlk medikal linak cihazı 1952 yılında Londra'daki Hammersmith Hastanesi'nde kurulmuş ve bu cihazla ilk tedavi 1953 yılında 8 MV X-ışınlarıyla yapılmıştır (6,7).

Lineer hızlandırıcıda güç kaynağı, şebeke alternatif elektrik akımından modülatöre doğru akım gönderir. Modülatör yüksek voltajda elektrik atımları (puls) üreterek birkaç mikrosaniye gibi kısa aralıklarla hidrojen thyatron tüpünü tetikler. Bu sinyaller magnetrona (ya da klystrona) ve eş zamanlı olarak elektron tabancasına 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, düşük güçlü osilatörden gelen mikrodalğanın genliğini yükseltir. Magnetron (ya da klaystron) tarafından oluşturulan yüksek güçteki mikrodalga sinyalleri, dalga kılavuzu sistemi ile hızlandırıcı tüpe girer. Her sinyal içindeki mikrodalğanın frekansı 3000 MHz'dir. Elektronlar kümeler halinde aynı dalga klavuz sistemiyle elektron tabancasından mikrodalgalar ile eşzamanlı olarak hızlandırıcı tüpe enjekte edildiklerinde başlangıç enerjileri 50 keV civarındadır. Tüp içerisinde ışık hızındaki mikrodalğanın elektromanyetik alanı ile etkileşen elektronlar, dalga şeklindeki elektrik alandan enerji kazanır ve hızlanırlar. Hızlandırıcı tüpün eksenindeki delikler boyunca odacıktan odacığa iletilen yüksek enerjili elektronlar, tüpün çıkışında

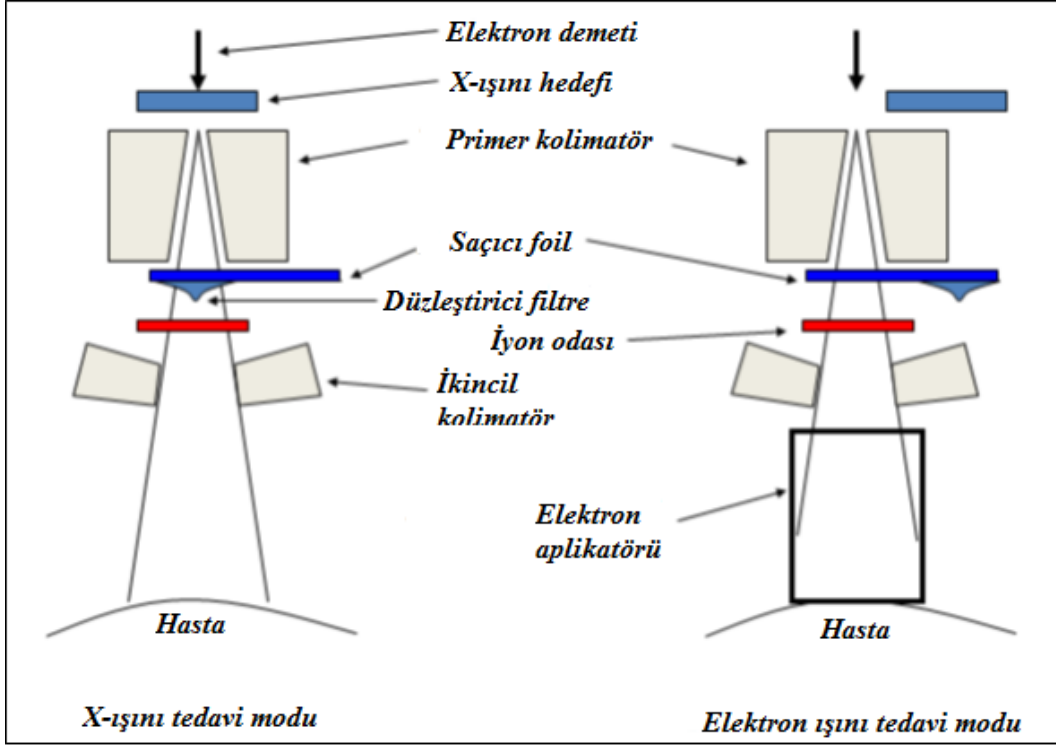
yaklaşık 3 mm çaplı bir huzme şeklindedirler. Düşük enerjili linaklarda (4-6 MV) hızlandırma tüpü daha kısadır ve tüpün oda zeminine göre dikey yerleştirilmesi sayesinde elektron huzmesinin saptırılmasına ihtiyaç duyulmaz. Yüksek enerjili linaklarda ise tüp daha uzun olduğundan yatay olarak yerleşmiştir. Hızlandırılmış elektronlar, magnetik saptırıcılar ile ışınlama kafası içinde  $90^\circ$  veya  $270^\circ$  saptırılarak masaya dik hale getirilir. Elektron ışınları hedefe çarptırılmadan tedavi kafasına gönderilebileceği gibi tungsten hedefe çarptırılarak yüksek enerjili X-ışınları da elde edilebilir. Bu şekilde enerjileri 4-25 MV olan X ve elektron ışınları üretilir (Şekil 1).



**Şekil 1. Linear hızlandırıcının şematik gösterimi**

Tedavi kafası kurşun/tungsten'in kullanıldığı kalın koruyucu bir zırh ile kaplıdır. Tedavi kafasının içinde sırasıyla primer kolimatörler, doz hızının ölçüldüğü monitor iyon odaları, ışık ve ayna sistemi, ayarlanabilir sekonder kolimatörler (simetrik-asimetrik çeneler) ve MLC bulunur. Standart kama filtre ve koruma blok tepsi takılabilmesi için kafanın alt yüzünde özel yerler vardır. Gantri, linaklardaki radyasyon kaynağını yatay bir ekseninde döndürme imkanı sağlar. Işının hastaya yönlendirildiği ve biçimlendirildiği kısım olan kolimatör kendi etrafında dönebilir. Kolimatör rotasyon eksenini gantri rotasyon ekseninin kesişim noktası eşmerkez (isocenter) olarak adlandırılır ve tedavi için çok önemli sanal bir noktayı oluşturur.

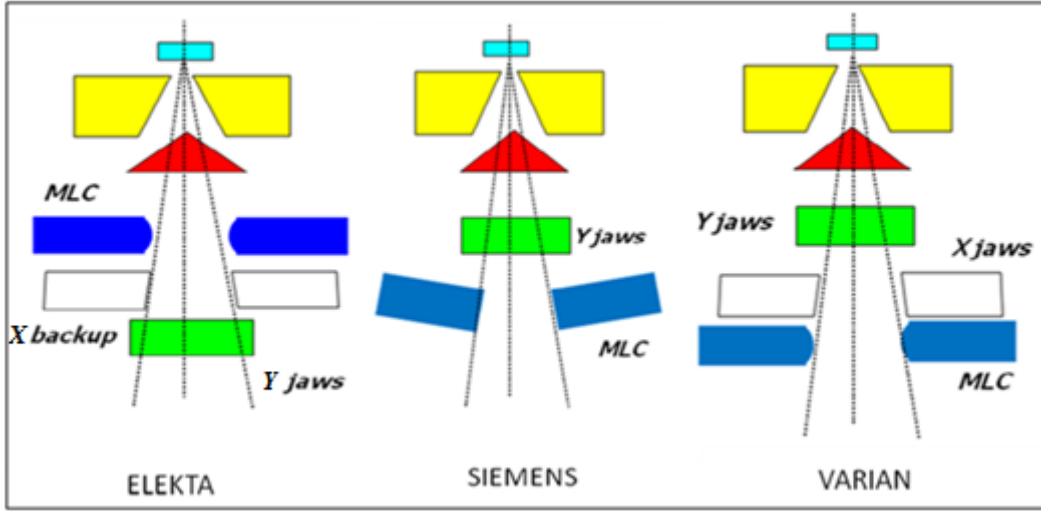
Hastaya ulaşmadan önce ışınlar kafa içinde foton modunda düzleştirici filtreden, elektron modunda ise saçıcı filtreden geçirilir. Foton modunda kullanılan düzleştirici filtre koni şeklinde olup genellikle tungstenden, elektron modunda kullanılan saçıcı filtre ise folyo şeklinde olup alüminyumdan imal edilmiştir (Şekil 2) (8).



**Şekil 2. Lineer hızlandırıcı ışınlama kafasında (a) X-ışını, (b) elektron üretimi sırasında kullanılan bileşenler.**

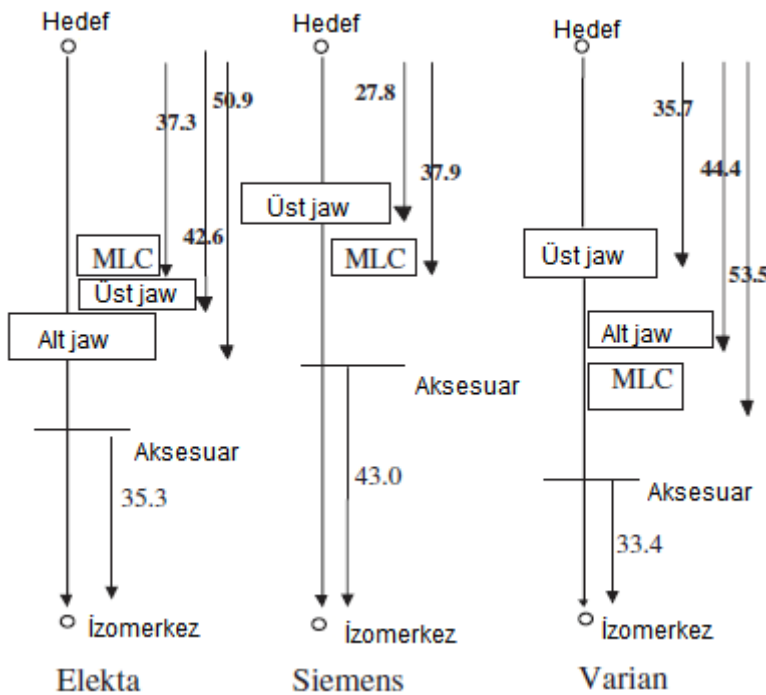
Tipik bir modern lineer hızlandırıcı kafasında birincil sabit kolimatörler (fixed primary collimators), ikincil kolimatörler/çeneler (secondary collimators/diaphragms) ve MLC'ler bulunur. Genellikle tungstenden yapılan birincil kolimatörler hedefin altında, düzleştirici filtrenin üzerinde, iki ucu açık az eğimli konik bir boşluk şeklindedirler. Kaynaktan yayınlanan ışınlar bu doğrultuda engellenmeden kafa dışına çıkarken, tedavi kafası ile etkileşerek meydana gelen alan dışı sızıntı radyasyonun önlenmesine yardımcı olurlar. İkincil kolimatörler genellikle yaklaşık 8 cm kalınlığında tungsten veya kurşun alaşımından yapılmış iki çift metal bloktan oluşur. Karşılıklı hareket eden bu metal bloklara kolimatör çenesi (jaw) adı verilir. Çenelerin kapattığı yerde (alan dışındaki) doz, zırhlanmamış ışın demetinin oluşturduğu alan içi dozun yaklaşık %0.4'ü kadardır. Karşılıklı her iki çene simetrik veya asimetrik olarak eşmerkez uzaklığında 0'dan 40 cm'ye kadar kare veya dikdörtgen alanlar

oluşturmak için ayarlanabilirler. MLC'ler ise tepsiye konulan koruma bloğu olmadan, düzensiz şekilli alanlar oluşturmak için kullanılan çok yapraklı kolimatörlerdir.



**Şekil 3. Elekta, Siemens ve Varian üretici firmalarına ait kolimatör yapıları**

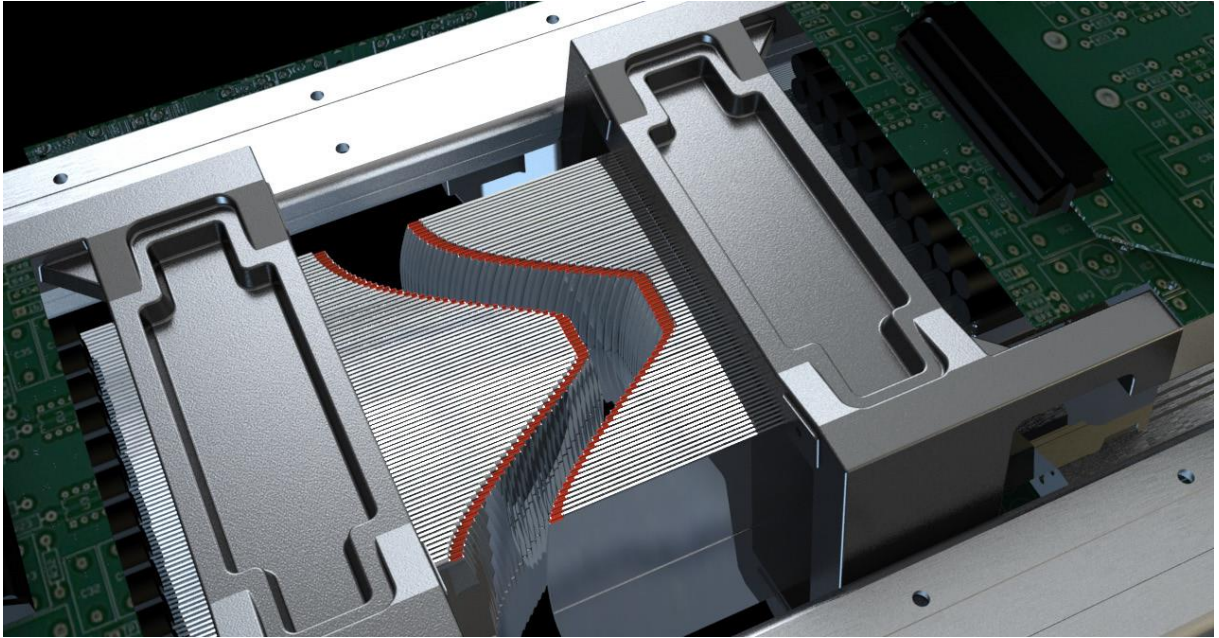
Radyoterapide günümüzde Elekta, Siemens ve Varian marka linak cihazları kullanılmakta ve bu üç firmanın cihaz dizaynları farklılık göstermektedir (Şekil 3). Bazı markalarda ikincil kolimatörler (üst ve alt jawlar) kaynağa yakın konumda ve MLC'ler jawların altında konumlandırılırken (Siemens ve Varian), Elekta'da ise MLC'ler kaynağa yakın şekilde dizayn edilmiştir. Şekil 4'de üç üretici firmanın farklı linak kafalarının şematik çizimi görülmektedir.



**Şekil 4. Elekta, Siemens ve Varian üretici firmalarına ait kolimatör yapıları (uzunluklar cm cinsinden verilmiştir) (8).**

### **ÇOK YAPRAKLI KOLİMATÖRLER (MULTILEAF COLLIMATOR-MLC)**

Konvansiyonel kolimatörler sadece kare veya dikdörtgen alanları sınırlandırır. Tepsiyeye monte edilen (standart veya odaklı) kurşun koruma bloğu olmaksızın daha farklı geometrik şekilli alanlar oluşturmak için MLC'ler geliştirilmiştir. MLC'ler tümör ve riskli organların şekline uygun olarak ışın alanının kolay ve hızlı şekillendirilmesini sağlarlar. 3BKRT ve IMRT gibi gelişmiş RT tekniklerinin uygulanabilmesi için gereklidir (Şekil 5).



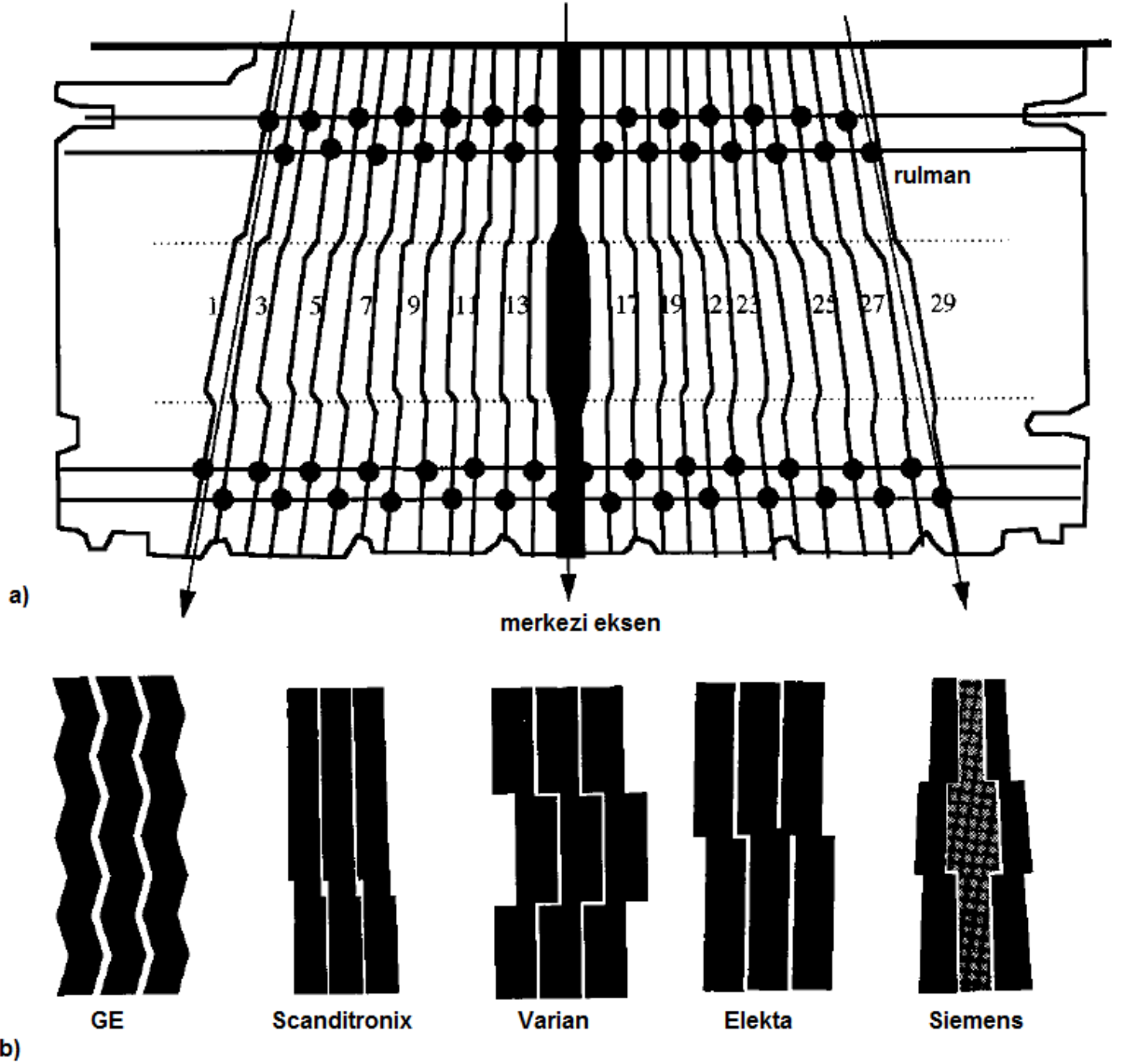
**Şekil 5. Çok yapraklı kolimatörler (MLC)**

Çok yapraklı kolimatörler, ikincil kolimatör gibi tek bir metal blok yerine, çok sayıda karşılıklı olarak bağımsız hareket edebilen ince-uzun genellikle tungsten yapraklardan oluşurlar. MLC'lerin pek çok değişik biçimi mevcut olup, bunların bir kısmı ticari firmalar tarafından dizayn edilmiş, bazıları ise özel uygulamalar için araştırma grupları tarafından yapılmıştır (Şekil 6). İlk olarak Takahaski tarafından 1960'da önerilmesine rağmen modern MLC'ler ancak 1980'lerde klinikte kullanılmaya başlanmıştır. İlk MLC Japonya'da yapılmıştır. Avrupa'daki ilk MLC ise İskandinavya'da yapılmış olup Scanditronix mikrotronuna monte edilecek şekilde geliştirilmiştir. Philips (günümüzde Elekta) ve Varian ilk ticari MLC'lerini 1990'larda Avrupa ve ABD'de kullanıma sunmuşlardır. Günümüzde

linak üretimini durdurmuş olan Siemens ve GE ise diverjans uyumlu MLC'li linakları üretmişlerdir (9).

Elekta, Siemens ve Varian markalarının lif dizaynları da birbirlerine göre farklı özellikler gösterirler. Lif kalınlıkları sırasıyla 75, 76 ve 55 mm'dir. Farklı linak üreticilerinin kafa dizaynlarına göre MLC'ler çenelerin üstünde olabildiği gibi en altta da olabilirler (Şekil 3 ve 4). İkincil kolimatörün (X jaw) yerini alan MLC'ler önceleri iki odaklı (double focused MLC/DF-MLC) olarak tasarlanmıştır. DF-MLC tipinde karşılıklı lif hareketleri düz bir hatta değil, merkezi ışın kaynağı olan bir yay çizmektedir. Böylece liflerin alan içine bakan kenarları (leaf end) her alan genişliği için (X yönünde) diverjan konumdadır. Aynı zamanda liflerin birbirine yaslanan yan yüzleri de tam olmasa da (Y yönünde) diverjan olacak şekilde tasarlanmıştır. MLC'nin ikincil kolimatörlerin altında veya üstünde yer aldığı tek odaklı (single focused MLC/SF-MLC) tasarımlarda liflerin birbirine bakan yan yüzleri diverjan olmakta ancak lifler düz bir hatta hareket ettiğinden alan içine bakan kenarları (leaf end) diverjan/fokuslanmış değildir. Bu nedenle SF-MLC'de farklı alan büyüklüklerinde farklı transmisyon penumbrası oluşmakta ve %50'lik doz hattı (dozimetrik alan kenarı) ile geometrik ışık alan kenarı birbirine tam uymamaktadır. Halen üretimde olan iki marka (Elekta ve Varian) SF-MLC tasarımında ise, dar ve geniş alanlardaki farklı transmisyon nedeniyle artan penumbrayı minimuma indirebilmek için MLC'lerin alan içine bakan kenarları yuvarlatılmıştır (Şekil 3). Bu şekilde tasarlanan MLC'lerin odaklanmış MLC'lere göre penumbra genişliği farklı açıklıklarda değişmekle birlikte ancak 1-3 mm arasında artış göstermektedir. Yan yana kayarak birbirlerinden bağımsız hareket etmeleri sonucunda oluşacak sürtünmeyi en aza indirmek için ise MLC'lerin yan yüzleri arasında minimal bir boşluk bırakılmıştır. Işın huzmesi doğrultusundaki yan yüzeyleri, lifler arası sızıntıyı en aza indirebilmek için düz olmak yerine girintili çıkıntılı (tongue&groove) şekilde tasarlanmıştır (Şekil 6). Çalışmamızda kullandığımız linakta X jaw'ı MLC'lerin hemen altında, MLC'lerin ardından hareket ederek lifler aralarındaki boşluklardan doğacak sızıntıyı en aza indirme (backup jaw) görevine sahiptir (8,10).

Üreticiye göre değişen tiplerdeki MLC'ler için ışın geçirgenliği farklı olmaktadır. Çeneler ve kurşun bloklarla karşılaştırıldığında MLC'lerin kalınlığı, dozu %2'nin altında düşürecek şekilde 6 ile 7.5 cm arasındadır. İki yaprak yan yüzleri arasındaki geçirgenlik genellikle %3'ün altındadır. Yaprakların genişliği izomerkez mesafesinde MLC tasarımına göre 1 cm veya daha incedir (0.2-0.5 cm) (8,12).



Şekil 6: a) Siemens diverjans uyumlu MLC dizaynı, b) Farklı firmalara ait MLC tasarımlarının dikey kesiti (11)

## YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ (INTENSITY MODULATED RADIOTHERAPY-IMRT)

Yoğunluk ayarlı RT, gelişmiş bilgisayar yazılımlarından yararlanarak, hedef volümlerin konfigürasyonuna göre ışın alanlarının içindeki doz yoğunluklarının ayarlanması ile yapılan 3BKRT'nin gelişmiş şeklidir. Amacı planlanan hedef volüme belirlenen yüksek doz verilirken, riskli organlardaki dozu mümkün olduğunca düşürebilmektir. Işın alanlarındaki farklı doz yoğunlukları, farklı optimizasyon teknikleri kullanılarak sağlanır. Bir ışın alanındaki doz yoğunluğu, MLC'lerle oluşturulan segmentlerle (MLC ile şekillendirilmiş küçük alt ışın alanları) tümörlü doku ve sağlıklı doku bölgelerinin ilgili ışın alanı boyunca kat



edilen kalınlıklarına göre hesap edilir. Böylece hedef volüm içinde kabul edilebilir homojen bir doz dağılımı ve tümöre yakın sağlıklı dokularda ise maksimum koruma sağlanır. IMRT önceleri, her ışın alanı için özel olarak üretilen kompensatör filtreler kullanılarak (sınırlı alan sayısında) uygulanmışsa da, günümüzde statik MLC (step-and-shoot) modunda SIMRT (statik IMRT) olarak veya dinamik MLC (sliding window) modunda DIMRT (dinamik IMRT) olarak uygulanır (13).

Üç boyutlu konformal RT’de konvansiyonel (forward) doz hesaplamaları kullanılırken, IMRT planlaması için TPS’de tersten planlama (inverse planning) yapabilen algoritmalar kullanılmaktadır. Tersten IMRT planlamasında, TPS hem hedef volümdeki yüksek dozu hem de şart koşulan kritik organ hacim yüzdelerindeki düşük dozları optimizasyon ile iteratif (yinelemeli) olarak hesaplar. Bu hesabı yapabilmesi için TPS’ye, kritik organ ve hedef volümlerin tanımlanıp bunlar için istenen doz-volüm değerleri ve öncelik sıralamasının girilmesi gerekir. Her bir gantri açısındaki alan için elde edilen doz dağılımları, “intensity map” olarak adlandırılan yoğunluk (akı) haritası şeklinde görüntülenir. Ve son aşama olarak final hesaplaması ile bu doz dağılımının elde edilmesi için gerekli olan her alandaki alt segmentler oluşturulur (14).

Alan içi ışın yoğunluk modülasyonu özel olarak tasarlanmış bilgisayar kontrollü MLC’ler ile yapılır. Günümüzde IMRT planlama sistemlerinin çoğu bir ışın yoğunluğu haritası (intensity map) tanımı içermektedir. Bu yoğunluk dağılımları yaprak dizilimi (leaf sequencing) olarak adlandırılan bir işlem kullanılarak yapılır. Bu algoritma optimizasyondan elde edilen yoğunluğa mümkün olan en yakın dağılımı oluşturmak için, MLC yapraklarının alacağı gerekli şekilleri (statik MLC tekniği) ya da devinim hızlarını (dinamik MLC tekniği) ayarlar. IMRT alanlarının her biri için toplam Monitör Ünitesi (MU) değerleri, segment başına MU sayısına bağlı olduğundan, TPS tarafından tek tek hesaba katılarak belirlenir. Elde edilen planlamadaki doz dağılımları tümör ve kritik organlarda oluşan dozlar açısından değerlendirilir. Gerekirse daha iyi bir planlama için optimizasyon parametrelerinde (doz sınırlamaları, hedef ve riskli organ öncelikleri, doz ağırlıkları gibi) düzeltmeler yapılarak TPS hesaplama algoritmasına tekrar girilir (9,15). Elde edilen birden fazla IMRT planı, doz-volüm histogramları (DVH) üzerinden karşılaştırılır. En uygun doz dağılımına sahip IMRT planı kalite kontrol amacı ile tedaviden önce, TPS’de daha önce bilgisayarlı tomografi (BT) taraması ile tanımlanmış olan IMRT fantomuna sanal ışınlama yapılması için aktarılır. Fantomda yeniden hesaplanan dozlar, fantomun uygun dozimetrik sistemler kullanılarak linakta ışınlanması ile ölçülen dozlarla karşılaştırılır. Alan içi hesaplanan ve ölçülen izodozlar

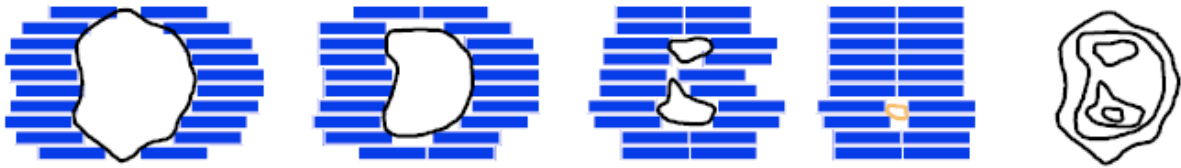
arasındaki fark 2-3 mm'nin, seçilen herhangi bir noktadaki doz farkı ise %2-3'ün altında ise QA testi başarılı sayılır.

Günümüzde IMRT özellikle prostat, baş-boyun, meme ve beyin tümörleri tedavisinde giderek artan oranda kullanılmaktadır. Yapılan çalışmalarda IMRT ile hedef hacimde 3BKRT'ye göre benzer doz dağılımı elde edilirken, normal dokuların aldığı radyasyon dozunda azalmaya bağlı olarak daha az toksisite görüldüğü rapor edilmektedir (16).

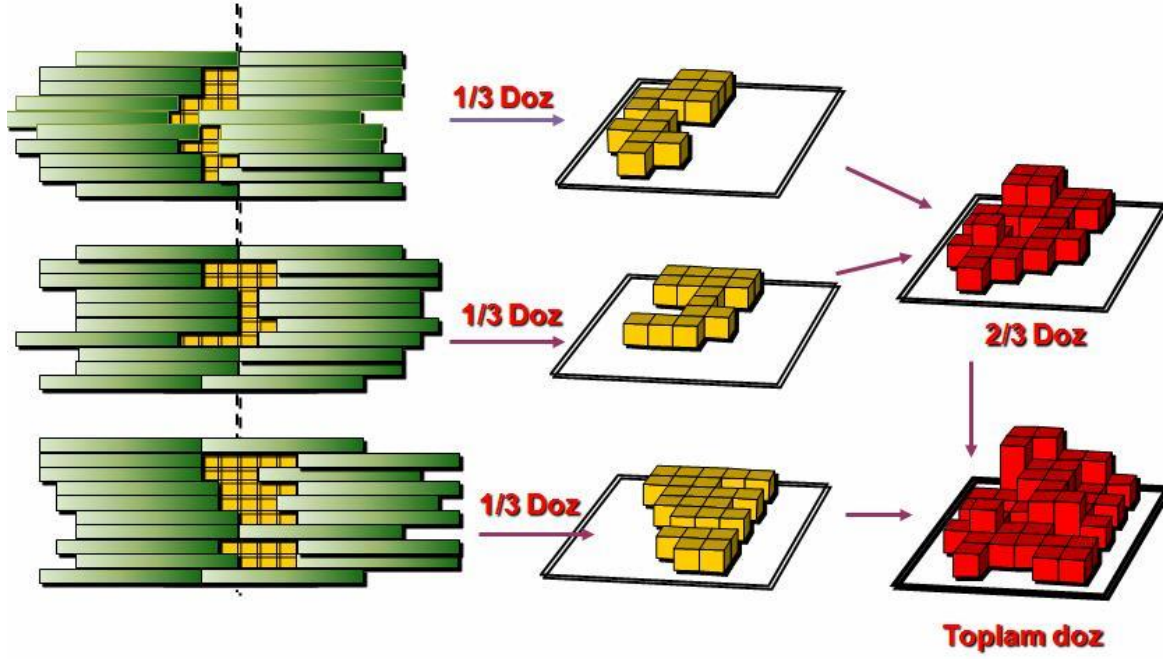
## YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ TEKNİKLERİ

### Statik MLC (Step and Shoot) Tekniği

İlk kez 1994'de Bortfeld ve arkadaşları tarafından öne sürülen bu teknikte tedavide kullanılan ve homojen olmayan doz dağılımları ile neticelenen her bir alan, homojen doz şiddetine sahip birçok küçük alt alandan oluşur. Bu alt alanlar veya diğer adıyla segmentler, MLC ile şekillendirilir. TPS'de planlanmış olan her bir segmente ait ışınlama ile sonuçta o alan için homojen olmayan bir doz dağılımı oluşturulur. Her bir segment için ışınlama, MLC'lerin hedef volüm üzerindeki hareketi sonlanınca (segmentin oluşturulması sonrasında) başlar, ışınlama bitince MLC yeni pozisyonunu alır ve diğer takip eden segment ışınlanır. Cihaz kontrol sistemleri, TPS'de oluşturulan segmentlerin linakta oluşturulabilmesi için MLC'lerin mekanik olarak istenen pozisyonu almalarını sağlar. Pek çok linak step and shoot tekniği ile statik IMRT (SIMRT) yapabilmektedir (Şekil 7, 8) (7,17,18).



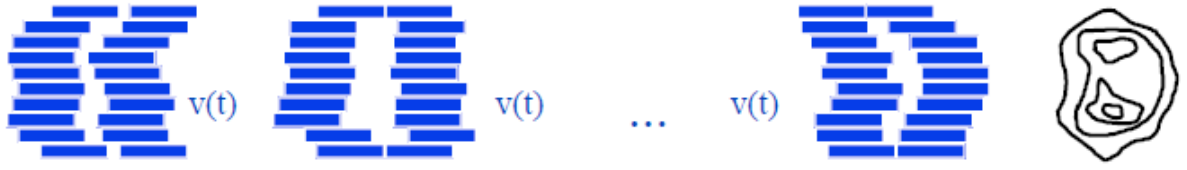
Şekil 7. Step and shoot tekniğinde segmentlerin oluşturduğu doz dağılımı



**Şekil 8: Step and shoot tekniği ile elde edilen segmentler ve toplam doz dağılımı**

### **Dinamik MLC (Sliding Window) Tekniği**

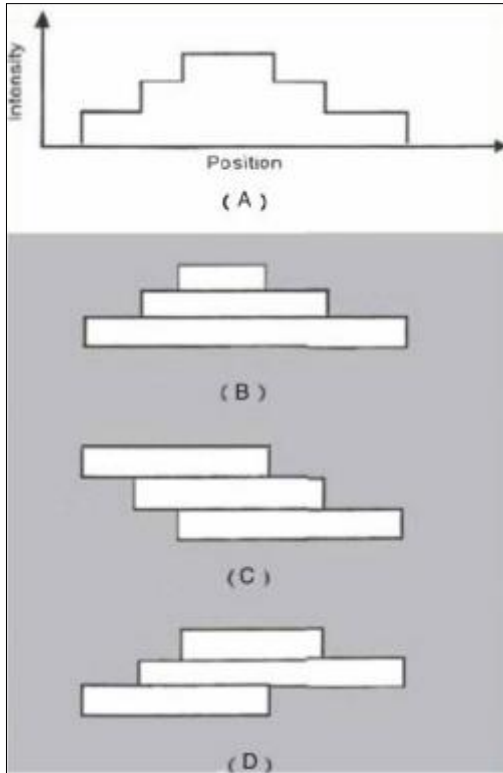
Dinamik MLC ya da diğer bir adıyla sliding window kullanarak yapılan dinamik IMRT (DIMRT) tekniğinde, ışınlama yapılırken karşılıklı MLC çiftleri, bilgisayar kontrolü altında alan boyunca hareket etmektedir. Aynı yönde hareket eden MLC çiftinin arasındaki açıklığı ve MLC'lerin hızını TPS'de yapılmış olan plan tayin eder. Tedavi cihazının doz veri hızında dalgalanma olabilmesi nedeni ile doz hızı tayini zaman yerine MU'ya bağlı olarak değişir (19,20). Temel ilke, doz yoğunluğunu ayarlamak için ışınlama sırasında MLC'lerin alan içinde farklı hızlarda aynı yönde hareket etmesi ve böylece her bir tedavi alanı için homojen olmayan bir doz dağılımı oluşturulmasıdır. Lifler arasında devamlı değişen açıklık boyunca ışınlama yapılır ve alan içindeki herhangi bir nokta bu açıklığa (ışınlamaya) belirli bir süre boyunca maruz kalır. Bir nokta tarafından alınan radyasyon dozu, geri çekilmekte olan lifin noktaya ulaşması ile karşısındaki lifin bu noktayı tekrar bloklaması arasında geçen sürede verilen MU sayısı ile orantılıdır. Her cihaza özgü bir maksimum MLC hızı vardır. TPS, ışınlama yapılan bu kayan açıklık boyunca liflerin karşılıklı hızlarını ayarlayarak (farklı açıklıkları peş peşe oluşturarak) istenilen doz dağılımını oluşturur. Bu teknikte tedavi süresi SIMRT tekniğine göre daha kısadır (Şekil 9).



Şekil 9. Dinamik MLC (Sliding Window) tekniği

### YOĞUNLUK AYARLI ARK TERAPİ (INTENSITY MODULATED ARC THERAPY-IMAT)

İlk defa 1995 yılında Yu ve ark. tarafından geliştirilen IMAT tekniğinde, ışınlama süresince gantri dönerken MLC'ler de dinamik olarak hareket ederek istenilen doz dağılımını oluştururlar (6,21). Bu yöntemde doz, her bir ark açısındaki homojen doz dağılımına sahip farklı alt alanların her bir gantri dönüşünde üst üste binmesiyle meydana getirilir. Tipik bir tedavi üç veya beş arkta tamamlanmaktadır. Her bir ark belli bir gantri açısı aralığında (ör: 5°'de bir değişen) homojen doz dağılımına sahip bir alt alan elde etmek üzere TPS'de programlanmıştır. Sabit doz hızında ışınlama devam ederken gantri sürekli döner ve MLC'ler dinamik olarak hareket ederek bu alt alanları meydana getirir (Şekil 10) (9).

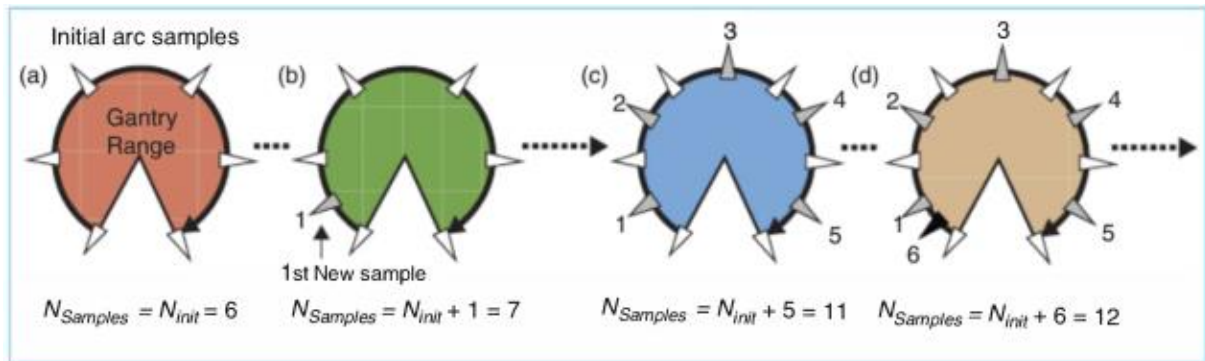


Şekil 10. Çoklu ark kullanılarak üç alt alanın üst üste binmesi. Şekil B, C ve D'deki şekillerin her biri ile A'da gösterilen ışın yoğunluk profilini oluşturmak mümkündür (6).

## VOLÜMETRİK ARK TERAPİ

### (VOLUMETRIC-MODULATED ARC THERAPY-VMAT)

Dinamik veya step and shoot gibi diğer IMRT tekniklerine göre doz dağılımları açısından ciddi bir avantaj sağlamaması nedeni ile IMAT çok tercih edilen bir yöntem olarak kullanılmamıştır. 2000'li yılların sonuna doğru hem Varian hem de Elekta firmaları linak cihazlarında rotasyonel tedavilerde değişken doz hızı özelliğini geliştirmiştir. Otto tarafından VMAT olarak isimlendirilen bu yöntemde, gantri ve MLC'ler sürekli hareket ederken doz hızı da değişmektedir (6,22). Bu yöntemde TPS doz dağılımını belirli gantri açı aralıklarında örnekleyerek hesaplar. Tek bir ark açısı aralığında yapılacak ışınlamada istenilen doz dağılımını oluşturabilmek için, ışınlama yapılacak ark açısı içinde yer alan çok sayıda gantri açısından gelen farklı şekillerdeki alanların ve elde edilen ışın yoğunluklarının optimizasyonu gereklidir. Optimizasyon, ark açısı aralıklarına bölünerek elde edilen örneklemelerden yola çıkılarak yapılır. Her bir yeniden hesaplamada bölünen ark açısı yeniden bölünerek örneklem alınır ve bu şekilde istenen doz dağılımı elde edilene kadar kadar bu işlem tekrarlanır (Şekil 11). Farklı gantri, doz ve MLC hızlarında uygulama yapabilen linaklar ve gelişmiş TPS'ler sayesinde aynı tedavi planı diğer IMRT tedavi tekniklerine göre, tek bir ark açısı kullanarak daha kısa sürede ışınlanabilmektedir. Daha uygun bir doz dağılımı için birden fazla ark açısı kullanılarak da planlama yapılabilir.



Şekil 11. VMAT doz dağılımı hesaplamasında aşamalı örneklem optimizasyonunun şematik gösterimi (6).

## TOMOTERAPİ

İlk IMRT tedavisi 1994'te yılında konvansiyonel bir lineer hızlandırıcı kafasına MIMiC kolimatörün (Peacock MIMiC, Nomos Corp.) monte edilmesiyle tomoterapi tarzında gerçekleştirilmiştir. Tomoterapi sözcük anlamı olarak kesit tedavisi anlamına gelmekte olup, tomografi sözcüğünden türetilmiştir. Tomoterapi, tedavinin ince bir demet ile gerçekleştirildiği özel bir IMRT yöntemidir. Günümüzdeki kompakt tomoterapi cihazları görüntü rehberliğinde kesitsel volümetrik tedavi olanağı sunmaktadır. Tomoterapi cihazı BT içine monte edilmiş 6 MV enerjisinde sürekli dönen Phoenix linak sistemine sahiptir. Hem SAD (kaynak eşmerkez mesafesi) hem de BT gantri açıklığının çapı 85 cm'dir. Geleneksel linaklardan farklı olarak cihaz gantrisi kapalı olup cihazın tüm ekipmanı dönen gantry içine monte edilmiştir. Helikal Tomoterapide gantri periyodu ve masa hızı sabit olup kesintisiz bir tedavi sağlar. Işın kolimasyonu 1 cm, 2.5 cm ve 5 cm x 40 cm alan oluşturabilecek şekilde tasarlanmış olup 40 cm x 160 cm'lik bir alanı tedavi etmek mümkündür. Y ekseninde 15 cm kalınlığında jaw sistemi yanında, aynı eksende hava basıncıyla çalışan 64 yapraklı, izomerkezdeki kalınlığı 6.25 mm olmak üzere, ışın ekseninde 10 cm kalınlığında tungsten'den yapılmış karşılıklı iç içe geçen (binary) MLC bulunmaktadır. Düzleştirici filtre (flattening filter) bulunmaması daha yüksek bir doz hızı ve alan dışında daha az saçılma sağlamaktadır. Konvansiyonel linak planlamalarında kullanılan kama, kolimator açısı ve sabit bir gantri açısı gibi parametrelere gereksinim duyulmaz. Gantrinin hasta etrafında dönmesi sırasında yaprakların açık ve kapalı olma durumuna göre VMAT tekniğinde açıklanan optimizasyon sistemine göre istenilen doz dağılımı elde edilir (Şekil 12) (6).



**Şekil 12. Tomoterapi tedavi cihazı**

### **ROBOTİK IMRT**

Robotik IMRT'nin gelişimi stereotaktik radyocerrahinin (SRS) gelişimine bağlı olmuştur. 1967 yılında L. Leksell, Stockholm Üniversitesi'nde Gammaknife ile ilk intrakranial SRS tedavisini gerçekleştirmiştir. 1994 yılında ise Stanford Üniversitesi'nde J. Adler tarafından Cyberknife ile ilk SRS hastası tedavi edilmiştir. Cyberknife ünitesi IMRT'nin robotik bir şekilde hastaya uygulanması esasına dayanır (Şekil 13).



**Şekil 13. Cyberknife Robotik IMRT cihazı**

Cyberknife ünitesi, kompakt bir 6 MV linak kafasının sanayide sıkça kullanılan “KUKA” adlı robota monte edilmesiyle oluşturulmuştur. Cyberknife tedavi ünitesinde hastadan aktarılan DRR (Digitally Reconstructed Radiograph) görüntülerinin online kontrolünü sağlayan, birbirine 45°’lik açıyla konumlandırılmış iki adet diagnostik X-ışını kamerası ve karşılarında iki adet imaj dedektörü bulunur. Sistem tümöre implante edilen radyoopak işaretleyicileri (fiducial) skopi altında takip ederek 10 mm’nin altındaki değişimi her ışınlama pozisyonunda kafa hareketi ile otomatik olarak düzeltebilmektedir. 10 mm’nin üzerindeki değişikliklerde ise hastanın masa hareketleri ile pozisyonlandırılması gereklidir. Fiducial kullanılmadığı durumlarda sistem hastaya giydirilmiş olan ve üzerinde yansıtıcılar bulunan elastik bir yelekteki eksternal optik markırları solunuma göre takip ederek pozisyonlandırma yapabilmektedir (6,23).

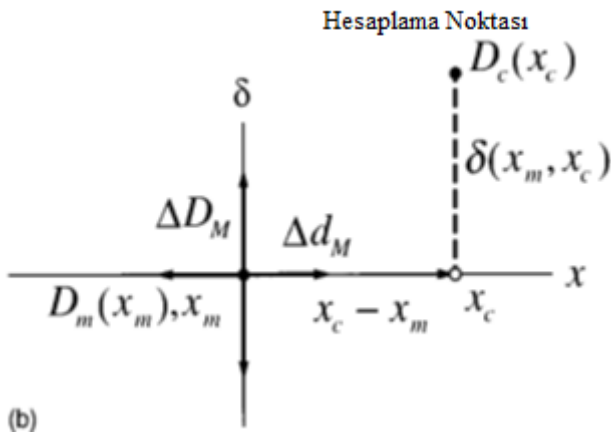
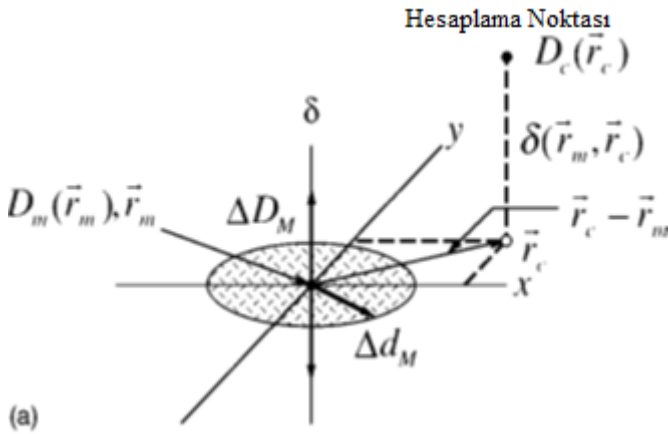
### **IMRT’DE KALİTE KONTROL**

IMRT tedavilerinde karmaşık şekilli hedef volümlerde yüksek dozlara ulaşılırken, çevre sağlıklı organ ve dokulardaki dozu tolerans seviyelerinde tutmak gerekmektedir. IMRT’de toplam dozun daha yüksek tutulduğu durumlarda tedavi doğruluğu konvansiyonel ve konformal tedavilere göre daha önemlidir. 3BKRT’de TPS tarafından hesaplanan MU değerinin kontrolü, yüzde derin doz (Percentage Depth Dose-%DD) değerleri, doku fantom oranı (Tissue Phantom Ratio-TPR), toplam saçılma faktörü ( $S_{c,p}$ ) ve tedavide kullanılan ışın geometrisi gibi temel dozimetri bilgileri kullanılarak manuel olarak yapılabilir. Fakat IMRT’de kullanılan ışın yoğunlukları değiştirildiğinden, basit MU doğrulaması tedavi doğrulanması için yeterli değildir. Bu yüzden IMRT uygulayan pek çok klinik iyon odaları, TLD, MOSFET (Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor) dedektör, elektronik portal görüntüleme (Electronic Portal Imaging Device-EPID), radyografik veya radyokromik film kullanarak dozimetrik doğrulama yapmaktadır. Tedaviye başlamadan önce yapılacak bu doğrulama işleminin tedavide rutin olarak kullanılabilmesi açısından efektif, ucuz ve hızlı olması gerekir. Bu yüzden seçilecek doğrulama yöntemi klinik açıdan oldukça önemlidir. Dozimetrik IMRT doğrulaması IMRT QA’nın sadece bir parçası olup, ters planlama algoritmasının değerlendirilip kontrol edilmesi, veri transferinin doğrulanıp kaydedilmesi, MLC pozisyon doğruluğu ve lif hızı kontrolleri gibi birçok parametreyi de ayrıca içermektedir (6,20).



## IMRT Kalite Kontrolü'nde Veri Analizi

IMRT planlamalarının ve doz dağılımlarının 3BKRT'ye göre daha karmaşık yapıda olması nedeniyle, TPS ile hesaplanan ve tedavi cihazında ölçülen doz dağılımları arasındaki uyumu değerlendirebilecek özel doğrulama yazılım programlarına ihtiyaç vardır. Standart değerlendirme programları sadece izodoz dağılımlarını ve profilleri kapsamaması nedeniyle yetersiz kalmaktadır. Bazı araştırmacılar tarafından bu durum araştırılmış ve 1998'de Low ve arkadaşları, 2003'te ise yine Low ve Dempsy tarafından halen IMRT'de en sık kullanılan yöntem olan gama indeks ( $\gamma$ -indeks) metodu geliştirilmiştir (24,25).  $\gamma$ -indeks metodu, istenilen noktada ölçülen dozu (measurement-m) referans olarak kabul edip TPS'de bu noktada hesaplanan doz (calculated-c) ile farkına (Dose Difference- $\Delta D_M$ ) ve bunun yanında aynı noktada ölçülen doz değeri ile planlamada aynı dozu alan en yakın nokta arasındaki mesafe (d) farkına (Distance to Agreement-DTA) dayanmaktadır. TPS'de yapılan IMRT planının  $\gamma$ -indeks analizinde genelde doz farklılıklarının ( $\Delta D_M$ ) %3, mesafe farkının ( $\Delta d_M$ ) ise 3 mm içinde kalması istenir. Bu analizde limit değerleri içinde kalan nokta oranının %95 ve üzerinde olması IMRT planının yapılan testte başarılı olduğunu gösterir. Şekil 14'te doz farkı parametresi  $\Delta D_M$  ile, DTA parametresi ise  $\Delta d_M$  ile gösterilmektedir.



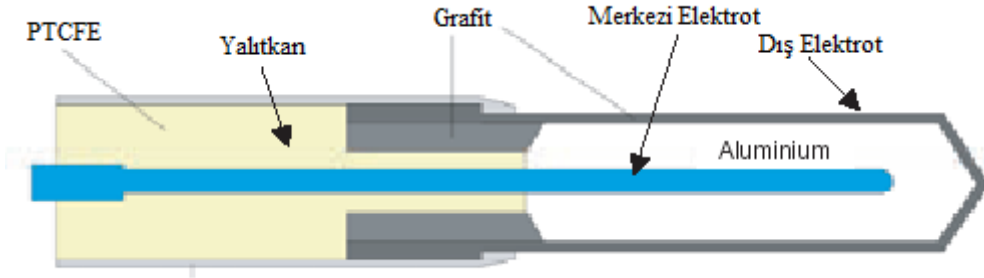
**Şekil 14. Doz farkı ( $\Delta D_M$ ) ve DTA (distance-to-agreement) testlerinin doz dağılımı değerlendirme kriterlerinin geometrik gösterimi. a) iki boyutlu, b) tek boyutlu gösterim (24)**

**IMRT Kalite Kontrolü'nde Kullanılan Dozimetrik Sistemler**

IMRT planlarının kalite kontrolünde çok sayıda dozimetrik sistem kullanılmaktadır. Hangi sistemin seçileceği, kontrolü yapılacak olan parametrelere ve sistemin kapasitesine bağlıdır. Tedavi planlamalarının kalite kontrolünde kullanılacak fantomdaki dozimetrik sistemin gerçek hasta koşullarındaki doz dağılımını taklit etmesi ve planlanan doz dağılımı ile karşılaştırması oldukça güçtür. Planlanan doz dağılımlarının bir, iki veya üç boyutlu olarak karşılaştırılabilmesi için kullanılan sistemler iyon odaları, film dozimetri, iki boyutlu dizili dedektörler (2D-Array), EPID cihazları veya jel dozimetridir (5,26). EPID dozimetrisinin IMRT uygulaması yapılan linak cihazına ait portal görüntüleme sisteminde yapılması her ne kadar bir avantaj olarak gözüксе de, özel bir yazılım gerektirmesi, kümülatif doz değerlendirmesi yapamaması ve sık kalibrasyon gerektirmesi nedeniyle kliniklerde yaygın olarak kullanılmamaktadır. Jel dozimetri ise doz dağılımlarının tespiti için Manyetik Rezonans (MR) görüntülemeye ihtiyaç duyması ve IMRT dozimetrisinde pratik bir sistem olmaması nedeniyle rutin dozimetrik kalite kontrol sistemlerinden biri haline gelmemiştir.

**İyon odaları**

İyon odaları, RT ve diagnostik radyolojide radyasyon dozunu ölçmek için kullanılır. Referans koşullarda yapılan doz ölçümü ve ışın kalibrasyonunda en sık kullanılan dozimetrik yöntemlerden biridir. İyon odaları, özel ihtiyaçlara göre farklı şekil ve boyutlarda üretilmiştir. Temel olarak iletken bir dış duvar (dış elektrot) ile çevrili gaz dolu bir kaviteye ve toplayıcı bir merkezi elektroda sahiptir. Radyasyona maruz kalan iyon odasında oluşan iyon çiftleri, elektrotlara uygulanan voltajın oluşturduğu elektrik alan içerisinde zıt kutuplarda toplanırlar. Böylece iki elektrot arasında uygulanmakta olan voltajda bir artış meydana gelir. Akımdaki bu artış yapılan ışınlamanın doz hızı ile doğru orantılıdır. İyon odası bir elektrometreye bağlanarak, elde edilen akım artışına karşılık gelen doz değeri elde edilir. Silindirik iyon odalarının aktif hacmi 0.01 cc ile 0.6 cc arasında değişmektedir. Rutin ölçümlerde sıklıkla kullanılan Farmer tip iyon odasının temel tasarımı Şekil 15'de gösterilmiştir.



**Şekil 15: Farmer tip iyon odası**

Bir iyon odasında olması gereken özellikler şöyle sıralanabilir;

- Gelen radyasyonun yönüyle duyarlılığındaki değişim minimum olmalıdır.
- Sap sızıntısı düşük olmalıdır.
- İstenen tüm enerjiler için standart iyon odasına karşı kalibre edilebilmelidir.
- İyon rekombinasyon kaybı minimum olmalıdır (27).

İyon odası hem su fantomuna yerleştirilerek yüzde derin doz veya profil gibi rölatif doz ölçümlerinde, hem de su veya su eşdeğeri katı fantoma yerleştirilerek absorbe doz ölçümlerinde kullanılır. Bunun dışında ışın kalitesi tayini, MLC ölçüm ve kontrol testleri, hasta dozu kontrolü ve rutin kalite kontrol testleri gibi daha birçok ölçümde pratik kullanımları sebebiyle tercih edilmektedir.

### **Film dozimetri**

Film dozimetri sistemleri tedavi alanlarının doğrulanması, izodoz eğrilerinin çizimi ve RT cihazlarının fiziksel kontrolleri gibi birçok uygulamada kullanılmaktadır. Cihaz kontrollerinde çekilen filmlerin değerlendirilmesi yapılan işleme bağlı olarak gözle yapılabileceği gibi, ayrıntılı incelemeler için dansitometre ve bilgisayar yazılımları kullanılır. Uzun yıllardır kullanılan radyografik tipte filmler, değerlendirilebilmeleri için karanlık oda ve banyo işlemleri gerektirmeleri nedeni ile son dönemlerde yerini pratik kullanıma sahip ve gün ışığına duyarlı olmayan yeni teknoloji ürünü radyokromik filmlere bırakmıştır. Yüksek doz ve enerjideki radyasyon dozimetrisi için son dönemlerde çoğunlukla Gafkromik filmler tercih edilmektedir. Bu filmlerin EBT (External Beam Therapy) modelleri IMRT kalite kontrolünde kullanım amacıyla geliştirilmiştir. Gafkromik filmlerin doza karşılık yanıtının megavoltaj ve kilovoltaj aralığında foton enerjisinden bağımsız olması, geniş bir kullanım aralığı sağlar. Bu

özellikleriyle beraber yüksek uzaysal çözünürlüğü sayesinde EBT filmler, küçük alan foton dozimetrisi için ideal bir seçimdir. EBT filmler ayrıca, yüksek dozlardaki ışınlamalarda doz akı haritasının çıkarılması, derin doz karakteristiklerinin elde edilmesi, MLC kalite kontrolü, penumbra değerlendirmeleri, yüzey dozu ve build-up bölgesi doz ölçümlerinde kullanılmaktadır. Bu filmlerden en gelişmiş olan EBT3 model film, geniş doz aralığında kullanılabilen, banyo gibi kimyasal işlemlere gereksinim duymayan ve gün ışığından etkilenmeyen su eşdeğeri bir filmidir. Bu model filmler dansitometre ile taranarak analiz edilebildiği için kullanımı oldukça kolaydır (26). Ölçümler sırasında filmler için kalibrasyon eğrisi oluşturmak gerekir. Film dozimetrisinin rölatif bir yöntem olması nedeniyle, oluşturulan kalibrasyon eğrisi üzerindeki kararına derecesi bilinen bir doz değerine karşılık gelir. Doz ölçüm yönteminde kullanılacak filmin, önce katı su fantomu ile BT görüntülerinin alınması gerekir. Çekilen BT görüntüleri kullanılarak TPS’de kalite kontrol planları hazırlanır. Bu planlamalara uygun olarak cihazda fantom üzerinde yapılan film ışınlamalarıyla alınan ölçümler, TPS’den elde edilen doz dağılımları ile karşılaştırılır. Bu yöntemle iki boyutlu dozimetrik kontrol yapılabilmesinin yanında, nokta dozu ölçümleri de yapılabilmektedir.

### **İki boyutlu dedektörler (2D-Array)**

Modern RT’de tedavi tekniklerinin komplike hale gelmesi nedeni ile, kalite kontrolleri için birden fazla noktada eşzamanlı dozimetrik ölçüm yapmak gerekmektedir. Bu ölçüm ile elde edilen doz dağılımı (akı haritası) alan boyutu, derinlik, sistemin rezolüsyonu (dedektörler arası mesafe) gibi birçok parametreye bağlıdır. IMRT tedavilerindeki artış sebebiyle daha hızlı ve verimli dozimetrik araçların kullanımı gerektiğinden tek ışınlamada birçok noktada ölçüm yapabilecek şekilde iki boyutlu dedektörler (2D-Array) geliştirilmiştir. Katı fantomlar ile birlikte kullanılan bu sistemler belirli sayıda dedektörün tek düzlemde yan yana diziliminden oluşur. 2D-Array’lerin özel bilgisayar yazılımları sayesinde, ışın alanlarının doz dağılım bilgisini kolay bir şekilde elde etmek mümkündür. Düzlemsel ışın akı haritası ve doz dağılımını doğrulamada, pratik kullanımları sebebiyle tercih edilen araçlardır. 2D-Array’ler, duyarlı hacimleri arası mesafe 7 ile 10 mm arasında değişen diyot veya iyon odalarından oluşmaktadır.

TPS’de hesaplanan hastaya ait doz profilleri ile tedavi cihazındaki içine 2D-Array’in yerleştirildiği fantom ışınlaması sonucu ölçülen doz profilleri rölatif ve absolut olarak karşılaştırılabilir. Rölatif olarak değerlendirmede TPS’de planlanan her bir tedavi alanı için ayrı ayrı veya alanların toplam doz profilleri TPS’deki QA plan opsiyonu üzerinden alınır.

TPS'ye yüklenmiş olan fantomdaki aynı tedavi koşulları linakta sağlanarak, 2D-Array aynı derinlik ve SSD'de (kaynak yüzey mesafesi) ışınlanır. Ölçülen ve TPS'de hesaplanan akı haritası özel yazılım sayesinde birbirine oranlanarak, doz dağılımları arasındaki farklar bulunur. Bu doz profillerinin karşılaştırılmasında genellikle  $\gamma$ -indeks (ör. 3 mm-%3 doz) metodu kullanılmaktadır (26,28).

### **IMRT Kalite Kontrol Basamakları**

Tüm RT sürecindeki kalite kontrollere ilave olarak IMRT tedavilerinin uygulanması öncesinde ve devamında yapılması gerekli bazı testler vardır. Bu kalite kontrol testleri TPS, linak ve hasta planı kontrolü olarak üç ana başlık altında toplanabilir (26);

- Tedavi planlama sisteminde kalite kontroller

Temel doz verileri (özellikle küçük alanlarda out-put veya rölatif doz faktörleri (RDF) ve penumbra ölçümleri)

Doz hesaplama algoritmaları (özellikle küçük alanlar)

Işın segmentasyonu (MLC, MU)

- Cihaz kalite kontrolleri

Lif pozisyon doğruluğu

Dozimetri sisteminin lineerliği ve stabilitesi (küçük MU)

- Hasta temelli kalite kontrol

Akı haritası

Doz dağılımı

Pozisyon doğruluğu

### **Tedavi Planlama Sistemi Kalite Kontrolü**

IMRT tedavilerinde hedef volümde yüksek dozlara çıkılması ve normal doku dozlarının konformal RT'ye göre düşük kalması, tedavi etkinliği açısından son derece önemlidir. Ancak bu süreç TPS'nin etkinliğine ve planlanan dozun hedefte doğru bir şekilde oluşmasına bağlıdır. IMRT tedavilerinin güvenilir bir şekilde uygulanabilmesi için temel basamaklardan ilki, TPS'de yapılması gereken kalite kontrol işlemleridir.

ESTRO'nun (European Society for Radiotherapy Oncology) 2008 yılında yayınladığı raporunda IMRT tedavilerinin yapıldığı TPS için gerekli kalite doğrulama testleri aşağıdaki gibi verilmiştir (26):

- Lif pozisyon doğruluğu
- Küçük segmentler ve bitişik alanlarda ışın profilleri (özellikle step and shoot uygulamaları için)
- Dinamik MLC uygulandığında doz hızı ile lif hareketinin kontrolü ve küçük alanların ışın profili
- Lif altında ve lifler arası boşluk (liflerin tongue and groove dizaynı) nedeniyle geçirgenlik ve sızıntı
- Sistemin konformal RT için gerekli kabul testlerinde kullanılan alanlardan daha küçük alanlarda out-put faktörleri ve derin dozlar
- Merkezi eksene göre farklı uzaklıklarda oluşturulan ince uzun küçük alanlarda out-put faktörleri ve derin dozlar
- Küçük alanlarla ışınlanan inhomojen fantomdaki doz dağılımları
- Tedavi edilecek volüme özgü segmentlere sahip alanlardaki doz dağılımları
- Prostat, baş-boyun, akciğer ve meme gibi tedavilere özgü çok sayıda test planlamaları

Tedavi planlama sisteminin hesaplama algoritmaları, IMRT planlarına ait akı haritalarını “beamlet” ismi verilen küçük ışın demetlerine ayrıştırarak hesaplar. Akı haritaları kullanılacak linakların özelliklerine ve kafa yapılarına göre MLC’ler ile şekillendirilen segmentlerden elde edilir. Homojen doz dağılımına sahip konvansiyonel tedavi alanları için kolimatör geçirgenliği ve penumbra gibi dozimetrik parametrelerin etkisi daha azken, MLC ile şekillendirilmiş küçük alanlar için söz konusu parametreler kritik önemdedir. Özellikle küçük alanlardaki penumbra ölçümlerinin güvenilirliği açısından bu ölçümlerin film, diyot veya küçük çaplı iyon odaları ile yapılması tavsiye edilmektedir (5,29). Gerekli ölçümler TPS’ye girilip IMRT planlamaları yapılabilir hale geldikten sonra hasta tedavisine başlanmadan, TPS’de kalite kontrol için tavsiye edilen raporlar referans alınarak tüm kontrollerin yapılması şarttır.

### **Cihaz Kalite Kontrolü**

IMRT yapabilen linakların MLC dizaynları modellerine göre birbirlerinden farklılık göstermektedir. MLC dizaynı ve kullanılacak olan IMRT tekniğine göre linakla ilgili QA işlemleri değişmektedir. Genel olarak IMRT tedavilerine başlanmadan önce TPS QA’sına ilave olarak, linakta küçük alan dozimetrisi, liflerin hareket hızı, lif geçirgenliği ve sızıntısı gibi birçok parametrenin de kontrol edilmesi gereklidir.

Kalite kontrol testleri klinikte kullanılacak tedavi cihazına bağı küçük farklılıklar gösterse de, SIMRT veya DIMRT tekniğinde ortak yapılması gerekli testler vardır. Bunlar genel başlık olarak aşağıda sıralanmıştır.

- Mekanik testler
- Dozimetrik testler (homojenite, simetri, doz hızı, out-put...)
- Küçük MU değerlerinde linak performansı
- MLC pozisyon doğrulanması
- MLC sızıntı ve geçirgenlikleri
- MLC hızları (Dinamik IMRT için)

Linak cihazlarında kalite kontrol ile ilgili Amerikan Medikal Fizik Derneği'nin (American Association of Physicists in Medicine /AAPM) 2009 yılında yayınladığı 142 numaralı raporunda, özellikle IMRT gibi komplike tedavilere başlanmadan önce yapılması gerekli testler ve limit değerleri yayınlanmıştır. Yukarıdaki ana kalite kontrol başlıkları verilen bu raporda özellikle mekanik ve dozimetrik testler, yine aynı derneğin 1994 yılında yayınladığı 40 numaralı raporu ile örtüşmekle birlikte gelişen tekniklere bağı olarak yeni testler ilave edilmiştir. MLC ile şekillendirilmiş alt alanların kullanıldığı IMRT tekniklerinde MLC'lerin pozisyon doğruluğu, geçirgenliği ve hızları ile ilgili testler ve limit değerleri bu yeni rapora ilave edilmiştir (Tablo 1) (30).

Konvansiyonel ve 3BKRT'de liflerin pozisyonundaki 1 veya 2 mm'lik belirsizlikler doz veriminde (out-put) belirgin bir değişikliğe neden olmadıklarından, genelde önemsenmeyebilir. Ancak IMRT'de inhomojen bir demet akısı, küçük alt alanların birleşimiyle oluşturulduğundan ve bazen bu alt alanlar çok küçük boyutlara sahip olabileceğinden, lif pozisyonundaki belirsizlikler önem kazanmaktadır. Kung ve arkadaşları 1 cm genişliğe sahip MLC ile şekillendirilmiş alan boyutlarında lif pozisyonundaki 1 mm'lik belirsizliğin toplam dozda %8'e kadar farka yol açtığını, toplam doz değerindeki hata payının %4'e çekilebilmesinin ise ancak MLC belirsizliğinin 0.5 mm'ye çekilmesiyle mümkün olabileceğini göstermişlerdir (31).

SIMRT'de kullanılan TPS'ye ve optimizasyon işlemine bağı olarak, tedavi alanlarını oluşturan alt alanlar küçük MU değerlerine sahip olabilmektedir. IMRT tedavisine geçilmeden önce MU başına doz değişimi kontrol edilmeli ve eğer küçük MU değerlerinde

istenilen doz elde edilemiyorsa, küçük MU değerine sahip segmentler optimizasyonda kullanılmamalıdır (32).

**Tablo 1: SIMRT tedavilerinde linak cihazına özgü kalite kontrol basamakları ve limit değerleri (33)**

	<b>Tolerans</b>	<b>Müdahale Seviyesi</b>
MLC (Başlıca gantri açılarında ölçüm)		
Lif pozisyon doğruluğu	1 mm	2 mm
Lif pozisyon tekrarlanabilirliği	0.2 mm	0.5 mm
Lifler arası boşluk mesafesi tekrarlanabilirliği	0.2 mm	0.5 mm
Gantri, MLC ve masa eşmerkezi	0.75 mm çap	1 mm çap
Işın sabitliği		
Düşük MU değerlerinde out-put (< 2MU)	%2	%3
Düşük MU değerlerinde simetri (< 2MU)	%2	%3

### **Hasta Temelli Kalite Kontrol**

Başarılı bir IMRT tedavisi için, hastaya özel planlamada istenen doz kriterlerinin yerine getirilmesinin yanında, tedavi planlarının dozimetrik kontrolünün de yapılması şarttır. Bu kontrol süreci tüm RT teknikleri için geçerli olmakla birlikte, özellikle IMRT gibi komplike tedavi modaliteleri için daha da önem kazanmış durumdadır. IMRT tekniğiyle hasta planı QA'sının yapılması ve hastaya uygulanması özel yazılım, dozimetrik ekipman ve uygun tedavi cihazı gerektirir. Bunun için çeşitli doz doğrulama sistemleri geliştirilmiştir.

Planlama sisteminde konformal tekniğe göre IMRT ile daha iyi elde edilen doz dağılımının linak cihazında uygulanması, diğer tekniklere göre daha kompleksdir. Işınlanan alan içerisindeki akı haritasında, doz gradiyenti yüksek keskin doz değişim bölgelerinin olması ve bu doz değişim bölgelerinin özellikle hedef volüm komşuluğundaki kritik bir organda olması kalite kontrolün önemini artırır. Tedavideki 5-6 mm'lik kayma, kritik organda klinik açıdan kabul edilebilir olarak değerlendirilen sınırı aşarak önemli komplikasyonlara yol açabilir. Bu durum hedef volüm ıskalanmasından dolayı dozun bir bölgede eksik kalmasına ve bundan dolayı tümör nüksüne neden olabilir.



IMRT doz dağılımının gerçek hasta üzerinde doğrulanması mümkün olmadığından, fantomda yapılması gerekir (26,28). Planlanan doz dağılımlarının fantomda kontrolü sırasında plan ilişki (plan-related approach) ve alan ilişki (field-related approach) olmak üzere iki farklı yöntem uygulanabilir. Plan ilişki yönteminde tüm plan, yani tüm ışınlar kendi gantri açılarındaki şekilde TPS’de doğrulama fantomuna aktarılır ve doz dağılımı hesaplatılır. Bu doğrulama yönteminde kullanılacak fantom genellikle silindirik, elipsoid veya küresel şekle sahip olan, içine film yerleştirilebilecek şekilde tasarlanmış kesitlerden oluşan fantomdur. Film ile doğrulama yapılabilmesine ek olarak bazı doğrulama fantomları absolut doz ölçümü yapılabilmesi için iyon odası boşluğuna veya TLD ölçümü için çip boşluklarına sahiptirler. Plan ilişki yönteminin avantajları şu şekilde sıralanabilir:

- Tüm plan bir defada doğrulanır.
- Işın girişlerini ve yönlerini gösteren tüm tedavi parametreleri gerçek hasta planıyla aynı olduğundan, tedavi esnasında ve set-up’ta karşılaşılan tedavi masasının etkisi ve benzeri parametreler de aynı anda kontrol edilmiş olur.
- Alanlar kendi gantri açılarındaki şekilde ışınlanacak şekilde gerçek tedavi planı doğrulandığından, ölçülen gerçek doz dağılımı TPS’de hesaplanan dağılımla karşılaştırılır. Eğer iki dağılım arasında kabul sınırı üstünde bir fark varsa, bu farkın anatomik olarak hastanın neresinde oluşacağı öngörülmüş olur.

Bu avantajlarının yanı sıra plan ilişki yöntemi bazı dezavantajlara sahiptir.

- Bu yöntemde diğer yöntem ile elde edilemeyen gerçek üç boyutlu dozimetrik kontrol yapılabilirse de klinik şartlarda uygulanması oldukça zordur ve özel yazılım ve ekipman gerektirir. Ancak bu yöntemle pratikte alan başına iki veya bir boyutlu doz dağılımı direk olarak görülemeyeceğinden, örneğin ölçüm bölgesinin dışında kalan yanlış hizalanmış bir MLC bu şekilde fark edilemeyebilir.
- Ölçüm için film dozimetri kullanılacaksa, kullanılacak filmin tipine göre kalibrasyon gerekmektedir.
- Bu yöntem için fantomun tedavi koşullarında hazırlanması zaman alır.

Alan ilişki yönteminde ise doz dağılımları tüm alanlar için gantri 0°’de ışınlama yapılarak elde edilir. Her tedavi alanı tek tek veya toplam olarak doğrulama fantomuna aktarılır. Tüm tedavi parametreleri gantri ve masa açısı dışında gerçek planla aynıdır. Alan

ilişki yönteminde dozimetrik ölçümlerde kare şekilli katı fantomlar kullanılır ve radyografik, radyokromik film veya 2D-Array türü ölçüm düzenekleri ışın gelişine dik yerleştirilerek iki boyutta doğrulama ölçümü yapılır.

Alan ilişki yöntemi bire bir gerçek planı yansıtmamasına rağmen, plan ilişki yöntemine göre bazı avantajlara sahiptir.

- Bu yöntemde tüm alanlar birlikte ışınlanabildiği gibi tek tek de ışınlanabileceğinden, ölçülen ve hesaplanan doz dağılımı arasında fark olursa, farkın hangi alandan kaynaklandığı ve nedeni kolayca bulunabilir.
- Doz ölçümünde dozimetrik sistem ışın geliş açısına dik yerleştirildiğinden, plan ilişki yöntemindekine göre daha az dozimetrik problemle karşılaşılır.
- Ölçüm setinin hazırlanması ve set-up daha kolay olup daha kısa süre alır.
- Alan ilişki yöntemi iki boyutlu doz ölçümü yapılabilen 2D-Array gibi dozimetri sistemleri için çok uygun bir yöntemdir (34).

RTOG (Radiation Therapy Oncology Group) IMRT protokolüne katılan kuruluşlardan biri olan Radiological Physics Centre'nin (RPC) yaptığı bağımsız bir doz değerlendirme çalışmasında, antropomorfik baş-boyun fantomundan alınan BT kesitleri farklı kliniklere gönderilerek daha önceden parametreleri belirlenmiş bir IMRT planını kendi TPS'lerinde oluşturmaları ve hesaplanan doz dağılımlarının TLD ve gafkromik film kullanarak dozimetrik doğrulama yapmaları istenmiştir. Doz dağılımlarının analiz kriteri için %7 doz farkı ve riskli organ komşuluğundaki yüksek doz gradiyenti bölgesine 4 mm mesafede doz tutarlığı referans değer olarak alındığında, 128 katılımcı enstitünün yaptığı baş-boyun fantom ışınlamalarının yaklaşık üçte birinin (48/163) istenen kriterleri yerine getiremediği gözlenmiştir. Elde edilen sonuçlar arasındaki anlamlı farklılıklar, IMRT planlaması ve uygulamaları açısından kalite kontrol testlerinin kritik önemini göstermektedir (35,36).

### **Küçük Alan Dozimetrisi**

Radyoterapide konvansiyonel tedavi alanları 4x4 ile 40x40 cm arasındadır. Günümüzdeki modern RT'nin temelini oluşturan IMRT, görüntü rehberliğinde RT (IGRT), tomoterapi ve mikro MLC'lerin kullanıldığı SRS gibi gelişmiş tedavi uygulamaları ile beraber bu alan boyutları mm'lere inmiştir. Özellikle Gamma Knife ve CyberKnife gibi cihazlarla uygulanan SRS'de, çok küçük hacimli tümörler birkaç mm'lik marjlar ile tedavi edilmektedir

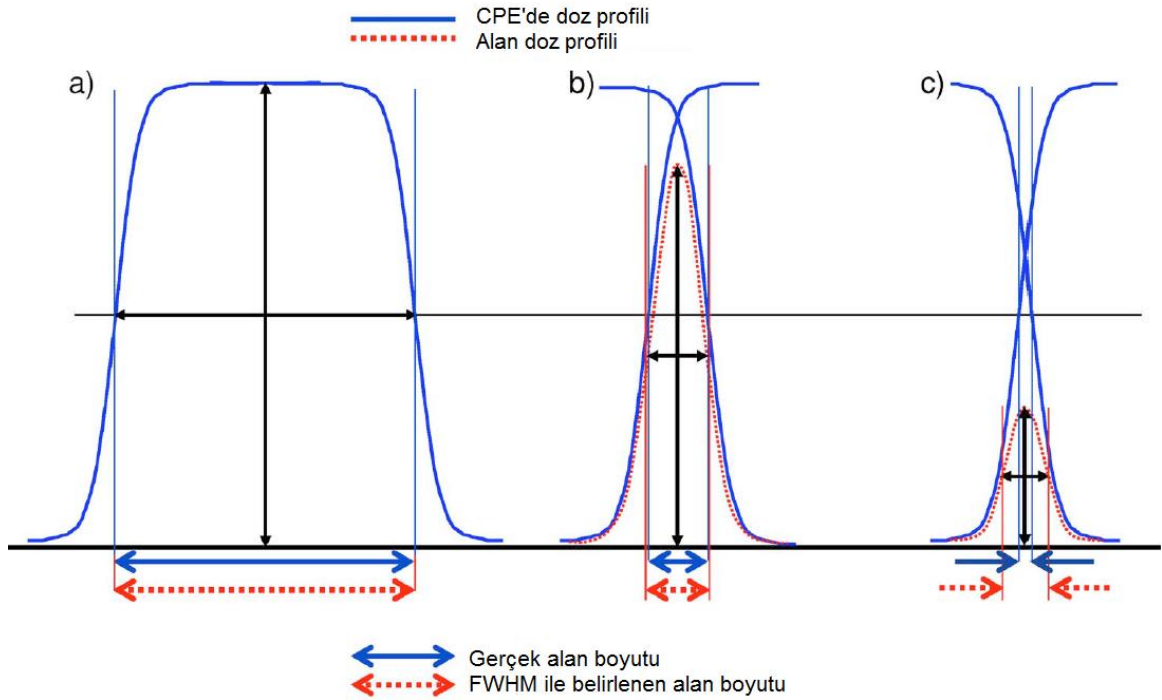
(2,37). Bu alanlarda uygulanan tedavinin doğruluğu, dozimetrik parametrelerin doğru olarak belirlenmesine bağlıdır. Doz dağılımlarının belirlenmesinde uygun ölçüm cihazlarının seçilmesi, tedavi dozunun en doğru şekilde kontrol edilmesini sağlar. Konvansiyonel ve konformal tekniklere göre oldukça küçük olan bu tedavi alanlarında yapılan doz ölçümleri önemli belirsizlikler içerir. Özellikle küçük alan hesaplamalarında kaynak boyutunun ve MLC modellemesinin etkisi geniş alanlara göre daha fazladır. Ayrıca küçük alanlara ait output faktörlerinin doğru yöntem ve araçlarla elde edilerek TPS'ye aktarılması, tedavi kalitesini doğrudan etkiler. Bununla birlikte bu ölçümler sırasında kullanılan dedektör büyüklüğüne karşılık gelen penumbra genişliklerindeki farklılıklar ve dedektör cevabının kullanılan ışın enerjisine göre değişmesi, ölçüm sürecini komplike bir hale getirmektedir (3,38-40).

Bu gibi tedavi uygulamalarında yapılması gerekli küçük alan dozimetrik ölçümleri elektronik denge (charged particle equilibrium-CPE) kaybı, ışın kaynağının kısmi olarak bloklanması nedeniyle örtüşen penumbra, alan büyüklüğüne göre dedektör boyutunun uygunluğu ve kütle durdurma gücü (mass stopping power) oranlarını etkileyen elektron enerji spektrumundaki değişimler gibi birçok belirsizlik içerir (41).

Radyoterapide genellikle konvansiyonel tedavi alan boyutu altında kalan (3x3 cm ve altındaki) alanlar hem ölçümlerde, hem de hesaplamalarda özel dikkat gerektiren “küçük alanlar” olarak kabul edilir. Küçük alan dozimetrisinde üç denge faktörü (equilibrium factors) öne çıkmaktadır:

- Alan açıklığı boyunca dedektör tarafından görülen ışın kaynağının boyutu
- Ölçümde kullanılan dedektörün aktif hacmi
- Işınlanan ortamdaki ikincil elektronların menzili (2)

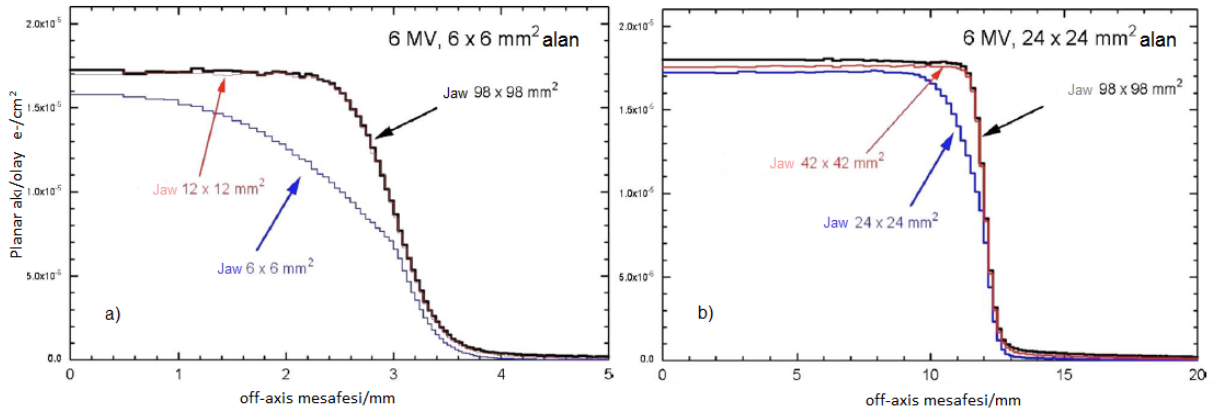
3x3 cm ve altında kolime edilmiş küçük ışın alanlarında ölçüm için kullanılan dedektör, kaynağın gerçekte noktasal olmaması nedeniyle çoğunlukla kaynağın sadece bir kısmını görür (kaynağın kısmi bloklanması). Bu nedenle ölçülen output değeri, kaynağın tamamının görüldüğü geniş alan büyüklüklerinde yapılan ölçüme nazaran daha düşük olacaktır. Output değerindeki bu değişimler Şekil 16'da görüldüğü gibi penumbranın genişlemesine, dolayısıyla da alan kenarındaki doz düşüşünün keskin olmamasına neden olur. Kaynağın tamamı alanın merkezinden (veya dedektör efektif noktasından) görünmüyor ise geometrik penumbra genişler. Bu durumda alan sınırlarını hesaplamak için kullanılan geleneksel yöntemdeki %50'lik doz hattı (Full Width at Half Maximum-FWHM) daha geniş bir alana karşılık gelir (2).



**Şekil 16. (a) Alan boyutu, yüklü partikül dengesini (CPE) oluşturabilecek yeterli genişlikte ise FWHM gerçek alan boyutu ile aynı olacaktır. (b) Alan büyüklüğü, yüklü partiküllerin lateral erişim mesafesi ile aynı olduğunda, saha kenarlarındaki örtüşme nedeni ile FWHM ile elde edilen alan büyüklüğü bir miktar hatalı (daha büyük) olacaktır. (c) Çok küçük alanlar için ise doz profilinin maksimum seviyesi düşük olacak, bu nedenle FWHM sınırı gerçek değerinden alanın dışına doğru itilecek ve alan genişliğinin daha da büyük ölçülmesine neden olacaktır (2).**

Özellikle çok küçük alanların kullanıldığı SRS veya Stereotaktik Beden Radyoterapisi (SBRT) gibi tedavi teknikleri uygulanan tedavi cihazlarında bu alan açıklıkları özel dizayn edilmiş dairesel kolimatörler veya mikro MLC'ler (mMLC) kullanılarak oluşturulur. SRS tedavi uygulaması yapabilen GamaKnife cihazında tedaviye göre farklı seçilebilen bu özel dairesel kolimatör çapları 4, 8, 14 ve 18 mm'dir. CyberKnife cihazında tedavi alanları 5-60 mm çaplarında özel kolimatörler veya 10x12 cm maksimum alan açıklığına sahip 2.5 mm kalınlığında mMLC'ler ile oluşturulmaktadır. Linak tabanlı sistemlerde ise standart alan açıklıklarını sağlayan birincil ve ikincil kolimatörlere ilave olarak, ya dairesel kolimatörlerin kafaya eklenmesi ya da günümüzde olduğu gibi mMLC'lerin kullanılması ile bu küçük tedavi alanları oluşturulmaktadır. MLC'ler ile oluşturulan küçük alanlardaki doz profilleri Şekil 17'de görüldüğü gibi MLC'lerin üstündeki çenelerin farklı pozisyonlarına göre değişiklik

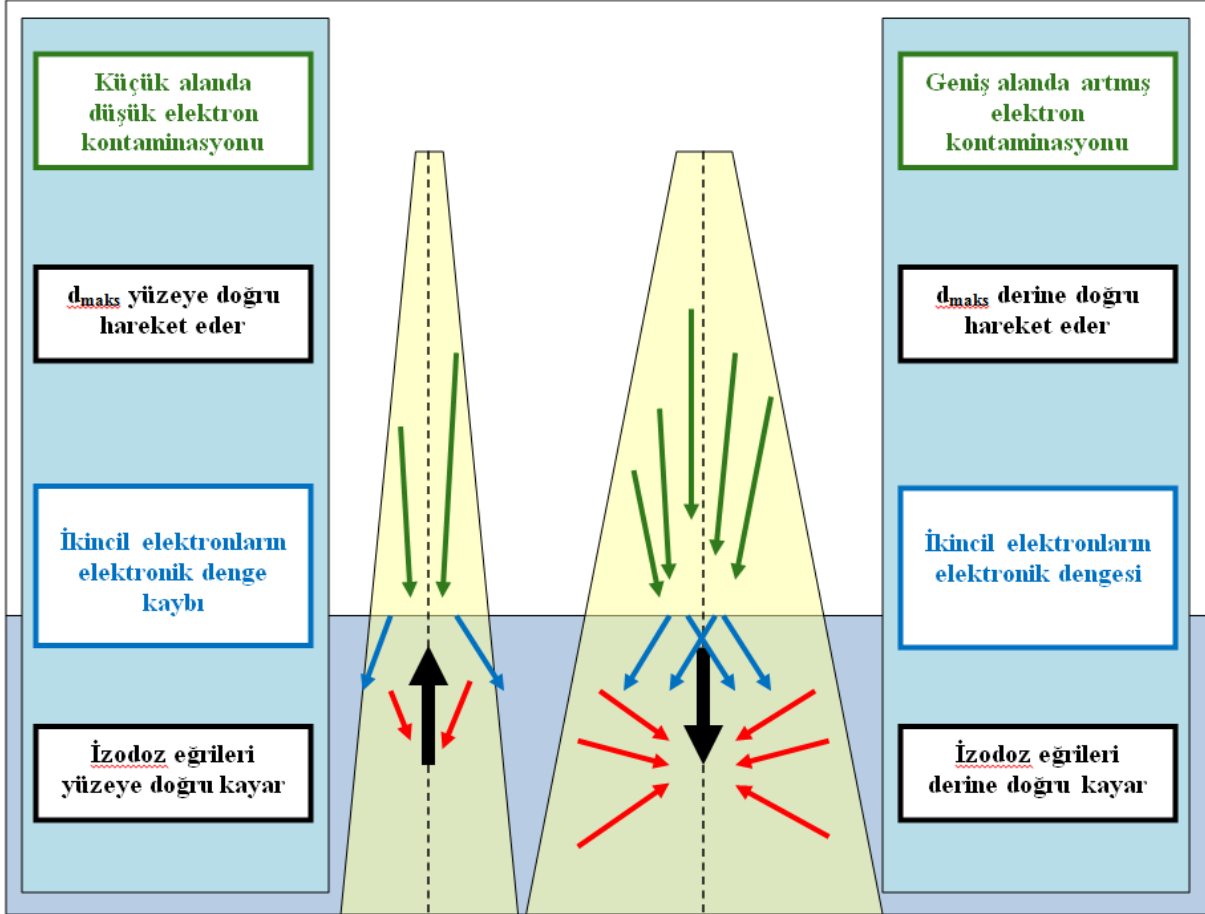
gösterir. MLC'lerin ışın alanına bakan iç kenarları yuvarlatılmış olmalarına rağmen tam focalize değildir. MLC'ler ile oluşturulan ışın alanlarında ışık alanının geometrik kenarı ile dozimetrik alan kenarının (FWHM) tam örtüşmemesinin bir nedeni de yuvarlatılmış MLC'lerin neden olduğu transmisyon penumbrasıdır. IMRT'de kullanılan segmentlerin MLC'ler ile oluşturulan küçük alanlardan oluşması ve bu alan kenarlarının merkezi ışın eksenine birbirlerinden farklı uzaklıklarda bulunması, küçük alan boyutlarının ölçümler ile hassas olarak belirlenmesini daha da komplike hale getirmektedir (2,39).



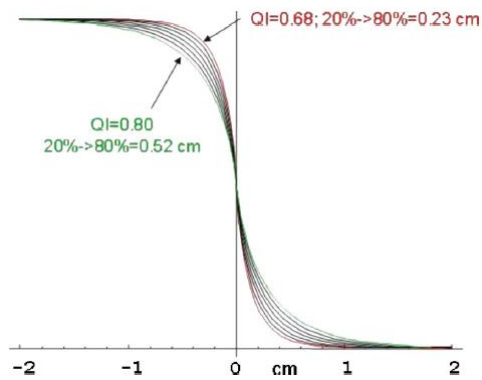
**Şekil 17. 6 MV foton enerjisi için a) 6x6 mm, b) 24x24 mm alan açıklıklarında farklı jaw açıklıklarına karşılık doz profilleri (39)**

Bir foton ışınının ortama verdiği radyasyon dozu, primer fotonların fotoelektrik, kompton ve çift oluşum olayları şeklinde ortam atomları ile etkileşmesi sonucunda meydana gelen ikincil elektronlar ile oluşur. Yüksek enerjili (megavoltaj) fotonların atomlardan koparttıkları bu ikincil elektronların belirli bir erişim mesafeleri vardır. İleriye doğru saçılan elektronların erişim mesafesi primer fotonun enerjisine bağlı olarak genellikle  $d_{maks}$  derinliği kadardır (6,23). Meydana gelen ikincil elektronların lateral menzilleri ise daha kısadır ve alan kenarında CPE oluşmasında, ileriye doğru olan elektron saçılmasından daha etkilidir (Şekil 18). Işın alanı içinde lateral CPE sağlanmış olduğundan homojen bir doz dağılımı elde edilir. Ancak alan kenarına gidildikçe lateral denge (CPE) azalır ve doz düşer. Alan boyutu küçüldükçe bu etki daha da artmaktadır. Bunun nedeni ikincil elektronların lateraldeki maksimum erişim mesafesinin ışın alanının yarısından daha büyük (uzun) hale gelmesi ve böylece alan kenarında daha fazla CPE kaybı oluşmasıdır. CPE, ışın enerjisine (dolayısıyla ikincil elektronların erişim mesafesine) ve ortam bileşenlerine (özellikle doku ve hava gibi farklı ortam yoğunluğuna) bağlı olarak değişir. CPE kaybı foton enerjisinin yükselmesi ve ortamdaki yoğunluğun azalmasıyla (örneğin akciğerdeki havanın düşük yoğunluğu gibi)

şiddetle artar. Şekil 19’da farklı enerjilerdeki fotonlar için kolime edilmiş alan kenarında suda ölçülen primer doz profilleri görülmektedir. Aynı alan genişliğinde ışın kalitesi (Quality Index/QI) arttıkça lateral elektronların erişim menzillerinin artması ve küçük alanlar için alan kenarında CPE kaybının daha belirgin hale gelmesi nedeniyle penumbra genişlemektedir.



Şekil 18. Küçük alan ve geniş alanın şematik gösterimi



Şekil 19. Farklı enerjilerde foton ışınları için kalite indekslerine karşılık penumbra değerleri (2)

Küçük alan doz ölçümlerinin yapıldığı çalışmalarda görülen büyük farklılıkların nedeni, dedektör tipine ve dizaynına bağlı olmak üzere dengede olmayan (non-equilibrium) koşullarda ölçüm yapılmasıdır (38,42,43). Küçük ışın alanlarını içeren tedavi teknikleri için ölçümlerde kullanılacak dedektör seçimi diğer tedavi tekniklerine göre çok daha büyük bir öneme sahiptir. Ölçüm verilerinin elde edileceği dedektörün boyutu, yapısı ve tasarımı aynı şartlardaki ölçüm değerlerinde farklılık yaratmaktadır. Dedektörün boyutu bu farklılığın en önemli etkenidir. Örneğin iyon odası ile ölçüm yapılırken sınırlı aktif hacmi boyunca meydana gelen sinyalin (ya da elektron akısının) homojen olması, dozun doğru olarak ölçülebilmesi için şarttır. Bu da ancak alan boyutunun dedektörü tamamen kapsayacak büyüklükte olması ve dedektör yapısının doku eşdeğeri olması ile gerçekleşebilir. Ölçüm yapılan alan boyutunun dedektör boyutuna yaklaştığı durumlarda, dedektörün aktif hacmi ne kadar küçük de olsa, alan içinde kapladığı hacim rölatif olarak artmakta ve kısmi volüm etkisi (partial volume effect) veya volüm ortalama etkisi (volume-averaging effect) olarak tarif edilen ışın akısında düzensizlik (perturbation) meydana gelmektedir. Bu olay referans dedektör olarak iyon odalarının kullanıldığı doz hesaplamaları için geliştirilmiş Bragg-Gray kavite teorisine göre, ideal dedektör koşullarına uymayan bir durumdur. Geniş alanlarda dedektör hacminin, etrafını saran ortamdan saçılan elektronların erişim mesafesinden daha küçük (kısa) olduğu durumda, kavite homojen bir şekilde ışınlanır. Bu durumda ortamda ölçülen doz, dedektör materyali ile ortamın kütle durdurma gücü oranları (stopping-power ratios) ile ilişkilidir. Ancak alan boyutu küçüldükçe saçılan elektronların lateral menzilleri alan dışına taşıdığından hem CPE bozulur hem de Bragg-Gray kavite teorisinin şartları tam olarak geçerli değildir. Küçük alanlarda CPE tam olarak oluşmadığından, alan içindeki dedektörün varlığı lokal CPE seviyeleri üzerinde daha etkili hale gelir. Daha geniş alanlarda dedektör yerine normal dokunun bulunması halinde oluşan dozu, yer değiştirme düzeltme faktörü (replacement correction factor) kullanarak düzeltmek mümkünken, bu tür küçük alanlarda bu faktörü ölçmek ve standart olarak kullanmak güçtür. Çünkü meydana gelen bu düzensizlik kullanılan dedektörün geometrisine, ortam özelliklerine (kullanılan fantom materyaline) ve dozun hesaplanacağı dokudaki inhomojeniteye belirgin bir şekilde bağlıdır. Söz konusu bu gibi nedenlerle birçok araştırmacı ve kurum tarafından özellikle küçük alan dozimetri için ayrıntılı çalışmalar yapılarak kapsamlı raporlar yayınlanmıştır (3,23).

Küçük alanlarda doz ölçümü yapılırken doz dağılımının düzensiz hale gelmesi, CPE kaybı ve kısmi volüm etkisi gibi nedenlerden dolayı dedektör seçimini komplike hale getirmektedir. Kullanılacak dedektörün mükemmel üç boyutlu çözünürlüğe sahip, belirli doz ve doz hızı değerlerinde lineer cevap gösterebilen, doku eşdeğeri ve enerji bağımlılığı düşük

bir dedektör olması istenir. Dedektörün özellikle yüksek çözünürlüğe ve küçük aktif hacme sahip olması en önemli kriterdir. İyon odaları, diyotlar, katı-hal dedektörleri, termoluminesans dozimetre (TLD), film ve jel dozimetre dahil olmak üzere farklı dedektör türleri, küçük alan ölçümleri için kullanılmaktadır.

Küçük alanların kullanılacağı IMRT gibi tedavi modaliteleri için gerekli %DD eğrileri, profil ve output faktörleri gibi ölçümlerin nasıl ve hangi tipteki dedektörler ile yapılacağı birçok farklı protokol ile belirtilmiştir. Özellikle linak tabanlı SRS ve SBRT gibi tedavi alanlarının çok daha küçük olduğu teknikler için ise ilave protokoller oluşturulmuştur. Küçük alanlarda ölçümler alınırken kaynağın bir kısmının dedektör tarafından görülmemesi nedeniyle FWHM ile tespit edilen alan genişliğinde geometrik alana göre bir artış olur (3). Bu nedenle TPS ile cihazda oluşturulan alan boyutu ve FWHM değeri ile dozimetrik olarak ölçülen alan boyutu arasında farklılık olmaması ve bunun kontrolü çok önemli hale gelir. TPS’de alan boyutu kolimatör açıklığına göre belirlenir. Ancak küçük alanlarda kolimatör açıklığı ile tanımlanan alan ve dozimetrik ölçüm (FWHM) ile elde edilen alan farklı olabilir (Şekil 16). Bu durum TPS’nin özellikle küçük alanlar için kullanıma hazır hale getirilmesi sırasında dikkat edilmesi gereken önemli bir sorundur. Bu gibi nedenlerden dolayı araştırmacılar gerçek penumbra değerlerini elde edebilmek için bir tanesi dedektör boyutuna karşılık ölçümlerin ekstrapolasyonu olan, bir diğeri de konvolüsyon teorisini ve Fourier dönüşümlerini esas alan matematiksel yöntemler geliştirmişlerdir. Ekstrapolasyon yönteminde belirli enerji ve alan boyutlarında farklı dedektörler ile aldıkları penumbra değerlerini karşılaştırmış, dedektör çaplarına karşılık penumbra değerlerinden elde ettikleri sonuçlardan ekstrapolasyon yöntemiyle dedektör çapının sıfır olduğu durumda (virtual-zero detector volume) yani dedektör yokluğunda penumbra değerlerini sanal olarak hesaplamışlardır. Araştırmacılar 1.5 ile 5.5 mm çap aralığına sahip dedektörler ile elde ettikleri penumbra değerlerinin lineer bir doğrusallık gösterdiğini, ancak 1.5 mm ve altında çaplara sahip dedektörler için bu lineerliğin bozulduğunu deneysel ve matematiksel yöntemler ile göstermişlerdir (44-47).

Küçük alanlarda ölçüm yapılması sırasında bir diğer dikkat edilmesi gereken konu da, rölatif doz ölçümleri sırasında dedektörün ışın merkezi eksenine göre yerleşimidir. Özellikle SRS ve SBRT gibi tedaviler için mm’ler ile ifade edilen alan büyüklükleri için yapılan ölçümlerde, dedektörün hatalı pozisyonlanmasının ölçüm sonuçlarını etkilediği gösterilmiştir (48). Küçük alanlarda yapılacak %DD eğrileri, profil ve RDF değerleri gibi ölçümler sırasında, küçük aktif hacme ve yüksek çözünürlüğe sahip dedektörlerin kullanılması tavsiye edilmektedir. %DD ölçümleri sırasında geniş aktif volüme sahip bir dedektörün kullanımı



dozun beklenenin altında ölçülmesine ve penumbranın genişlemesine neden olabilir. %DD ölçümleri sırasında dedektör merkezinin ışın merkezi eksenine göre doğru konumlanmasına, tarama ekseninin tüm derinlikler için ışın merkezi ekseni ile aynı hatta olmasına ve dedektör sapının ve kablosunun minimum miktarda ışınlanmasına dikkat edilmelidir. Mümkünse farklı dedektörler ile ölçümler alınarak karşılaştırmaların yapılması tavsiye edilmektedir. TPS algoritmaları çoğu zaman %DD değerleri yerine doku fantom oranı (TPR) değerlerini kullanarak hesaplama yapar. Konvansiyonel tedavilerde genellikle %DD ve RDF değerleri kullanılarak sistemde TPR hesaplatılır ve kullanılır. Ancak küçük alanlar için, bu hesaplamaların mutlaka kontrol edilmesi gerektiği, özellikle alan boyutunun 15 mm ve altında olduğu durumlarda ise TPR değerlerinin uygun dedektör ve dozimetri sistemleri ile ölçülmesi gerektiği çalışmalar ile gösterilmiştir (49). Benzer şekilde profil ölçümlerinde de geniş aktif hacimli bir dedektör kullanıldığında, dedektörün volüm etkisi nedeniyle penumbra bölgesinde düzensizlikler meydana gelmektedir (4). Output ölçümlerinde ise farklı dedektörler ile alınan ölçüm sonuçlarının birbirinden (limit değerlerinin çok üstünde) farklı değerler verdiği birçok çalışmacı tarafından gösterilmiştir. Bu farklılıkları giderebilmek için bu dedektörlerin küçük alan ışınlamalarında verdiği cevabı modelleyen Monte Carlo hesaplamaları geliştirilmiş ve karşılaştırmalar yayınlanmıştır (50). Ayrıca ölçümlerin en az iki farklı dedektör ile yapılarak, elde edilen değerlerin literatürde yayınlanan ölçüm sonuçları ile karşılaştırılması gerektiği belirtilmektedir. Örneğin daha önce adı geçen RPC birçok katılımcı kurumdan farklı cihazlara ait 2x2 ve 10x10 cm aralığında alanlar için RDF değerlerini almış, bu değerleri kendilerinin yaptığı ölçüm sonuçları ile birlikte bir referans oluşturması için yayınlamıştır (40).

Küçük alan dozimetrisi ile ilgili olarak son yıllarda söz konusu olan bir diğer konu da referans alan tanımlaması ve absorbe doz tayininde kullanılacak faktörlerdir. RT'de tedavi kalitesi birçok protokolda tanımlandığı üzere referans alanlardaki absorbe dozun doğru bir şekilde belirlenmesine bağlıdır ve rutinde referans alan genellikle eşmerkezde 10x10 cm olarak tanımlanmıştır. Ancak küçük ve standart dışı tedavi alanlarının kullanıldığı IMRT, SRS ve SBRT gibi tedavi modalitelerinde bu referans koşullar geçerli değildir. Ayrıca rutin ölçümlerde referans dedektör olan iyon odalarının geniş hacimli olması ve volüm etkisi oluşturması nedeniyle, CPE kaybının meydana geldiği küçük tedavi alanlarında referans doz ölçümü için kullanımları uygun değildir. Standart dışı bu gibi tedavi alanlarında kullanılacak absolut doz protokolleri henüz mevcut değildir. Bu durumu çözebilmek ve küçük alanlarda doğru absorbe doz hesaplaması yapabilmek amacı ile standart dozimetri protokollerinde kullanılan faktörlere ilave faktörler geliştirilmiş ve çalışmacılar tarafından hesaplamalarda kullanılmak üzere önerilmiştir (51).

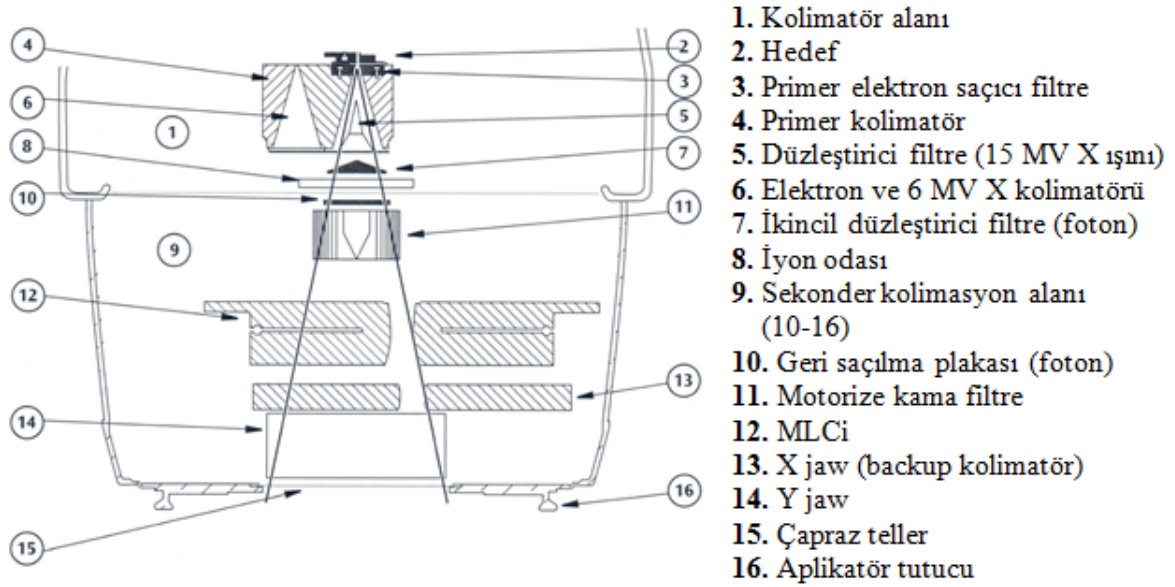
## GEREÇ VE YÖNTEM

### GEREÇ

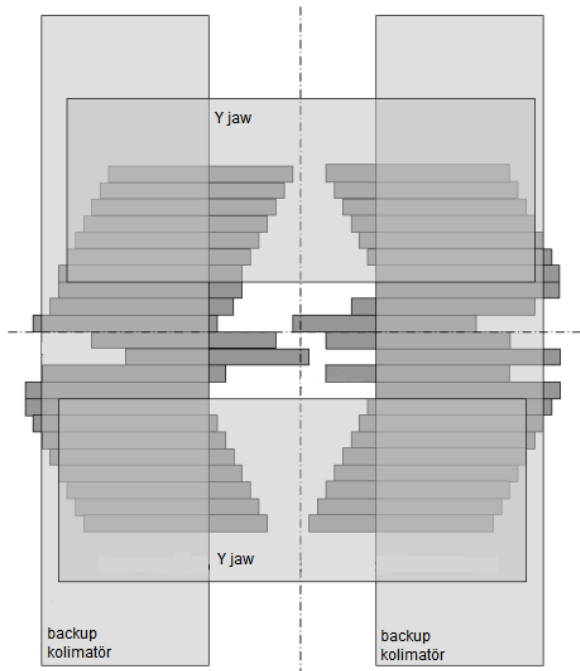
#### Lineer Hızlandırıcı

Çalışmamızda kullanılan Elekta Synergy Platform marka linak cihazı, 6 MV ve 15 MV enerjili iki foton, 6, 10, 12 ve 15 MeV enerjili dört elektron ışınına sahip bir lineer hızlandırıcıdır. Linak cihazının kafası içinde sırayla sabit birincil (primer) kolimatör, foton ışınlarında devreye giren düzleştirici filtre, monitör iyon odası ve elektron ışınlamalarında devreye giren saçıcı filtre, motorize kama filtre, ışık alan aynası ve ikincil kolimatörler bulunmaktadır. Asimetrik olarak hareket edebilen ikincil kolimatörlerden klinik kullanımda X yönünde olan kolimatör, hemen üzerinde bulunan MLC'ler ile birlikte hareket eden ve 3 cm kalınlığında olan "backup" kolimatörüdür. Onun altında ise 7.8 cm kalınlığında yine asimetrik olarak Y yönünde hareket edebilen kolimatör bulunmaktadır (Şekil 20). Back-up kolimatör yönünde bulunan MLC'ler X yönünde hareket eder ve 7.5 cm kalınlığındaki 40 yapraktan oluşurlar. Her bir MLC'nin alan içine bakan uç kısmı tüm alan genişliklerinde penumbrayı azaltabilmek amacı ile yarıçapı 15 cm olan bir daireyi tamamlayacak şekilde yuvarlatılmıştır. 15 cm'lik dairenin merkezi MLC'nin orta hattının 0.7 cm yukarısında yer alır ve bu dizayn sayesinde penumbra genişlikleri MLC ucundan bağımsız hale gelir. Her bir MLC'nin ışın huzmesine paralel yüzeyleri ise lifler arası sızıntıyı azaltmak ve hedefin 2.94 cm üzerinde bulunan sanal nokta kaynağın ışın diverjansına uyum sağlamak için basamaklı olarak dizayn edilmiştir (Şekil 6). Liflerin altında bulunan ve X yönünde MLC'leri takip eden "backup" kolimatörler sayesinde lifler arası sızıntı daha da düşürülmüş olur (52). MLC'lerin her yaprağı izomerkezde 1 cm kalınlık oluşturmakta olup merkezi eksenden karşı tarafa geçme mesafesi

12.5 cm'dir (Şekil 21). Cihaz 360° gantri ve kolimatör, 180° tedavi masası rotasyon yeteneğine sahiptir. Işın demetinin alan boyutları izomerkezde minimum 1x1 cm ile maksimum 40x40 cm arasında seçilebilmektedir. Linak cihazı ayrıca IMRT yapabilme özelliğine sahip olup cihazda EPID bulunmaktadır (Şekil 22).



Şekil 20. Elekta Synergy Platform linak ışınlama kafası şematik diyagramı (53)



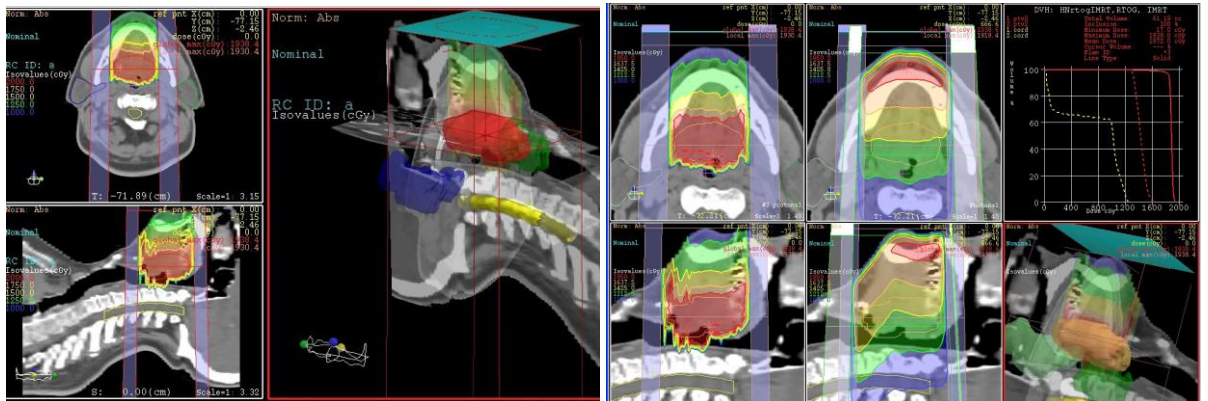
Şekil 21. Elekta Synergy Platform linak MLC ve kolimatör sistemi şematik gösterimi (54)



Şekil 22. Elekta Synergy Platform Linak cihazı

### CMS XiO Tedavi Planlama Sistemi

Çalışmamızda kullanılan TPS, CMS XiO marka model ve 4.8 sürümüdür (Computerized Medical Systems, St. Louis, MO, USA). Planlama sistemimiz konvansiyonel, konformal ve yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) tedavi planlaması yapabilen bir TPS'dir. Planlama sisteminde DICOM 3 protokolüyle tomografi cihazından alınan aksiyal kesitler üzerinden sagittal ve koronal düzlemlerde rekonstrüksiyon yapılmakta, oluşturulan üç boyutlu anatomik modelleme ile elektron ve foton ışınları için planlama yapılabilmektedir. Planlama sistemi foton ışınları için Clarkson, Convolution, Superposition ve Fast-Superposition algoritmalarını, elektron için ise Pencil Beam algoritmasını kullanılabilmektedir (Şekil 23). Bu algoritmalarla foton ve elektron huzmelerinin doz dağılımlarını hesaplayabilmekte, organların doz volüm histogramını (DVH) çıkarmaktadır. IMRT tedavi planlamasında ters planlama (inverse planning) kullanmakta olup 0.001 mm'lik hesaplama gridinden başlayarak planların optimizasyonunu yapabilmektedir.



Şekil 23. CMS XiO tedavi planlama sistemi

### **Bilgisayarlı Tomografi Cihazı**

Çalışmamızda kullandığımız bilgisayarlı tomografi (BT) ünitesi Toshiba marka Asteion S4 model tomografi cihazıdır (Şekil 24). BT, kolime edilmiş X ışını demetlerini kullanarak hastanın kesitsel görüntülerini oluşturan görüntüleme yöntemidir. X ışınlarının hastayı geçen kısmı, X ışını tüpünün karşısında bulunan dedektörler tarafından saptanarak görüntüye dönüştürülür. Oluşturulan bu görüntüler TPS'ne DICOM aracılığı ile aktarılır. 1-10 mm kesit kalınlığında ve saniyede 4 kesitsel görüntü alabilen BT cihazında elde edilen görüntülerin Hounsfield Unit (HU) değerlerine karşılık elektron yoğunluğu değerleri hesaplatılmış ve TPS'nde kullanılmak üzere sisteme aktarılmıştır.



**Şekil 24. Toshiba Asteion S4 tomografi cihazı**

### **Su Fantomu**

Radyoterapi ışınlarının doz dağılımlarını otomatik olarak ölçmek için kullanılan 3-boyutlu (3D) su fantomudur (IBA Dosimetry Blue Phantom, Almanya) (Şekil 25). Su fantomu; su tankı, su rezervuarı, elektrometre ve özel yazılımının bulunduğu bilgisayar sisteminden oluşmaktadır. Su tankının boyutları 495 mm x 495 mm x 495 mm'dir. Tankın yan duvar kalınlığı 10 mm, taban ise 15 mm'lik akrilikten imal edilmiştir. Su fantomunun hareket mekanizması paslanmaz çelikten yapılmıştır. El kumandasıyla iyon odasının üç

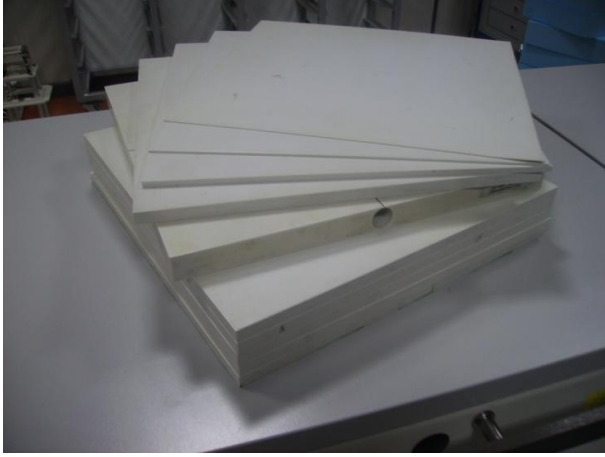
eksende hareketini ayarlamak ve kontrol etmek mümkündür. Kullanılan ara bağlantı elektrometresi ölçüm dedektörlerini 15, 30 and 50 mm/s hızlarda hareket ettirebilme yeteneğine ve  $\pm 0.5$  mm/axis pozisyon doğruluğuna sahiptir. Cihaza, istenen ölçüme uygun farklı dedektörler takılabilmekte ve üç boyutta istenilen ölçümler alınabilmektedir. Yazılım, ölçümlerin türünü, bölgesini ve hassaslığını kontrol edebilmektedir. Derin doz, profil ve output ölçümlerini havada ve su içinde yapma imkanı vermektedir. Ölçümlerde alınan veriler, protokollere uygun olarak oluşturulmuş analiz seçenekleriyle ayrıntılı olarak incelenebilmektedir (55).



**Şekil 25. IBA Dosimetry Blue Phantom**

### **Su Eşdeğeri Katı Fantom**

Su eşdeğeri katı fantom, yüksek enerjili radyasyon tedavisi dozimetrisinde kullanılan, %98 polistiren ve %2  $\text{TiO}_2$  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 (Şekil 26). Co-60'dan 20 MV foton ile 4 MeV'den 25 MeV elektron enerjisi aralığında ölçüm yapılabilir şekilde tasarlanmıştır. Boyutları  $40 \times 40 \text{ cm}$ 'dir ve 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlıklarındaki toplamda 40 cm derinlik oluşturabilen levhalardan ibarettir. Ayrıca her bir iyon odası için, içine yerleştirilebileceği delikli plakaları bulunmaktadır (56).



**Şekil 26. Su eşdeğeri katı fantom**

### **Elektrometre**

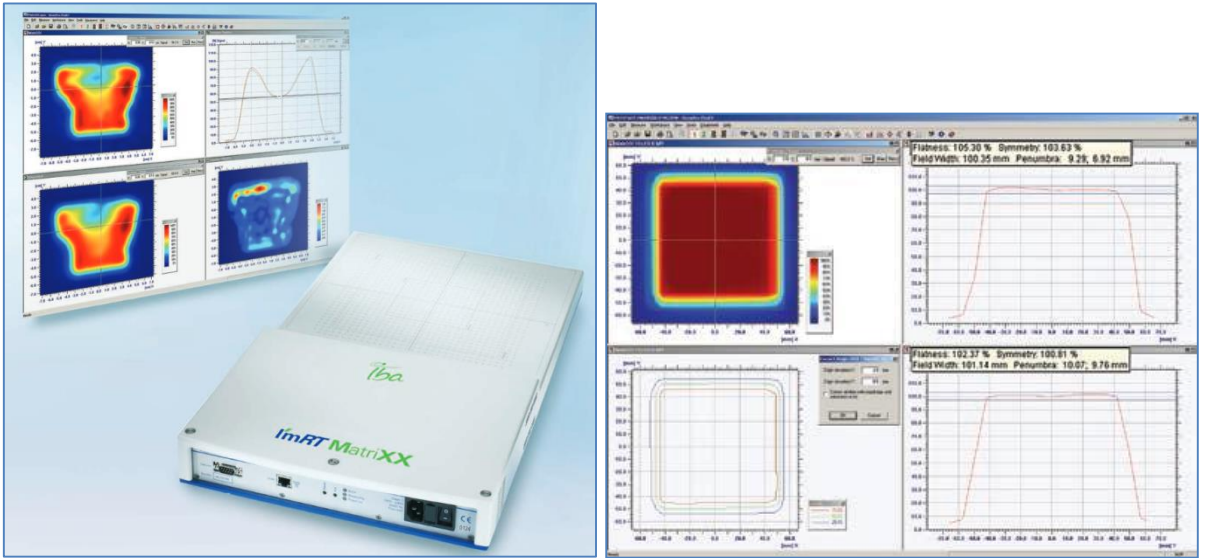
Foton ve elektron ışın dozu ölçümünde kullanılan Scanditronik Wellhöfer Dose1 marka elektrometre; sırasıyla R, R/dak, Gy, Gy/dak, Sv/saat; Amper ve Coulomb cinsinden doz, doz hızı ve akım değerlerini okuyabilen bir dozimetri cihazıdır (Şekil 27). Polarite voltajı 0-400 V olan dozimetreye, sıcaklık ve basınç düzeltmeleri için ölçüm anındaki ilgili değerler girilebilmektedir. Foton için ölçüm aralığı 70 kV-40 MV'tur. Elektron demetlerinde ise 50 MeV enerjiye kadar her megavoltaj enerjide ölçüm yapılabilmektedir (57).



**Şekil 27. DOSE1 model elektrometre**

## İmRT MatriXX 2D-Array

IBA marka İmRT MatriXX 2D-Array dozimetri sistemi 1020 adet iyon odasına sahiptir ve iki boyutlu dozimetrik karşılaştırmalar, absorbe doz, simetri ve düzgünlük testleri için kullanılabilen bir sistemdir (Şekil 28). Aynı zamanda IMRT planlamalarının dozimetrik kontrolleri de yapılabilmektedir. Maksimum ölçüm alanı 24.4x24.4 cm olup 4.5(Ø)x5(h) mm boyutlarında 1020 adet iyon odasından oluşur. İyon odalarının hacmi 0.08 cc'dir. Her bir iyon odasının merkezleri arasındaki uzaklığı 7.62 mm'dir. Ağırlığı yaklaşık 10 kg olup yüksekliği 6 cm'dir. İyon odalarının aktif ölçüm noktası yüzeyden 3 mm aşağıdadır. Çözünürlüğü 0.42 Gy/nC veya 2.4 nC/Gy'dir. Sistem IMRT'de dozimetrik kalite kontrol için kullanılabilir. Bu sistem ile ölçülen doz haritası OmniPro-İmRT yazılım programı (version 2.00) kullanılarak TPS'nden elde edilen veriler ile karşılaştırılır. Mesafe ve yüzde doz farkı kriterlerini kullanarak  $\gamma$ -indeks analizi yapabilen OmniPro programı sayesinde hızlı doz düşüşünün olduğu bölgeler gözden kaçmadan incelenebilir (58).



Şekil 28. İmRT MatriXX 2D-Array

## CC04 İyon Odası

Scanditronix Wellhöfer firması üretimi iyon odası, 0.04 cc olan küçük volümü sayesinde küçük alan dozimetrisi, doz değişiminin hızlı olduğu bölgelerde ölçüm ve stereotaktik ölçümler için uygun bir iyon odasıdır. Su veya katı fantomda foton, elektron ve proton ölçümleri için uygun olup, küçük hacmi yüksek doğruluk ve çözünürlükle ölçüm alınmasına olanak tanır. İyon odasının özellikleri Şekil 29'da verilmiştir.




### CC13 İyon Odası

0.13 cc hacme sahip Scanditronix Wellhöfer firması üretimi iyon odası, su veya katı fantom ölçümlerinde rölatif ve absorbe doz ölçümleri için kullanılabilen bir iyon odasıdır. İyon odasının özellikleri Şekil 29'da verilmiştir.

### FC65-G İyon Odası

Radyoterapide daha çok rutin kalite kontrol işlemlerinde kullanmak için dizayn edilmiş olan bu iyon odası, su veya katı fantomda doz dağılımı ölçümlerinde veya absorbe doz ölçümlerinde kullanılır. İyon odasının özellikleri Şekil 29'da verilmiştir.

İyon Odası	CC04	CC13	FC65-G
Volüm	0.04 cc	0.13 cc	0.65 cc
Volüm Uzunluğu	3.6 mm	5.8 mm	23.1 mm
Volüm Yarıçapı	2 mm	3 mm	3.1 mm
Duvar Materyali	C552	Shonka C552/graphite 1.76 g/cm <sup>3</sup>	Graphite
Duvar Kalınlığı	0.07 mm	0.07 mm	0.073 mm
İç elektrot materyali	C552	Shonka C552	Aliminium
Duyarlılık nC/Gy	1.1	3.8	21



Şekil 29. Kullanılan silindirik iyon odalarının özellikleri

### PPC40 Paralel Plate iyon odası

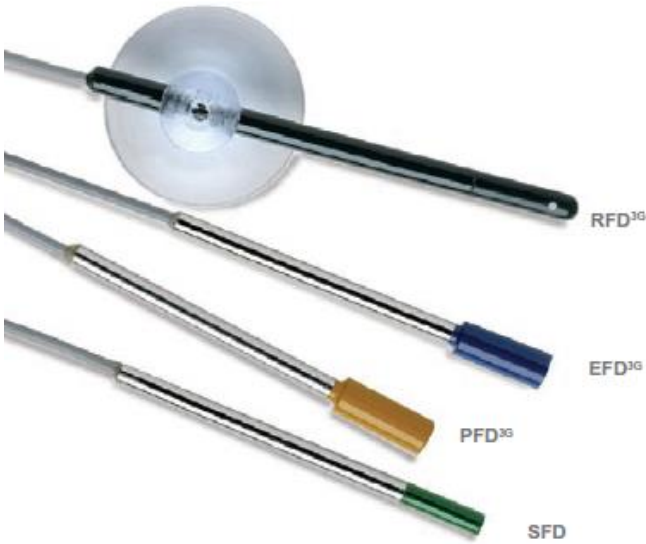
Havada, su ve katı fantom absolut doz ve derin doz ölçümlerinde kullanılmak üzere tasarlanmıştır (Şekil 30). İyon odasının dış ve iç elektrotu PMMA materyallerinden yapılmış olup iyon odası aktif hacim 0.40 cc'dir. Ölçümler foton ışınları için Co-60'dan 50 MV'e kadar enerjilerde yapılabilirken, elektron ışınları için 2 MeV'den 50 MeV'ye kadar enerjiler için uygundur. Duyarlılık değeri yaklaşık olarak; 12 nC/Gy dir.



Şekil 30. Wellhofer, PPC40 Roos Paralel plate iyon odası

### Yarı iletken Diyotlar

Su fantomunda, rölatif doz ölçümlerinde kullanılmak üzere tasarlanmıştır (Şekil 31). Bunlar 3. nesil  $p$ Si yarı iletkenlerden yapılmaktadır. Yüksek katkılı p tipi silikon dedektörler yüksek üç boyutlu çözünürlüğü, doz hızına ve enerjiden bağımsız oluşu nedeniyle RT uygulamalarında kullanılmaktadır. PFD<sup>3G</sup>, EFD<sup>3G</sup>, RFD<sup>3G</sup> diyotların aktif alan çapı 2 mm ve efektif ölçüm noktası 0.9 mm'den daha küçüktür. IBA firması tarafından üretilen ve çalışmamızda kullanılan diyotlar foton (PFD<sup>3G</sup>) ve referans (RFD<sup>3G</sup>) alan diyottur. PFD diyot 35 nC/Gy duyarlılık değerine sahiptir.



Şekil 31. RFD<sup>3G</sup>, EFD<sup>3G</sup>, PFD<sup>3G</sup> yarı iletken diyotlar

### **Konturlama Programı**

Çalışmamızda FocalSim 4.6 sürüm konturlama programı kullanılmıştır. FocalSim konturlama programı BT kesitlerini konturlama, 3B plan değerlendirme, BT ve PET görüntülerini füzyon etme ve DICOM 3 formatıyla kesitleri TPS'ye aktarma özelliklerine sahiptir.

### **Network Programı**

Çalışmamızda tüm hasta verilerinin cihazlar arasında bilgi alışverişini sağlayan, tedavi bilgileri, randevu, görüntüleme ve cihaz parametrelerini içeren Mosaiq network yazılımı (version 2.5) kullanılmıştır.

### **IMRT Fantom**

IMRT hasta kalite kontrolleri için kullanılabilen fantom su eşdeğeri olup rutin kalite kontrollerde absolut doz ölçümleri, film dozimetri ve TLD doz karşılaştırmaları için uygundur (Şekil 32). 33x36x18 cm boyutlarında olup yoğunluğu  $1.045 \text{ gr/cm}^3$ 'dür. %98 polistiren ve %2  $\text{TiO}_2$ 'den oluşması nedeniyle su eşdeğeri olarak kabul edilmektedir. 1 cm aralıklarla yerleştirilebilen dilimler arasına maksimum 15 adet film konulmasına imkan vermektedir. Ayrıca istenilen iyon odasına uygun özel fantomları ile birlikte bir çok farklı noktada absorbe doz ölçülmesine izin vermekte ve uygun TLD plakası ile birlikte maksimum 196 adet TLD ile ölçüm alabilme imkanı sağlamaktadır.



**Şekil 32. IMRT fantom**

## YÖNTEM

Bu tez çalışması Trakya Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından TUBAP 2012/105 No'lu proje ile desteklenmiştir. Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi girişimsel olmayan klinik araştırmalar Etik Kurulu tarafından 12/10 protokol nolu kararı ile 02/05/2012 tarihinde onay verildi (Ek 1). Bu çalışmanın *Turnitin* programına göre orjinallik raporu ektedir (Ek 2). Trakya Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda Elekta Synergy Platform lineer hızlandırıcı cihazında farklı hacimlere sahip dedektörler ile küçük alan doz dağılımları ölçülmüş ve TPS'de planlanan IMRT tedavisinde, tedavi alanlarını meydana getiren küçük segmentlerin oluşturduğu doz dağılımları üzerindeki etkisinin araştırılması hedeflenmiştir. Bu çalışmada sırasıyla aşağıdaki yöntemler uygulanmıştır.

### Doz Dağılımlarının Elde Edilmesi

**Derin doz ölçümleri:** Elekta Synergy Platform linak cihazının 6 MV foton ışını için su fantomunda 1x1, 2x2, 3x3, 4x4, 5x5 ve 10x10 cm açık alan boyutlarında yüzde derin doz (%DD) ölçümleri alındı. Bunun için SSD=100 cm'de CC04, CC13, FC65-G, PPC-40 iyon odaları ve diyot, ışın alanı merkezine yerleştirilerek merkezi eksenindeki doz dağılımları ölçüldü. Ölçümler sırasında iyon odaları ışın aksına dik, diyot ise paralel konumda yerleştirildi. Elde edilen %DD değerlerinden her alana ait doz maksimum noktaları ölçüldü. Her ölçümden önce cihazın mekanik kontrolleri yapıldı ve doz verimi tayin edildi.

**Profil ölçümleri:** Tüm alanlar için su fantomunda  $d_{max}$ , 5, 10 ve 20 cm derinliklerde X(MLC yönü, crossplane, AB) ve Y(Y jaw, inplane, GT ) profilleri alındı. Ölçümler SSD=100 cm'de CC04, CC13, FC65-G ve PPC40 iyon odaları ve diyot olmak üzere beş farklı ölçüm düzeneği ile tekrarlandı. Ölçümler sırasında iyon odaları ışın aksına dik, diyot ise paralel konumda yerleştirildi. TPS'nin modellemesi için gerekli Y yönündeki profillerde CC04, CC13 ve FC65-G iyon odaları için 30 cm derinlikte ilave edildi. TPS'ye yüklenecek veriler ayrı bir dosya olarak kaydedildi. Beş farklı dedektörden elde edilen veriler karşılaştırma yapabilmek amacı ile merkezi eksenindeki maksimum doza normalize edildi. Daha sonra bu profillerden %20 ve %80 izodozlar arasındaki genişlikler referans alınarak penumbra değerleri ölçüldü.

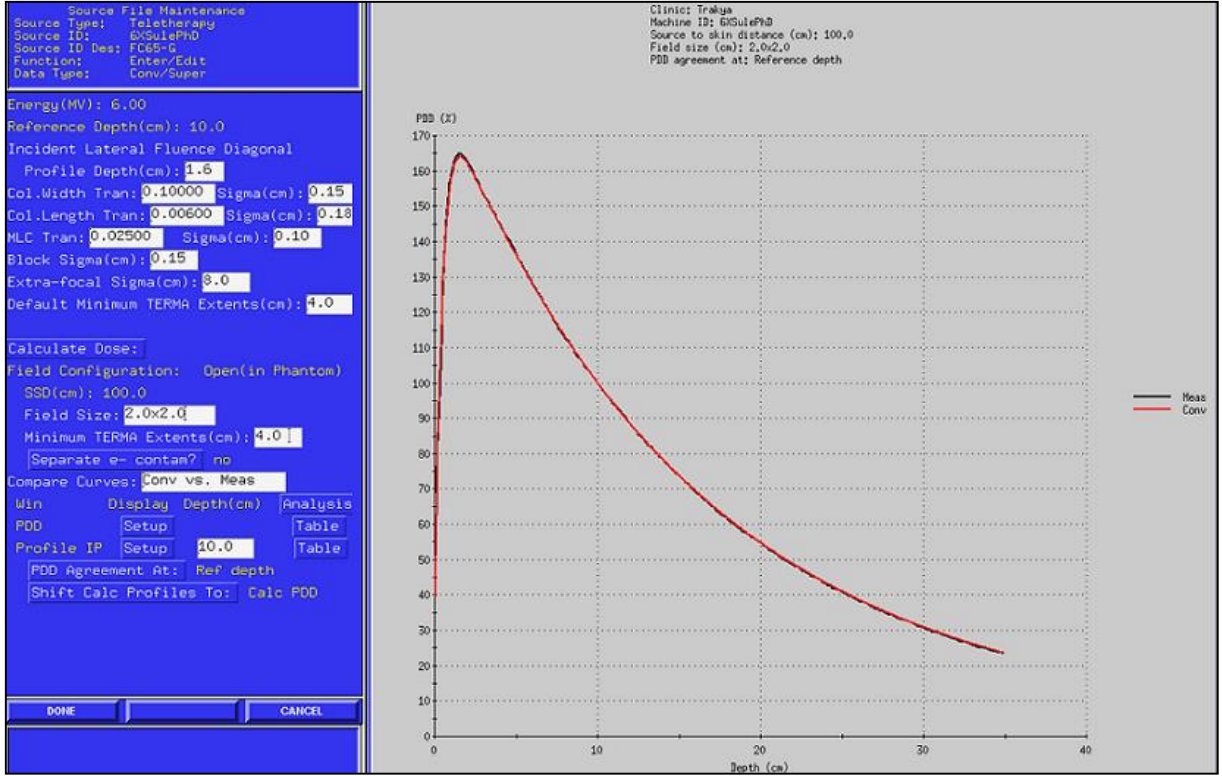
Ayrıca üç farklı silindirik iyon odası için 1x1 ve 10x10 cm alanda (CC04, CC13 ve FC65-G) 10 cm derinlikte elde edilen penumbra değerleri kullanılarak, iyon odalarının çaplarına karşılık grafik çizildi. Elde edilen grafikte ise ekstrapolasyon yöntemi kullanılarak iyon odası yokluğunda yani sanal sıfır (virtual zero volume) dedektör çapına karşılık

panumbra değerleri hesaplatıldı. Ölçümlerde kullanılan PPC40 paralel plate iyon odası ve diyot dedektör silindirik yapıda olmaması nedeni ile ekstrapolasyon işlemine dahil edilmemiştir. Ayrıca dedektör boyutuna bağlı penumbra değerinin ekstrapolasyon eğrisinin diyot gibi küçük dedektör boyutu bölgesinde doğrusallık göstermediği çalışmalar ile gösterilmiştir (47).

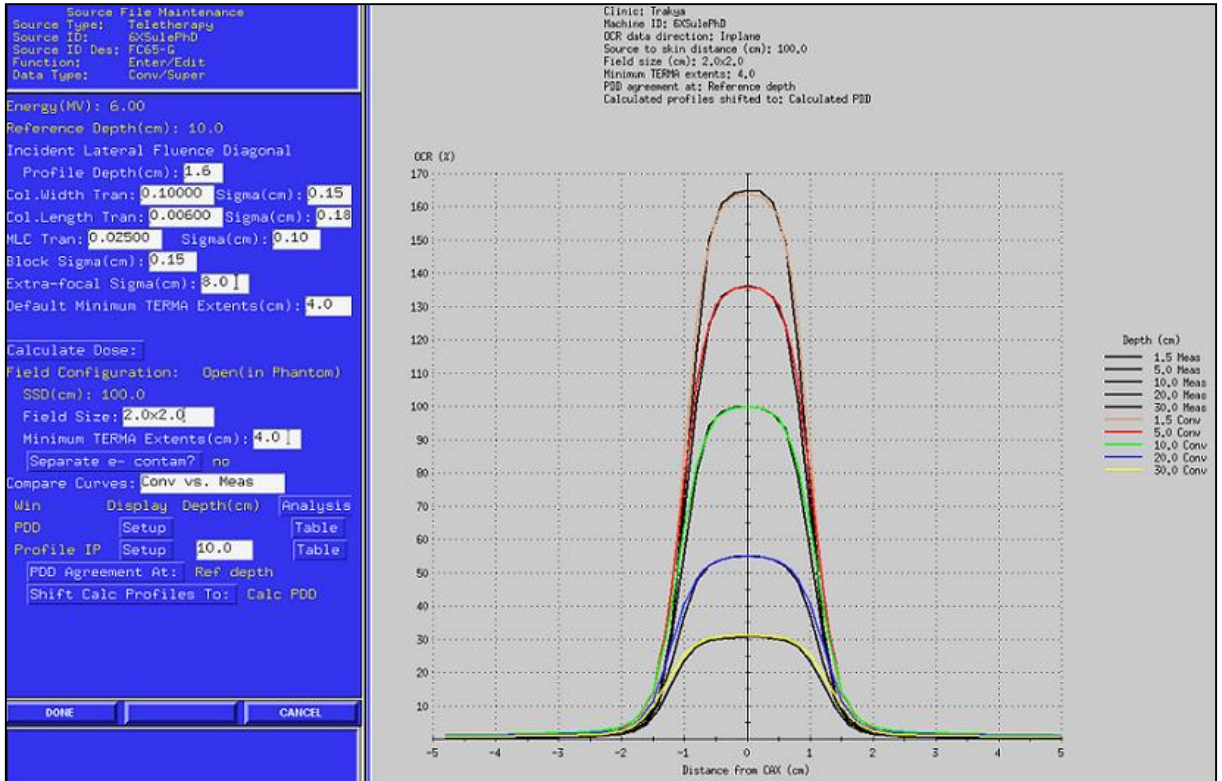
**Rölatif doz faktörleri:** Rölatif doz faktörü (RDF), belli bir alan büyüklüğündeki absorblanan dozun, bir referans alan büyüklüğündeki doza oranıdır. Alana bağlı bu faktörleri bulmak için 6 MV foton enerjisinde 1x1, 2x2, 3x3, 4x4, 5x5 ve 10x10 cm alanlarda 10 cm derinlikte (SSD=90 cm) ölçümler yapıldı. Ölçümler, RW3 katı su fantomunda merkezi ekseninde, 100 MU verilerek yapıldı. Okuma değerleri 10x10 cm'lik referans alanın okuma değerine normalize edilerek RDF bulundu ve alan genişliğine bağlı grafik çizildi. Doz verimi ölçümlerinde Dose 1 elektrometreye bağlanan CC04, CC13, FC-65 ve PPC40 iyon odaları kullanıldı. Ölçümler sırasında üç okuma alınarak bu değerlerin ortalaması alındı. Ölçümlere başlanmadan önce cihazın mekanik kontrolleri ve doz verimi tayini yapıldı.

#### **Doz Dağılımlarının Modellenmesi**

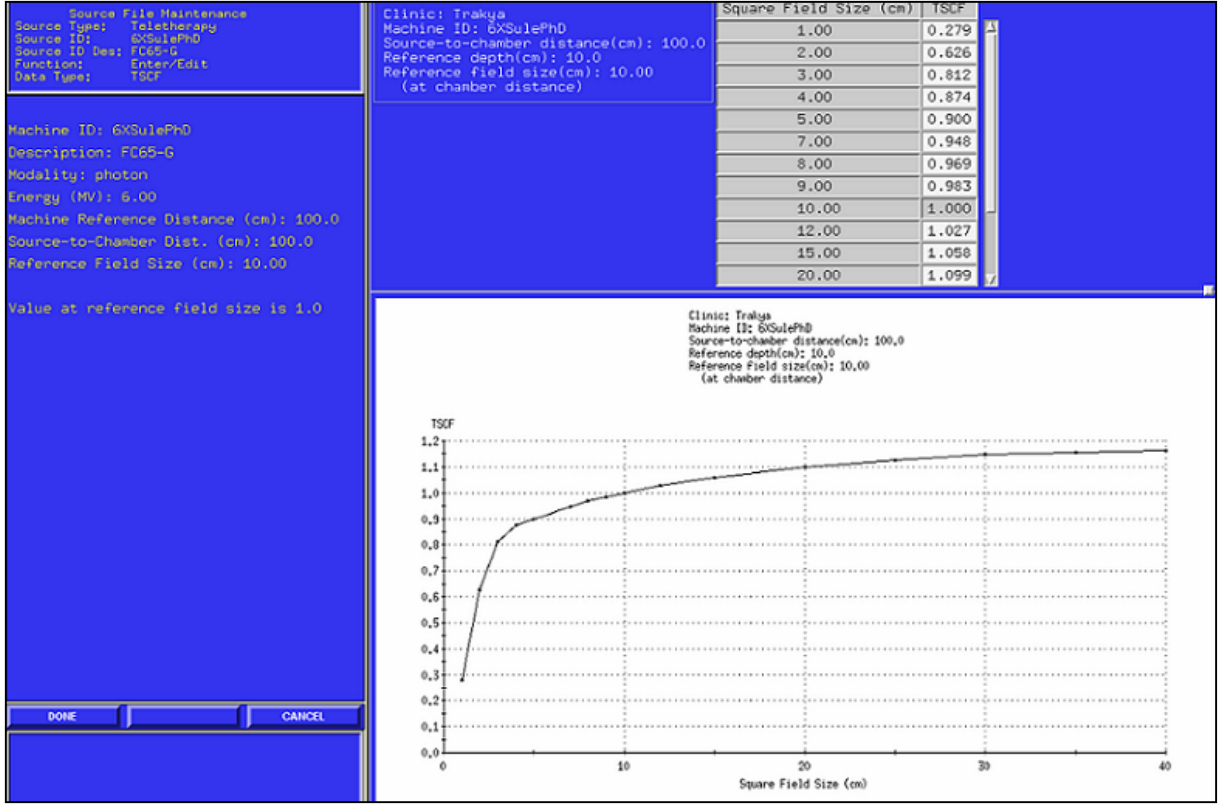
Elekta Synergy Platform Linak cihazında CC04, CC13 ve FC65-G iyon odalarından elde edilen 1x1, 2x2, 3x3, 4x4, 5x5 ve 10x10 cm alanlarındaki %DD ve profil değerleri ayrı ayrı Omni-Pro yazılımı kullanılarak CMS XiO TPS'ye yüklendi (Şekil 33 ve 34). Sistemde daha önceden CC13 ile alınan 10x10 cm'den büyük 40x40 cm'ye kadar alanlar için veriler sabit bırakılarak 10x10 cm ve altındaki alanlar için yüklemeler yapıldı. Yine benzer şekilde üç farklı iyon odası için ayrı ayrı katı fantomda 1x1, 2x2, 3x3, 4x4, 5x5 ve 10x10 cm alanlarında elde edilen ve 10x10 cm alana normalize edilerek bulunan RDF değerleri TPS'ye yüklendi (Şekil 35).



Şekil 33. 2x2 cm alan için FC65-G ile yapılmış %DD değerlerinin modellenmesi



Şekil 34. FC65-G iyon odası ile alınmış 2x2 cm alana ait Y profillerinin TPS'de modellenmesi

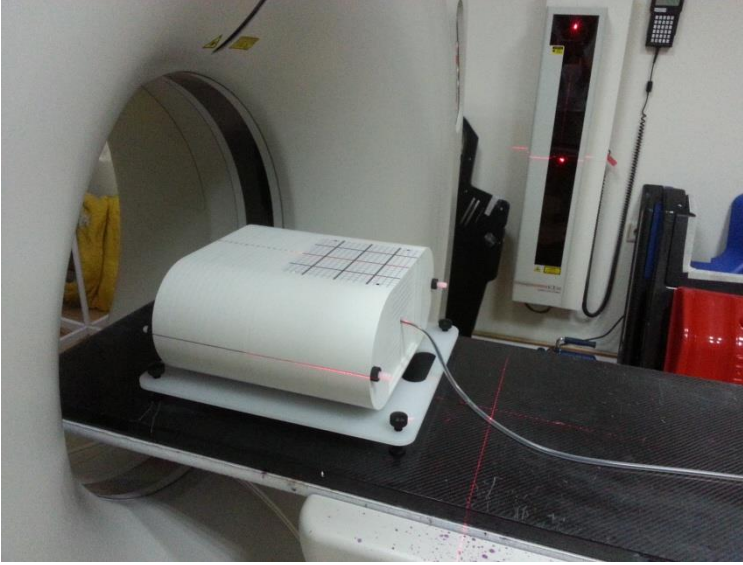


**Şekil 35. FC65-G iyon odası ile elde edilen ve 10x10 cm alana normalize edilen rölatif doz faktörlerinin TPS'ye yüklenmesi**

Çalışmamızda kullanılan CMS XiO TPS, linak foton ışınlarından elde edilen gerekli doz dağılımlarını kullanarak Clarkson, Convolution ve Superposition algoritma yazılımları ile doz hesaplaması yapabilmektedir. Clarkson algoritması ölçüm tabanlı bir algoritmadır ve doz hesaplaması için modelleme yapılmasına gerek yoktur. IMRT planlamalarının komplike doz hesaplamalarında ise model tabanlı Convolution ve Superposition algoritmaları kullanılmaktadır. Her iki algoritma için CMS XiO TPS'de tek bir modelleme yapılmaktadır. Yani algoritmaların TPS'ye yüklenen verilerle uyumlu hale getirilmesi için birçok parametre üzerinden gerekli düzeltmeler yapılır (Şekil 33, 34 ve 35). Bir defa modellemesi yapılan veriler sonucunda hem Convolution hem de Superposition algoritmaları hasta veya fantom doz dağılımının hesaplatılması için kullanılabilir hale gelmektedir. Dolayısıyla biz de CC04, CC13 ve FC65-G iyon odaları ile elde edilen ölçümleri TPS'ye yükledik ve her bir iyon odasına özel model oluşturduk (üç iyon odası için ayrı ayrı yapılan toplam üç modelde Covolution&Superposition algoritması kullanıldı).

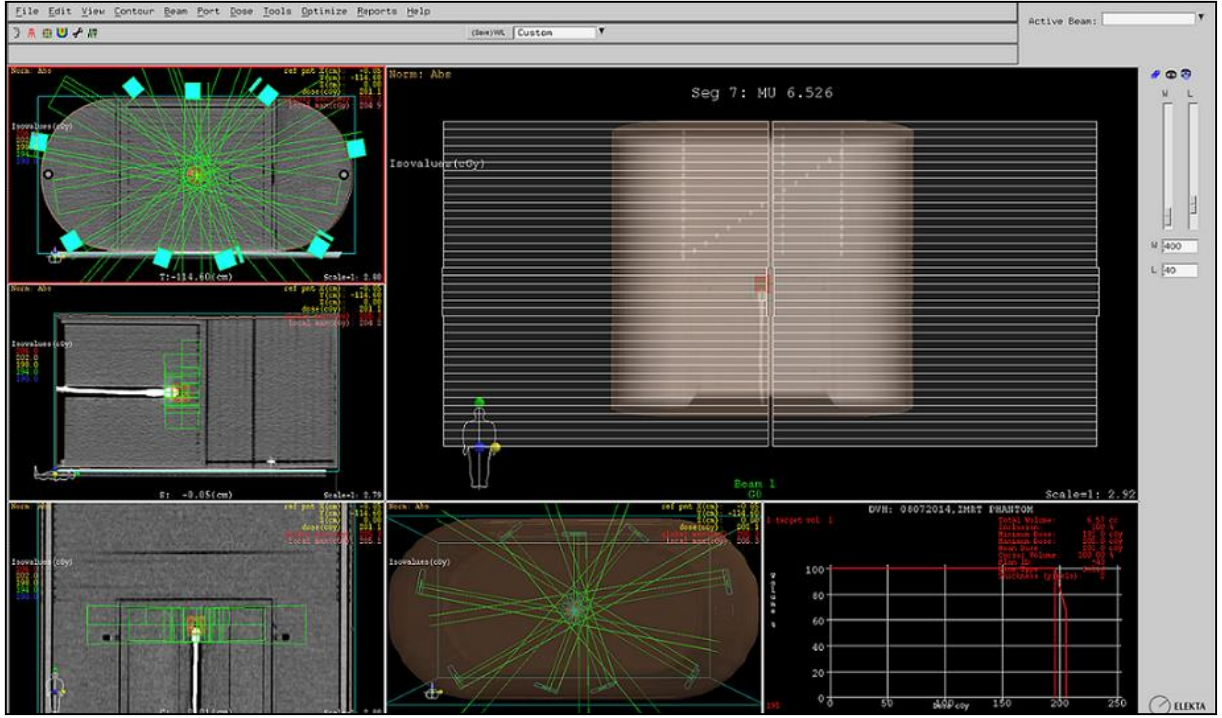
### **IMRT Planlarının Oluşturulması**

IMRT tedavilerinde kullanılan küçük alanları TPS'de oluşturabilmek amacıyla öncelikle içerisine CC04 iyon odası yerleştirilmiş halde IMRT fantomu Toshiba Asteion BT cihazında 2 mm'lik kesitler halinde tarandı (şekil 36). Elde edilen kesitler network açı üzerinden konturlama istasyonuna aktarıldı. FocalSim programı ile BT'den gönderilen kesitlerden bir hasta dosyası oluşturuldu. Öncelikle fantomun dış konturu çizildi. Daha sonra yapılacak IMRT planlarında küçük segmentlerin oluşturulabilmesi amacıyla iyon odasının hacminin merkezi etrafında hedef volüm olarak (her gantri açısından görülen hedef volümün 2x2 cm bir alan oluşturması nedeni ile) 2 cm çapında ve 2 cm uzunluğunda silindirik bir volüm oluşturuldu. Elde edilen fantom kesitleri ve içindeki hedef volüm TPS'ye aktarıldı. Hedef volümde 200 cGy elde etmek üzere farklı dokuz IMRT planı TPS'de hesaplatıldı (şekil 37).



**şekil 36. IMRT fantomun Toshiba Asteion BT cihazında taratılması**

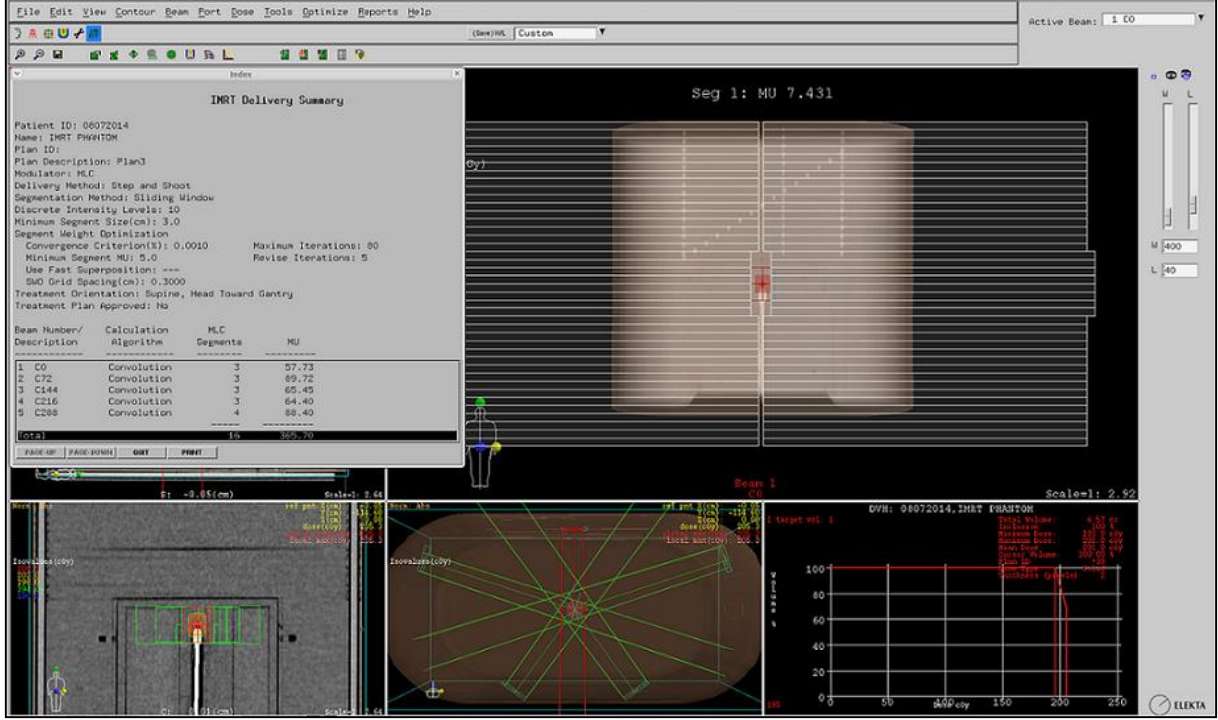




**Şekil 37. IMRT fantomda hedef volüme yönlendirilen 9 alan IMRT planı**

Farklı hacimlerdeki iyon odalarının IMRT planlarındaki doz farklılıklarını ortaya koyabilmek için küçük segmentlere sahip IMRT planlamaları hazırlandı. Bunun için eşit gantri açılarında 5, 7 ve 9 alanlı üç farklı planlama yapıldı. CMS XiO TPS, IMRT planlamalarında en küçük segment açıklığı değerini 1 ile 3 cm arasında seçebilmeye imkan vermektedir. Bu kısıtlamanın yapılan IMRT planında meydana gelen segment boyutlarını ve sayısını doğrudan etkilemesi nedeni ile her bir plan için minimum segment açıklığı 1, 2 ve 3 cm olacak şekilde segmentler hesaplatıldı (Şekil 38). Bu şekilde üç farklı alan sayısı ve üç farklı segment açıklığında toplam dokuz tipte IMRT planı tasarlandı. Tüm planlamalarda optimizasyon için hesaplama kriteri hedef volümde 200 cGy olarak tanımlandı. CC04, CC13 ve FC65-G iyon odalarına özel her bir modelde, tasarlanan dokuz IMRT planının optimizasyonları yapıldı. Akı haritaları elde edilen tüm planlamaların segmentleri oluşturularak Superposition algoritması ile sonuç doz dağılımları hesaplandı. Superposition algoritmasını tercih etmemizin nedeni, fantom içindeki iyon odasından doğabilecek inhomojenitenin Superposition algoritmasında Convolution algoritmasına nazaran daha doğru sonuç vermesidir (59). Tüm planlamalarda 2x2x2 mm grid (voxel volume/en küçük hesaplama hacmi) aralığı kullanıldı. Elde edilen tüm planlamalarda segment sayıları ve segmentlerin boyutları değerlendirildi. Ayrıca her bir tedavi planındaki küçük segmentlerin oranını görmek açısından 3x3 cm ve altındaki segmentlerin oranı hesaplatıldı. Böylece

toplamda her bir iyon odası için tablolarımızda görülen 12 adet plan elde edildi. Her bir iyon odası modeli için hesaplatılan dokuz ayrı IMRT planı toplamda yirmi yedi IMRT planı oluştursa da, karşılaştırmalar aynı parametrelere sahip üç modeldeki IMRT planları arasında yapılmıştır.



Şekil 38. IMRT fantomda hedef volüme yönlendirilen 5 alan IMRT planı

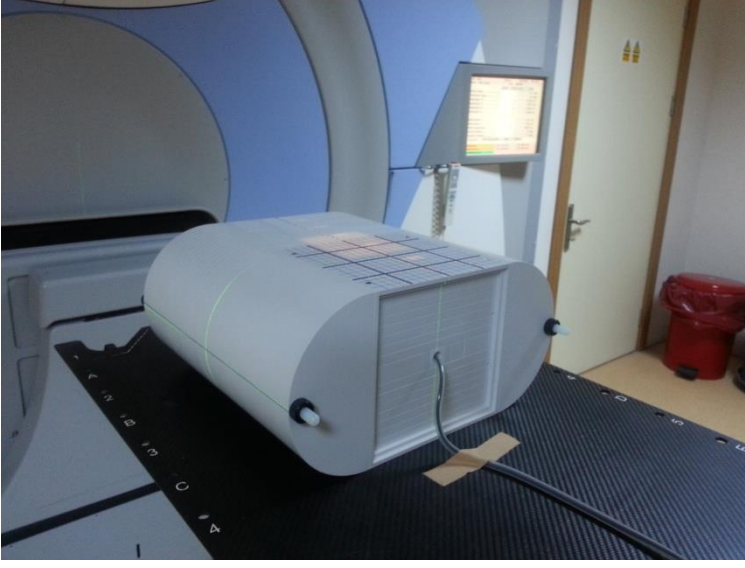
### IMRT Planlarının Kontrolü

Üç farklı iyon odasından ile elde edilen modeller ile TPS'de hesaplatılan IMRT planlamalarının kalite kontrollerinde iki farklı yöntem kullanıldı:

- Nokta doz doğrulaması
- 2D-Array ile doz dağılımının doğrulanması

### Nokta Doz Doğrulaması

Elde edilen tüm planlamalar network aracılığı ile Elekta Synergy Platform cihazına aktarıldı. İçerisine CC04 iyon odası yerleştirilmiş IMRT fantomu tedavi cihazına yerleştirildi ve iyon odası DOSE 1 elektrometreye bağlandı. İyon odası merkezi cihazın izomerkezi'ne gelecek şekilde set-up yapıldı. Her bir IMRT planı gerçek gantri açılarında ışınlandı ve nokta doz (absolut) ölçümleri alındı (Şekil 39). Ayrıca açık alanlar için de gantri 0° olacak şekilde nokta doz ölçümleri alındı.



**Şekil 39. Linak cihazında IMRT fantomda ölçüm düzeneği**

Üç farklı iyon odasından elde edilen modellere göre TPS’de hesaplatılan planların tümü için absolut doz değeri, ölçümlerde meydana gelebilecek doz farklılığını gidermek amacı ile aynı gün alındı. Her bir ölçüm için üç farklı okuma değerinin ortalaması alındı. Tüm ölçümlerde absolut doz IAEA’nin TRS-398 protokolüne göre hesaplandı.

Tüm nokta dozu ölçümlerinde referans iyon odası olarak en küçük hacme (0.04 cc) sahip CCO4 kullanılmıştır. IMRT fantomun tomografik kesitlerinin alınması sırasında yalnızca CC04 iyon odası kullanılmış ve tüm planlar bu hacme göre hesaplatılmıştır. Bu nedenle linak cihazında IMRT fantom ile yapılan tüm ölçümlerde de CC04 iyon odası kullanılmıştır.

### **2D-Array ile Doz Dağılımlarının Doğrulanması**

Öncelikle IBA marka 2D-Array dozimetri sisteminin TPS’ye aktarılabilmesi için üç boyutlu görüntüleri BT cihazında alındı. 2 mm’lik kesit kalınlığındaki görüntülerin alınması sırasında, geri saçılmaları toplaması için altına 5 cm’lik, iyon odalarının efektif ölçüm noktasının 3 mm derinde olması nedeni ile de üstüne yüzeyden itibaren de 4.7 cm’lik fantom konularak sistem BT’de taratıldı. Konturlama istasyonunda dış konturları tanımlandıktan sonra TPS’ye aktarıldı. Daha önce TPS’de planlanmış ve yukarıda tarif edilmiş olan dokuz farklı IMRT planının üç farklı iyon odası ölçümleri üzerinden yapılan toplam 27 plandaki doz dağılımları, kontrollerinin yapılması amacı ile 2D-Array fantomuna tüm gantri açıları 0° olacak şekilde aktarıldı. Aynı şekilde üç açık alan için de, üç iyon odasına ait model ile hesaplanan doz dağılımları 2D-Array’e aktarıldı. Tüm planların doz dağılımları sırasında

hesaplama grid değeri 2 mm olacak şekilde ayarlandı. 2D-Array fantomda 5 cm izomerkez derinliğinde meydana gelen doz dağılımları (akı haritaları) karşılaştırma yapabilmek amacı ile TPS'den Omni-Pro I'mRT yazılımına aktarıldı. Elekta Synergy Platform linak cihazında aynı doz dağılımlarını ışınlayabilmek amacı ile TPS'deki doz dağılımları bu sefer network aracılığı ile cihaza aktarıldı. Tüm planlar için aynı işlem tekrarlandı. IMRT kalite kontrol planlarının izomerkezi 5 cm derinlikte olduğundan, ölçüm yaparken 2D-Array'in iyon odaları 5 cm derinlikte, SSD ise 95 cm olacak şekilde linak cihazında ölçüm seti hazırlandı (Şekil 40).



**Şekil 40. Linak cihazında 2D-Array ile ölçüm düzeneği**

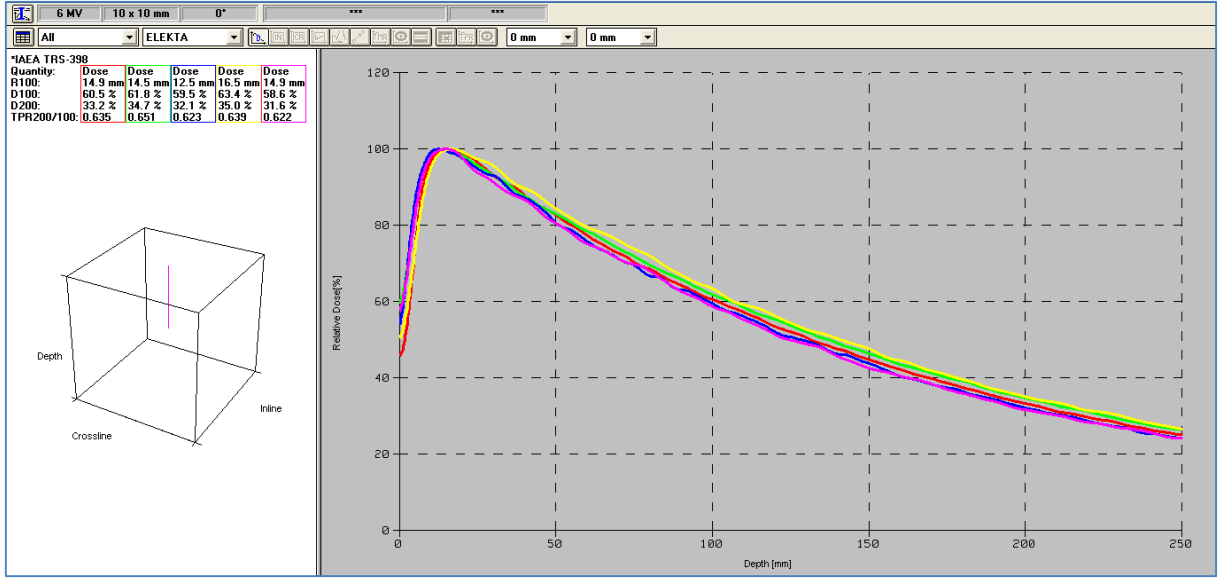
2D-Array ile elde edilen doz dağılımları ile TPS'de planlanan veriler, Omni-Pro I'mRT yazılımı kullanılarak karşılaştırıldı. Karşılaştırmalarda  $\gamma$ -indeks yöntemi kullanıldı.

## **BULGULAR**

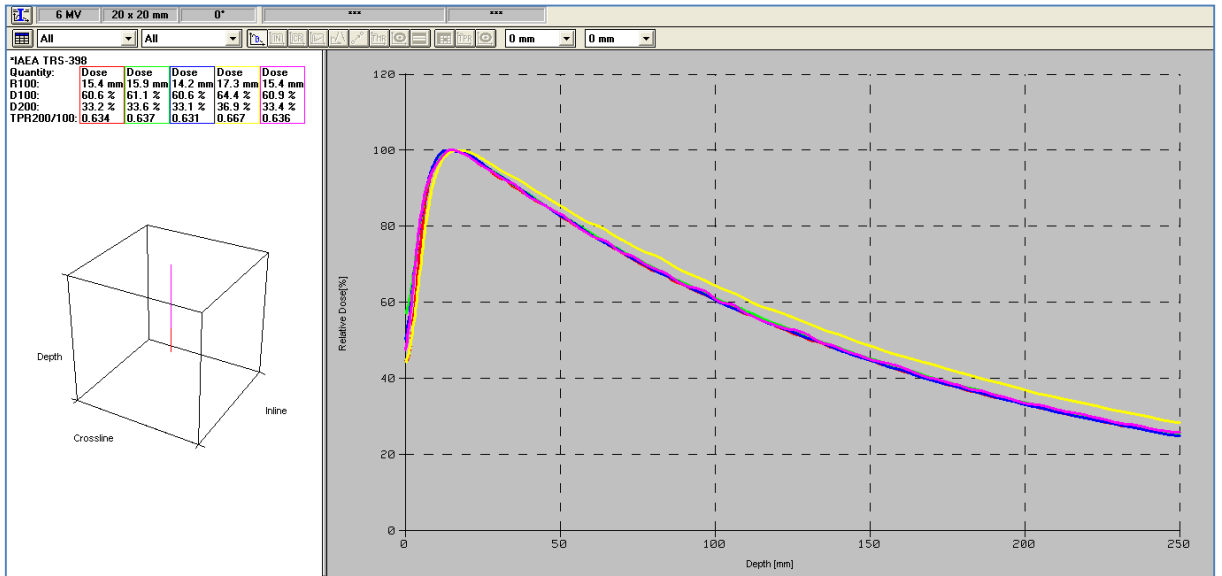
Bu çalışma linak doz dağılım ölçümleri, ölçülen değerlerin TPS'ye yüklenmesi, IMRT tedavi planlarının yapılması ve planların dozimetrik kontrolü basamaklarından oluşmaktadır. IMRT tedavilerinde çoğunlukla 6 MV foton ışınının kullanılması nedeni ile tüm ölçümler bu enerjide yapılmıştır. Foton ışınları için TPS'ye yüklenmesi gerekli ölçümlerin silindirik iyon odası (genellikle 0.125 cc) ile alınması tavsiye edilmektedir. Biz ölçümlerimizde buna uygun olarak CC13 iyon odasının yanında farklı hacimlere sahip FC65-G ve CC04 silindirik iyon odaları kullandık. Bu ölçümlerimizle karşılaştırmak için ayrıca bir paralel plate iyon odası (PPC40) ve bir diyot dedektör ile derin doz ve profil ölçümleri aldık. Daha sonra ölçümleri TPS'ye yüklenen FC65-G, CC13 ve CC04 iyon odaları için modellemeler yapıldı. Takiben bu üç farklı iyon odasının küçük segmentlere sahip IMRT planlarının doz dağılımlarına olan etkisi incelendi.

### **DERİN DOZ ÖLÇÜMLERİ**

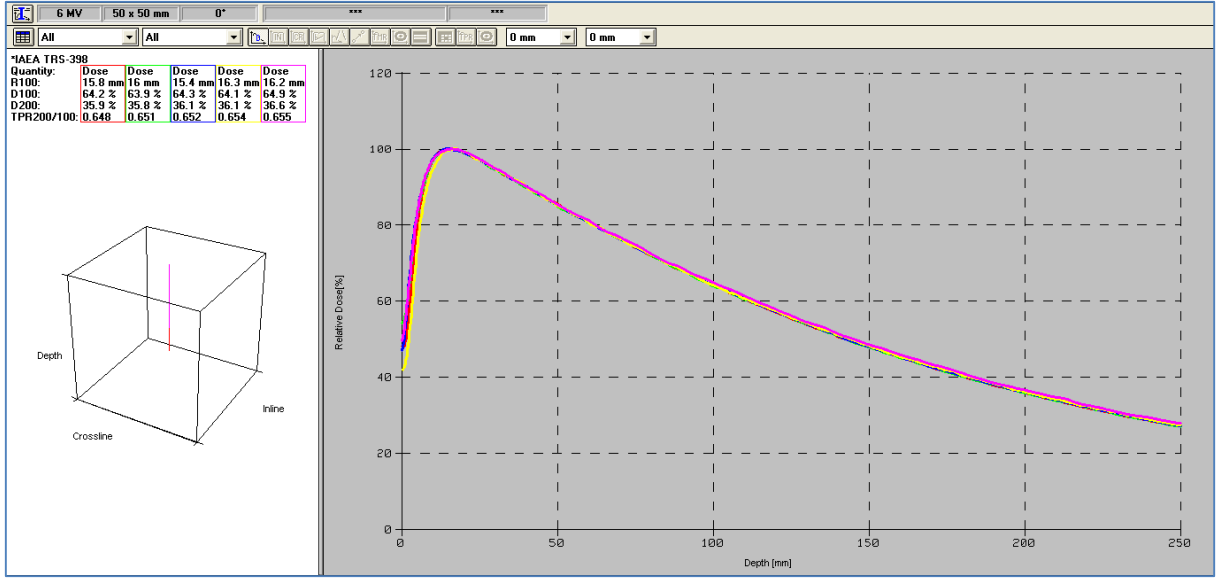
Elekta Synergy Platform linak cihazında beş farklı dedektör ile 1x1 ile 10x10 cm aralığında alanlar için %DD ölçümleri alındı. 1x1, 2x2, 5x5 ve 10x10 cm için alınan %DD eğrileri Şekil 41, 42, 43 ve 44'de gösterilmektedir. Tüm derin doz ölçümleri SSD=100 cm'de gantri ve kolimatör 0°de ve iyon odası merkezi eksenine ışın merkezi eksenine dik, diyot merkezi eksenine ise ışın merkezi eksenine paralel olacak şekilde konumlandırma yapıldı.



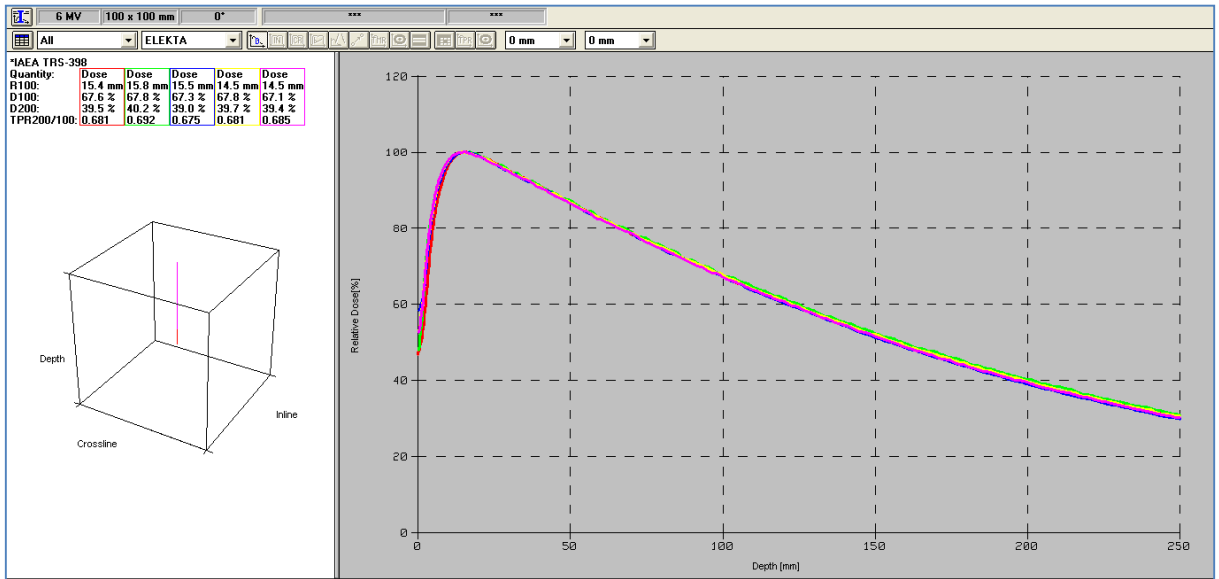
Şekil 41. 1x1 cm alan boyutunda beş farklı dedektör için %DD eğrileri (CC13 kırmızı, PPC40 yeşil, CC04 mavi, FC65-G sarı, diyot pembe)



Şekil 42. 2x2 cm alan boyutunda beş farklı dedektör için %DD eğrileri (CC13 kırmızı, PPC40 yeşil, CC04 mavi, FC65-G sarı, diyot pembe)



**Şekil 43. 5x5 cm alan boyutunda beş farklı dedektör için %DD eğrileri (CC13 kırmızı, PPC40 yeşil, CC04 mavi, FC65-G sarı, diyet pembe)**



**Şekil 44. 10x10 cm alan boyutunda beş farklı dedektör için %DD eğrileri (CC13 kırmızı, PPC40 yeşil, CC04 mavi, FC65-G sarı, diyet pembe)**

Elde edilen derin doz grafikleri incelendiğinde 10x10 cm alanda  $d_{maks}$  noktasından sonraki derinliklerde tüm dedektörler için %DD değerleri değişiminin %1 içinde kaldığı gözlenmiştir (Şekil 44). Yine benzer şekilde 5x5 cm alan içinde derinlik ile değişim farkları %1 içinde bulunmuştur (Şekil 43). Ancak alan küçüldükçe, özellikle 5x5 cm alanın altındaki alanlarda en geniş hacme sahip FC65-G iyon odasının derin doz ölçüm değerlerinin diğer dedektörler ile karşılaştırıldığında derinlik arttıkça belirgin olarak yüksek kaldığı

gözlenmiştir. Örneğin 1x1 cm alan için 10 ve 20 cm derinliklerde %DD değeri sırasıyla CC04 iyon odası için %59.5 ve %32.5, CC13 için %60.5 ve %33.2, PPC40 için %59.5 ve %32.1, diyet için %58.6 ve %31.6 olurken bu değer FC65-G iyon odası için %63.4 ve %35 olarak bulunmuştur (Şekil 41). Yine benzer şekilde 2x2 cm alan için bu değerler sırasıyla CC04 iyon odası için %60.6 ve %33.1, CC13 için %60.6 ve %33.2, PPC40 için %61.1 ve %33.6, diyet için %60.9 ve %33.4 olurken bu değer FC65-G iyon odası için %64.4 ve %36.9 olarak diğerlerinden yüksek bulunmuştur (Şekil 42).

Farklı dedektörler ile alınmış derin doz eğrilerinden elde edilen doz maksimum derinlikleri Tablo 2’de verilmektedir.

**Tablo 2. 6 MV foton ışını için farklı alan büyüklüklerinde farklı dedektörler ile ölçülen  $d_{maks}$  değerleri (mm).**

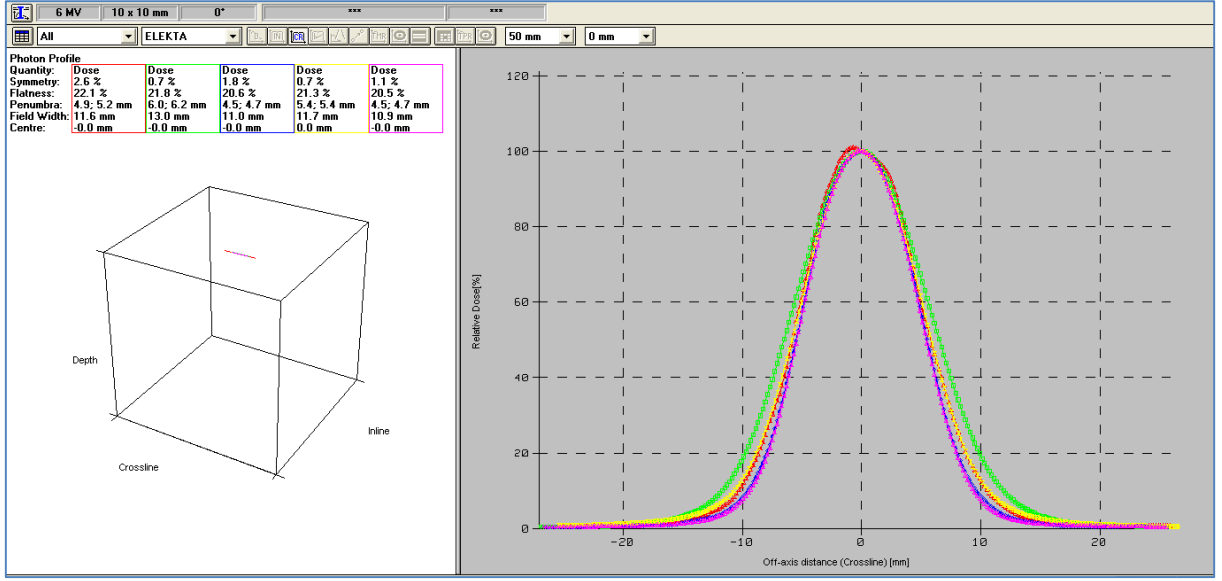
Alan (cm)	CC04	CC13	FC65-G	PPC40	Diyot
1x1	12.5	14.9	16.5	14.5	14.9
2x2	14.2	15.4	17.3	15.9	15.4
3x3	15.4	16.2	16.9	15.9	16.0
4x4	15.0	16.2	16.7	15.5	15.6
5x5	15.4	15.8	16.3	16.0	16.2
10x10	14.5	15.4	14.5	15.5	15.8

Her bir dedektörden elde edilen  $d_{maks}$  değerleri incelendiğinde tüm alanlarda en düşük değerlerin CC04, en büyük değerlerin ise FC65-G iyon odasından elde edildiği görülmektedir. Tüm dedektörler için küçük alanlarda  $d_{maks}$  değerlerinin düşük olduğu, alan 5x5 cm’ye doğru büyüdükçe bu değerlerin arttığı, daha sonra ise tekrar düşüş gösterdiği görülmektedir.

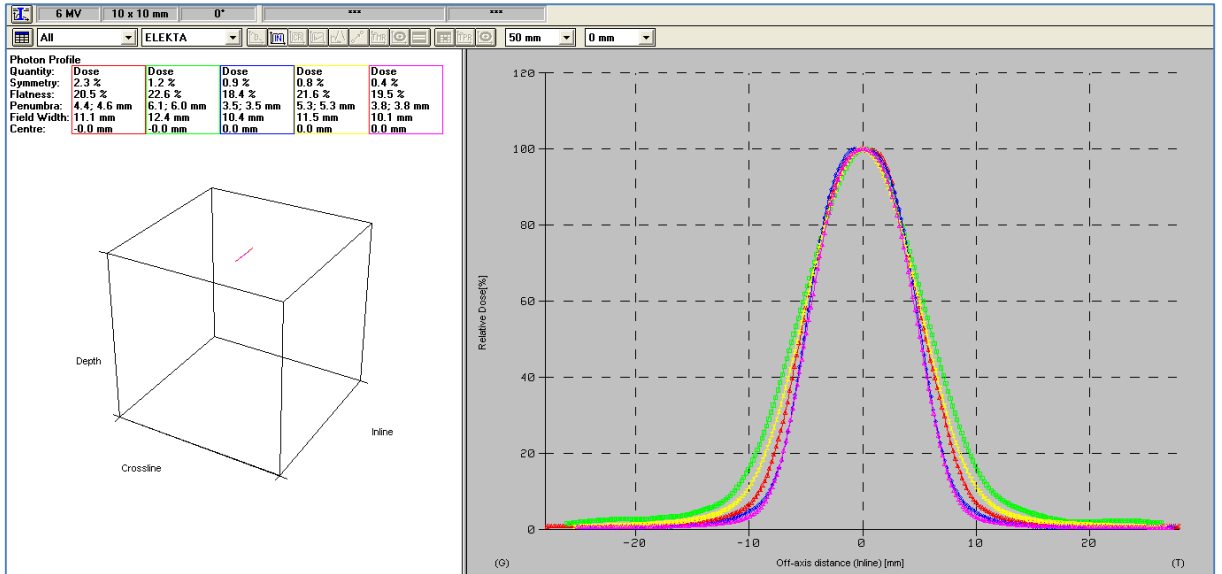
### PROFİL ÖLÇÜMLERİ

Doz profilleri tüm alanlar için farklı dedektörler ile SSD=100 cm’de, gantri ve kolimatör 0°’de,  $d_{maks}$ , 5, 10 ve 20 cm derinliklerde, X(MLC yönü, crossline) ve Y(Y-jaw yönü, inline) yönünde alındı. Şekil 45 ve 46’da 1x1 cm alan için, Şekil 47 ve 48’de 5x5 cm alan için, Şekil 49 ve 50’de ise 10x10 cm alan için 5 cm derinlikte farklı dedektörler ile alınmış doz profilleri görülmektedir. Ayrıca modelleme için kullanılması amacı ile FC65-G, CC13 ve CC04 iyon odaları ile alınan Y yönündeki profillere 30 cm derinlikteki profil ilave edilmiştir.

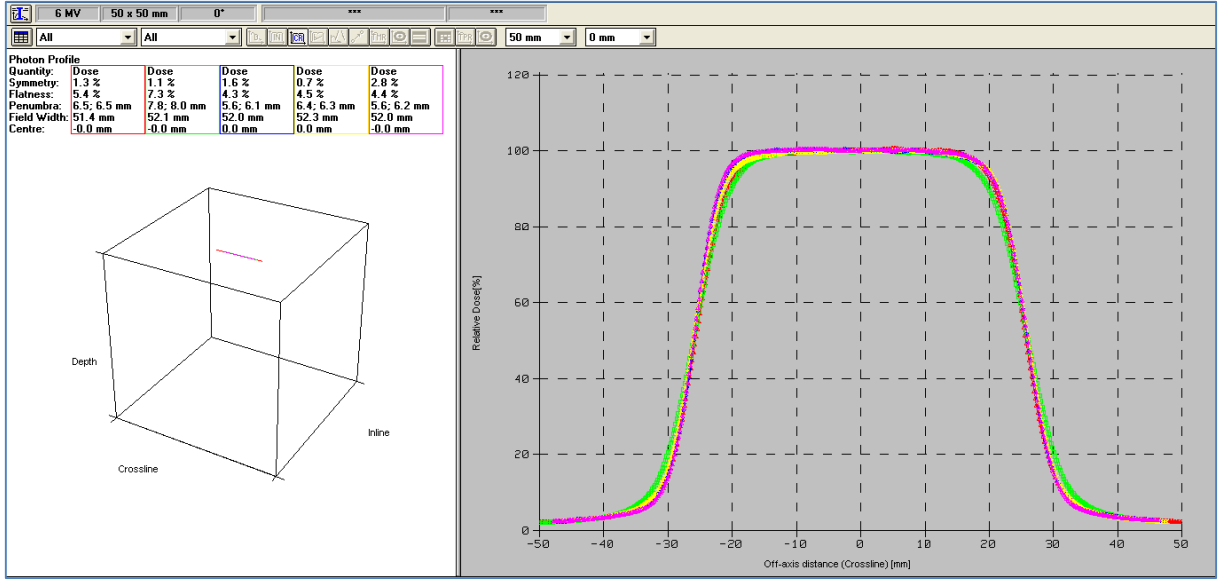




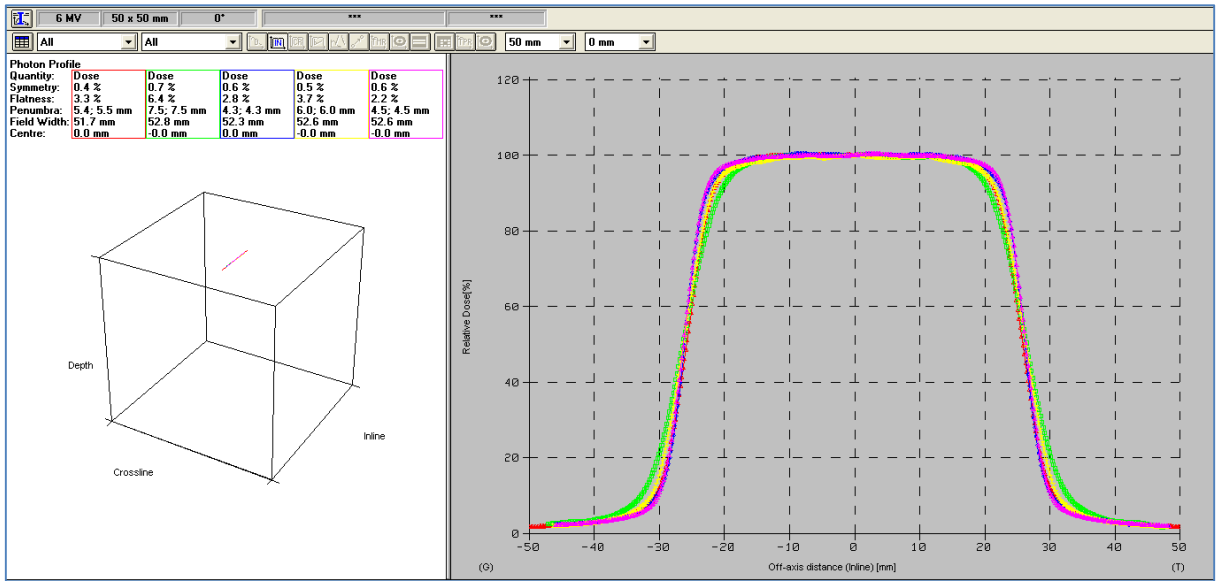
Şekil 45. 1x1 cm alan için X yönünde 5 cm derinlikte farklı dedektörler ile alınan profil ölçümleri (CC13 kırmızı, PPC40 yeşil, CC04 mavi, FC65-G sarı, diyet pembe).



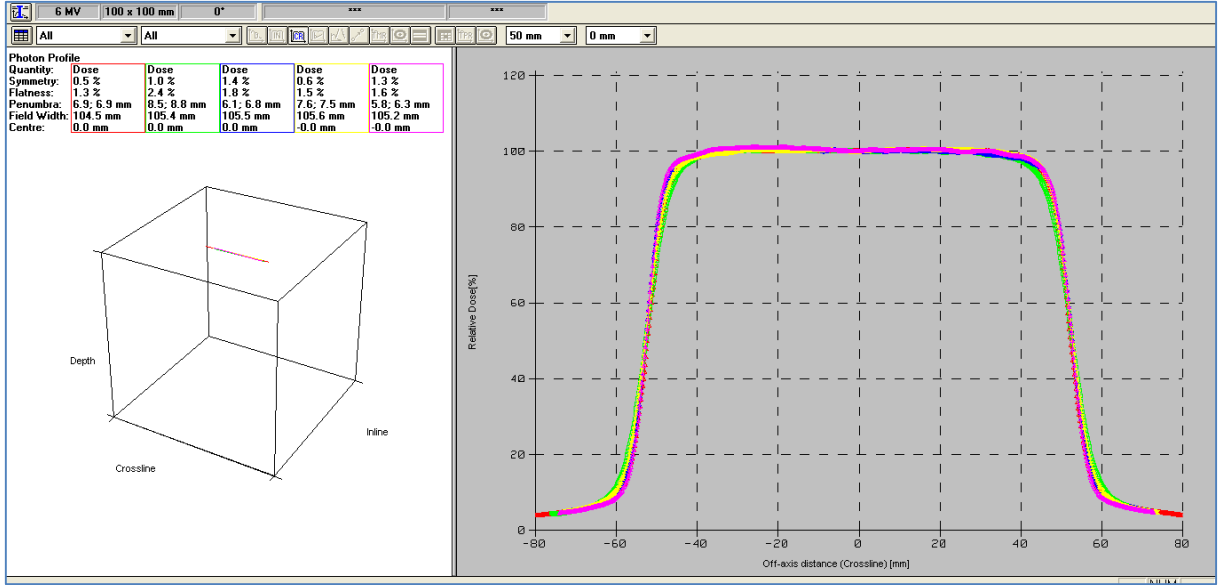
Şekil 46. 1x1 cm alan için Y yönünde 5 cm derinlikte farklı dedektörler ile alınan profil ölçümleri (CC13 kırmızı, PPC40 yeşil, CC04 mavi, FC65-G sarı, diyet pembe).



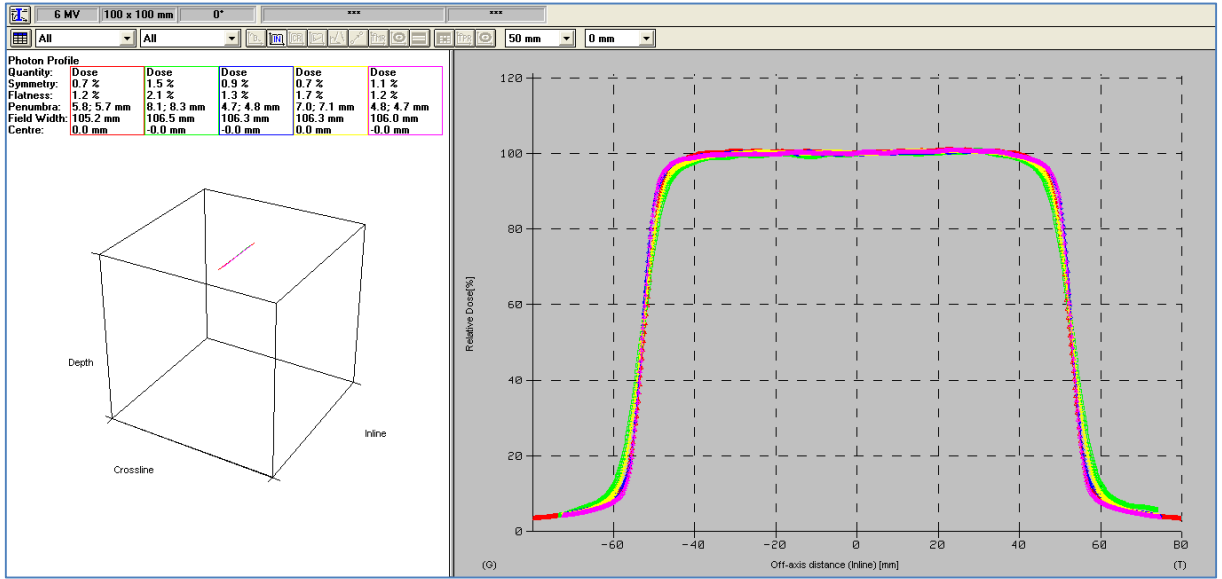
Şekil 47. 5x5 cm alan için X yönünde 5 cm derinlikte farklı dedektörler ile alınan profil ölçümleri (CC13 kırmızı, PPC40 yeşil, CC04 mavi, FC65-G sarı, diyot pembe).



Şekil 48. 5x5 cm alan için Y yönünde 5 cm derinlikte farklı dedektörler ile alınan profil ölçümleri (CC13 kırmızı, PPC40 yeşil, CC04 mavi, FC65-G sarı, diyot pembe).



Şekil 49. 10x10 cm alan için X yönünde 5 cm derinlikte farklı dedektörler ile alınan profil ölçümleri (CC13 kırmızı, PPC40 yeşil, CC04 mavi, FC65-G sarı, diyet pembe).



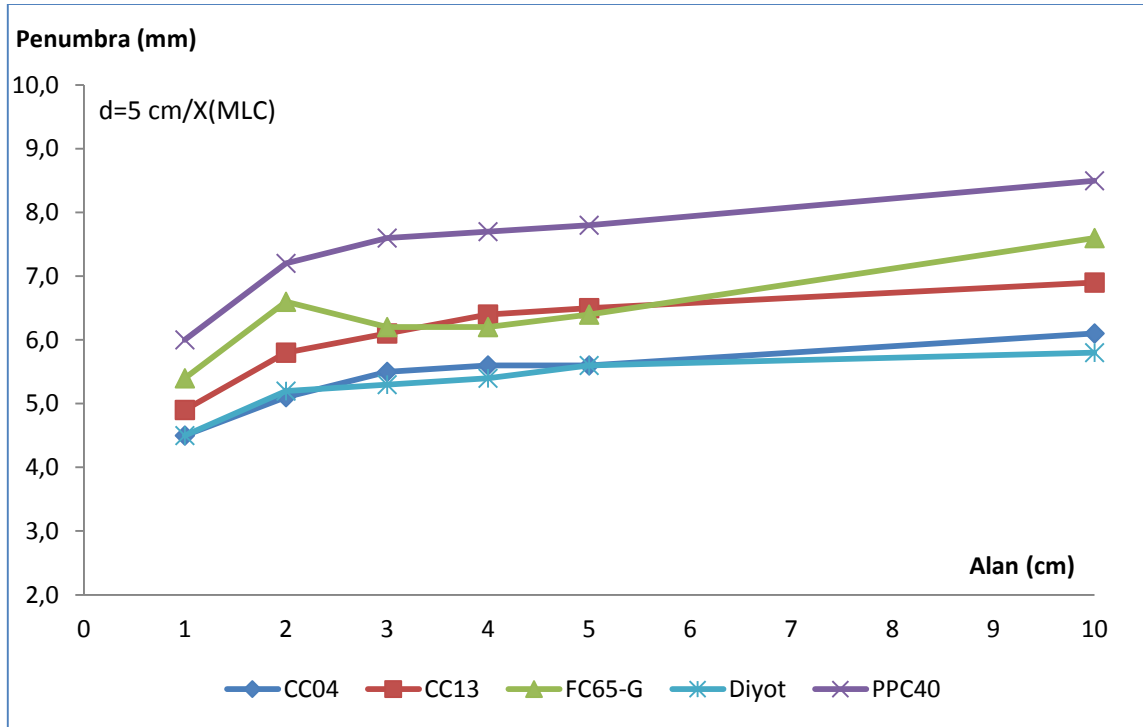
Şekil 50. 10x10 cm alan için Y yönünde 5 cm derinlikte farklı dedektörler ile alınan profil ölçümleri (CC13 kırmızı, PPC40 yeşil, CC04 mavi, FC65-G sarı, diyet pembe).

Farklı dedektörler ile alınmış 5 cm derinlikteki X ve Y yönündeki profillerden %20 ile %80 aralığı olan penumbra değerleri sistemde hesaplatılmış, her bir dedektör için Tablo 3'te verilmiştir. Ayrıca elde edilen değerlerin alan boyutlarına göre grafikleri çizilmiş ve Şekil 51

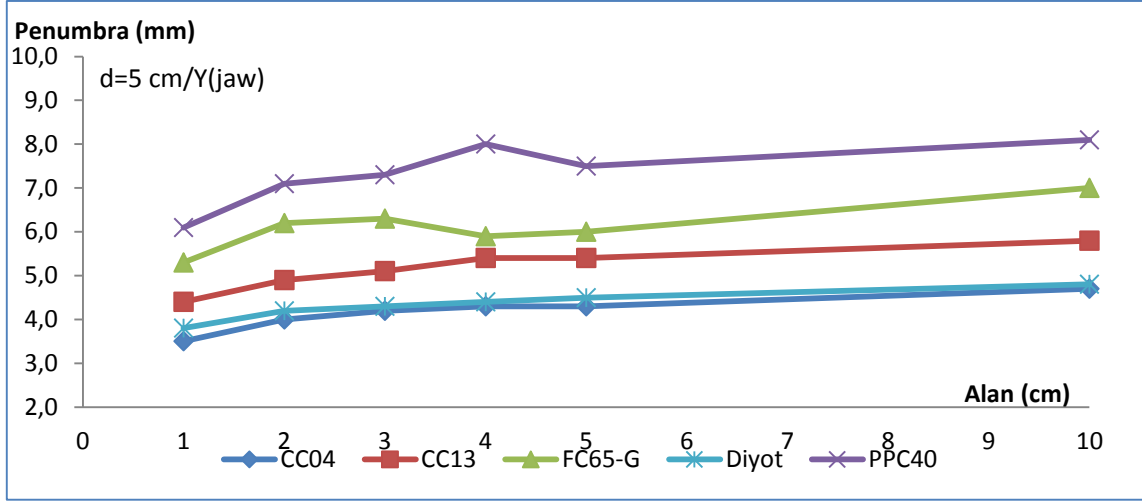
ve 52’de gösterilmiştir. Tüm dedektörler ve tüm ölçülen alan büyüklükleri için 5 cm derinlikteki X yönündeki profiller Şekil 53’te görülmektedir.

**Tablo 3. 6 MV foton ışını için farklı alan büyüklüklerinde, farklı dedektörler ile 5 cm derinlikte ölçülen profillerden elde edilen penumbra değerleri (mm).**

Alan		CC04	CC13	FC65-G	PPC40	Diyot
1x1	Y	3.5	4.4	5.3	6.1	3.8
	X	<b>4.5</b>	<b>4.9</b>	<b>5.4</b>	<b>6.0</b>	<b>4.5</b>
2x2	Y	4.0	4.9	6.2	7.1	4.2
	X	<b>5.1</b>	<b>5.8</b>	<b>6.6</b>	<b>7.2</b>	<b>5.2</b>
3x3	Y	4.2	5.1	6.3	7.3	4.3
	X	<b>5.5</b>	<b>6.1</b>	<b>6.2</b>	<b>7.6</b>	<b>5.3</b>
4x4	Y	4.3	5.4	5.9	8.0	4.4
	X	<b>5.6</b>	<b>6.4</b>	<b>6.2</b>	<b>7.7</b>	<b>5.4</b>
5x5	Y	4.3	5.4	6.0	7.5	4.5
	X	<b>5.6</b>	<b>6.5</b>	<b>6.4</b>	<b>7.8</b>	<b>5.6</b>
10x10	Y	4.7	5.8	7.0	8.1	4.8
	X	<b>6.1</b>	<b>6.9</b>	<b>7.6</b>	<b>8.5</b>	<b>5.8</b>

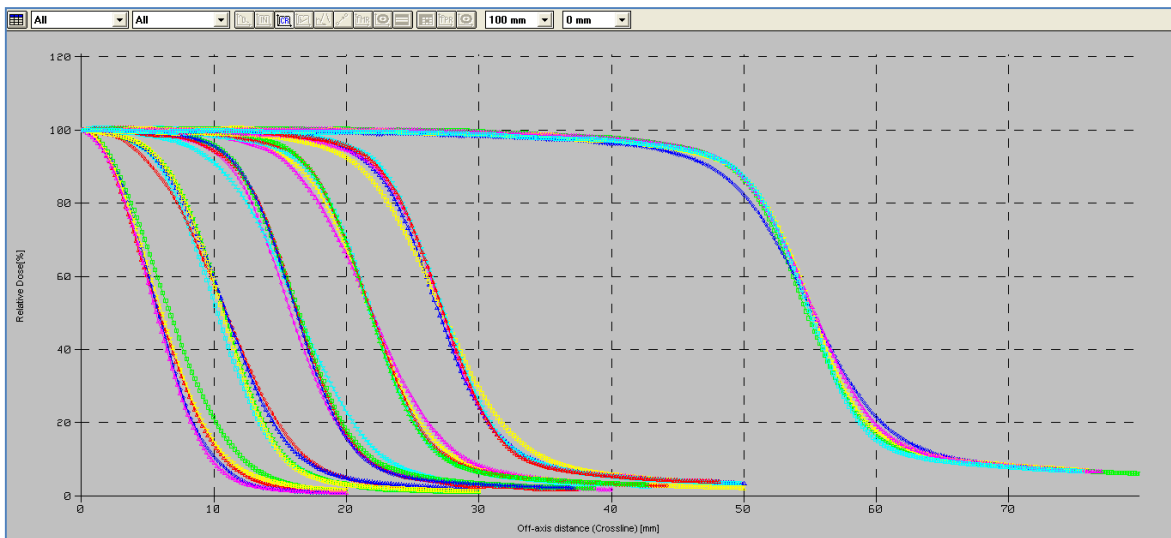


**Şekil 51. d=5 cm’de X(MLC) penumbra değerleri**



Şekil 52. d=5 cm'de Y(jaw) penumbra değerleri

Tüm dedektörler için d=5 cm derinlikteki profil değerleri incelendiğinde, hem X(MLC) yönünde hem de Y(jaw) yönünde en geniş penumbra değerini PPC40 paralel plate iyon odasının verdiği görülmektedir. Daha sonrasında aynı alan büyüklükleri için penumbra değerlerinin sırasıyla FC65-G, CC13, diyot ve CC04 dedektörleri için yüksek değerden daha düşük değere doğru sıralandığı grafiklerde net olarak görülmektedir (Şekil 51, 52). Tüm dedektörler için X(MLC) ve Y(jaw) penumbra değerleri aynı alan büyüklüklerinde karşılaştırıldığında ise Y(jaw) yönünde penumbra değerlerinin daha küçük olduğu, bir başka deyişle Y(jaw) yönünün beklenildiği gibi MLC yönünden daha dar penumbraya sahip olduğu görülmektedir.

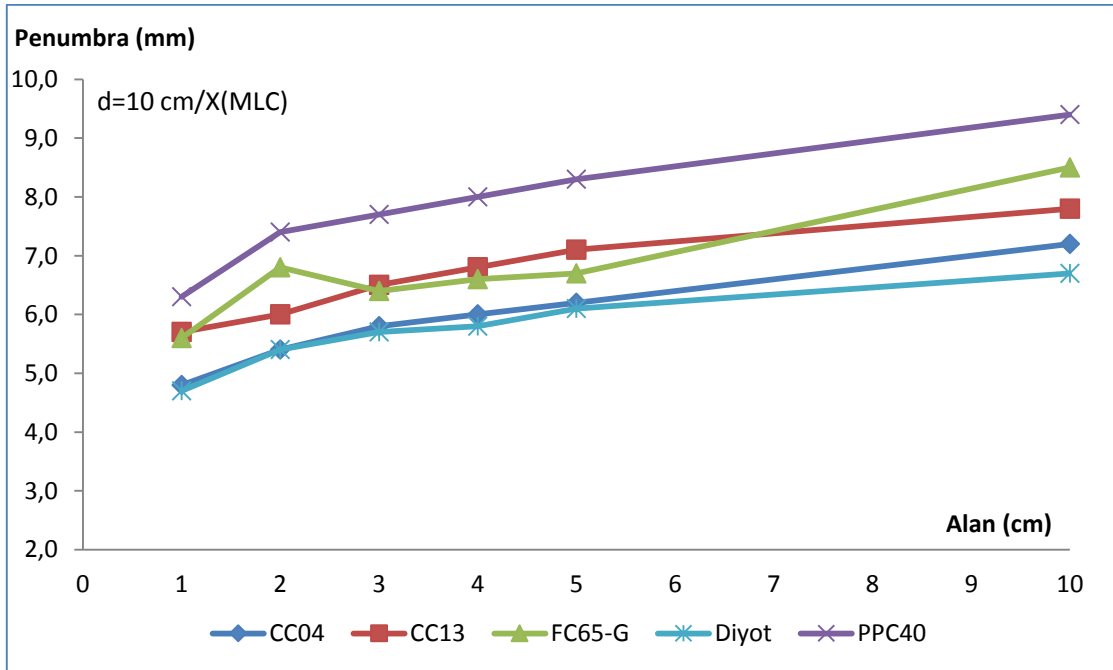


Şekil 53: Tüm alan büyüklüklerinde farklı dedektörler ile alınan 10 cm derinlikteki X(MLC) yönündeki profiller

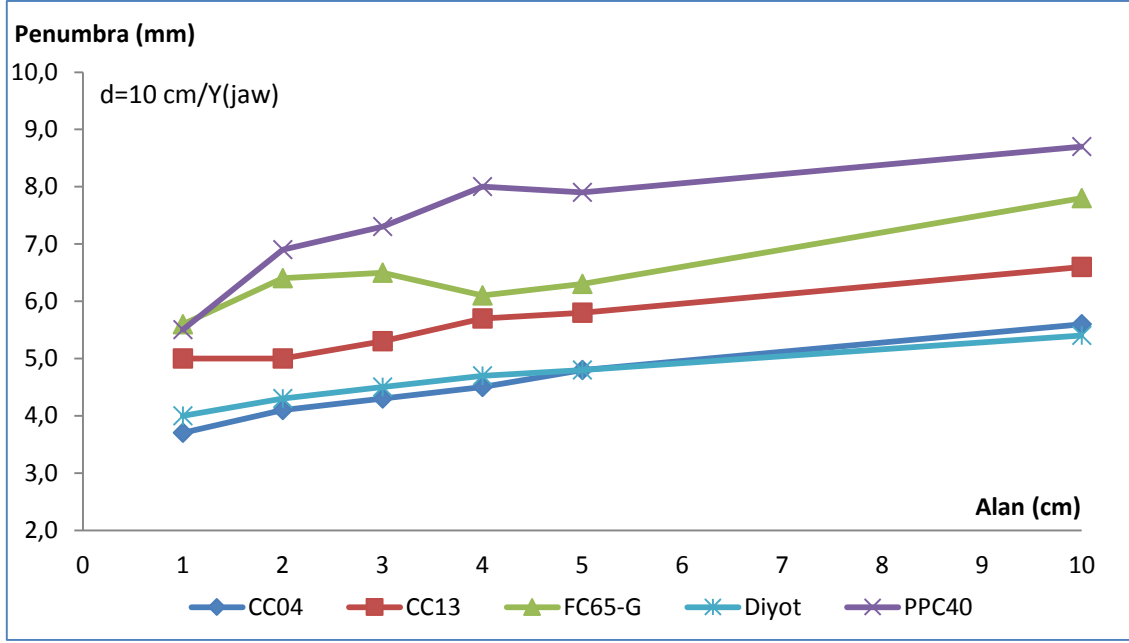
Yine benzer şekilde farklı dedektörler ile alınmış 10 cm derinlikteki X ve Y yönündeki profillerden %20 ile %80 aralığı olan penumbra değerleri hesaplatılmış (Şekil 53), her bir dedektör için Tablo 4’de verilmiştir. Ayrıca elde edilen değerlerin alan boyutlarına karşılık grafikleri çizilmiş ve Şekil 54 ve 55’te gösterilmiştir. Tüm dedektörler ve tüm ölçülen alan büyüklükleri için 5 cm derinlikteki X yönündeki profiller Şekil 56’da görülmektedir.

**Tablo 4. 6 MV foton ışını için farklı alan büyüklüklerinde, farklı dedektörler ile 10 cm derinlikte ölçülen profillerden elde edilen penumbra değerleri (mm).**

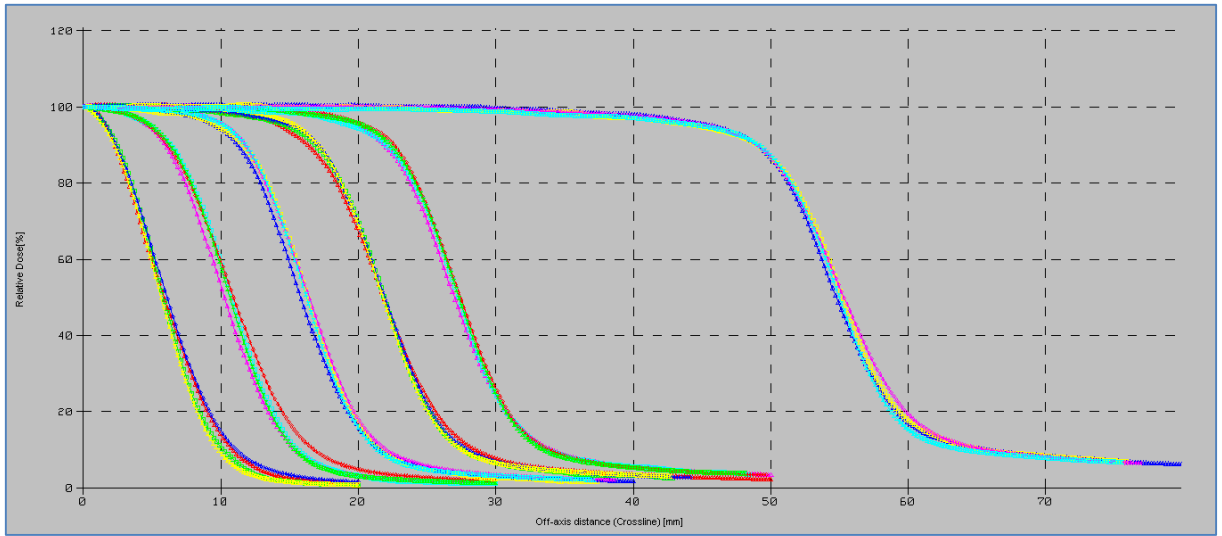
Alan		CC04	CC13	FC65-G	PPC40	Diyot
1x1	Y	3.7	5.0	5.6	5.5	4.0
	X	4.8	5.7	5.6	6.3	4.7
2x2	Y	4.1	5.0	6.4	6.9	4.3
	X	5.4	6.0	6.8	7.4	5.4
3x3	Y	4.3	5.3	6.5	7.3	4.5
	X	5.8	6.5	6.4	7.7	5.7
4x4	Y	4.5	5.7	6.1	8.0	4.7
	X	6.0	6.8	6.6	8.0	5.8
5x5	Y	4.8	5.8	6.3	7.9	4.8
	X	6.2	7.1	6.7	8.3	6.1
10x10	Y	5.6	6.6	7.8	8.7	5.4
	X	7.2	7.8	8.5	9.4	6.7



**Şekil 54: d=10 cm’de X(MLC) penumbra değerleri**

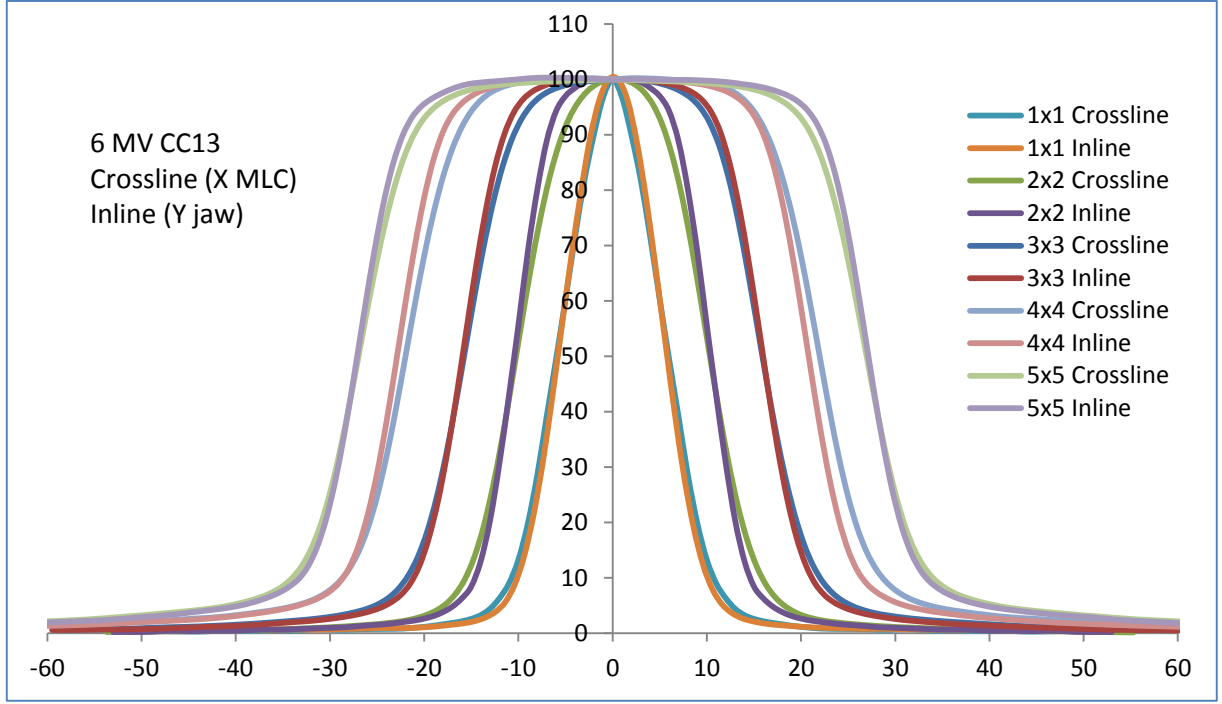


Şekil 55. d=10 cm’de Y(jaw) penumbra değerleri



Şekil 56. Tüm alan büyüklüklerinde farklı dedektörler ile alınan 10 cm derinlikteki X(MLC) yönündeki profiller

Tablo 4’te görüldüğü gibi beş ayrı dedektör ile yapılan ölçümlerde X(MLC) ve Y(jaw) penumbra değerleri arasında farklılıklar vardır. Tüm alanlarda CC13 iyon odası ile 10 cm derinlikte elde edilen ölçümlerde X(MLC) ve Y(Jaw) profillerinde bu farklılık Şekil 57’de açıkça görülmektedir. X(MLC) profilleri MLC’nin yapısından dolayı Y(jaw) profillerden daha geniş bulunmuştur.



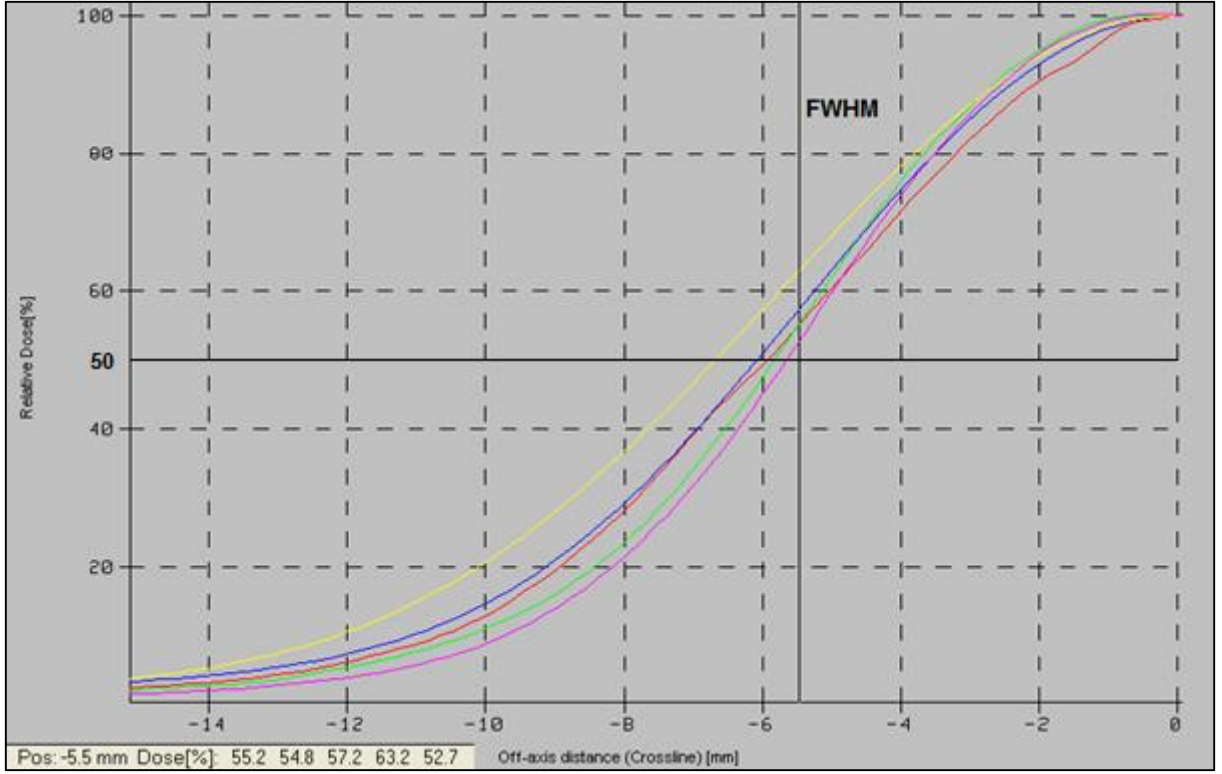
**Şekil 57. CC13 iyon odası ile alınan 10 cm derinlikte X(MLC) ve Y(jaw) profiller**

Tüm dedektörler ve tüm alan büyüklükleri için  $d=10$  cm'deki penumbra değerleri incelendiğinde  $d=5$  cm derinlikte ölçülen değerler ile benzer sonuçları verdiği görülmektedir. 10 cm derinlik için de X(MLC) yönü ile Y(jaw) yönündeki penumbra değerleri farklı bulunmuştur. Şekil 55'teki grafikte görüldüğü gibi Y(jaw-Inline) yönünün X(MLC-Crossline) yönüne göre daha dar penumbraya sahip olduğu görülmektedir. Ayrıca Tablo 5'te X(MLC) yönünde 10 cm derinlikte tüm alanlara ait profillerin alan kenarındaki %80 ve %20'lik hatlarının merkeze olan mesafeleri ve %50'lik hattın oluşturduğu FWHM genişlikleri verilmektedir. Tablo incelendiğinde birbiri ile aynı olması gereken bu mesafelerin her dedektör ölçümünde farklı olduğu ve aralarındaki farkın alan küçüldükçe belirgin hale geldiği görülmektedir. Örnek olarak Şekil 58'de 1x1 cm alanın 10 cm derinlikteki X(MLC) yönünde tüm dedektörler ile ölçülen profillerin %50 doz değerlerinin FWHM ile farkları gösterilmiştir. 10 cm derinlikte diverjans ile oluşan alan büyüklüğü 11 mm (1.1 cm) iken PPC40 ile bu değer 13.4, FC65-G ile 12.2, CC13 ile 11.9, CC04 ile 11.6 ve diyet dedektör ile 11.3 mm olarak ölçülmüştür. Bu farklılık 2x2 ve 3x3 cm alanlar için de benzer olarak görülmekle birlikte özellikle 4x4 cm ve üzerindeki alanlarda farklar gittikçe azalmaktadır. PPC40 iyon odası 1x1 cm alanda 2.4 mm ile en büyük farkı verirken 10x10 cm alanda bu fark 0.5 mm'ye, FC65-G iyon odası 1x1 cm alanda 1.2 mm fark verirken 10x10 cm alanda bu fark 0.7 mm'ye düşmektedir. Küçük alanda en yakın sonucu veren diyet dedektör için ise bu farklar 1x1 cm alanda 0.3 mm olurken 10x10 cm alanda da 0.1 mm bulunmuştur.



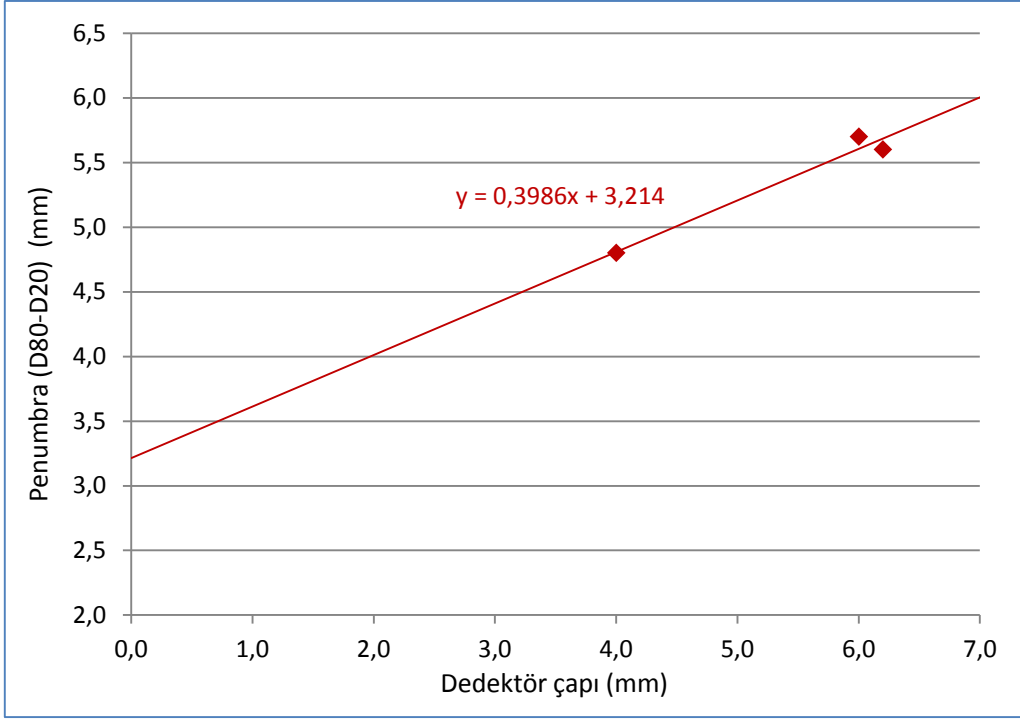
**Tablo 5: Beş farklı dedektörler ile 10 cm derinlikte X(MLC) yönünde alınmış profillerin %80, %20 derinlikleri ile %50'lik dozun oluşturduğu FWHM değerleri (mm)**

		<b>1x1</b>	<b>2x2</b>	<b>3x3</b>	<b>4x4</b>	<b>5x5</b>	<b>10x10</b>
<b>CC04</b>	<b>%80</b>	3.6	8.3	13.5	19.1	24.3	52.1
	<b>%20</b>	8.4	13.7	19.3	25.1	30.5	59.3
	<b>FWHM</b>	<b>11.6</b>	<b>21.6</b>	<b>32.7</b>	<b>43.8</b>	<b>54.5</b>	<b>110.5</b>
<b>CC13</b>	<b>%80</b>	3.2	7.2	12.6	18.6	23.5	51.0
	<b>%20</b>	8.9	13.2	19.1	25.4	30.6	58.8
	<b>FWHM</b>	<b>11.9</b>	<b>20.5</b>	<b>31.6</b>	<b>43.8</b>	<b>54.0</b>	<b>109.5</b>
<b>FC65-G</b>	<b>%80</b>	3.5	7.6	13.3	18.8	24.2	51.3
	<b>%20</b>	9.1	14.4	19.7	25.4	30.9	59.8
	<b>FWHM</b>	<b>12.2</b>	<b>21.9</b>	<b>32.8</b>	<b>43.9</b>	<b>54.9</b>	<b>110.7</b>
<b>PPC40</b>	<b>%80</b>	3.9	7.4	12.5	18.1	23.3	50.8
	<b>%20</b>	10.2	14.8	20.2	26.1	31.6	60.2
	<b>FWHM</b>	<b>13.4</b>	<b>21.9</b>	<b>32.8</b>	<b>43.9</b>	<b>54.6</b>	<b>110.5</b>
<b>Diyot</b>	<b>%80</b>	3.5	8.1	13.6	19.1	24.5	52.1
	<b>%20</b>	8.2	13.5	19.3	24.9	30.6	58.8
	<b>FWHM</b>	<b>11.3</b>	<b>21.3</b>	<b>32.5</b>	<b>43.6</b>	<b>54.6</b>	<b>110.1</b>

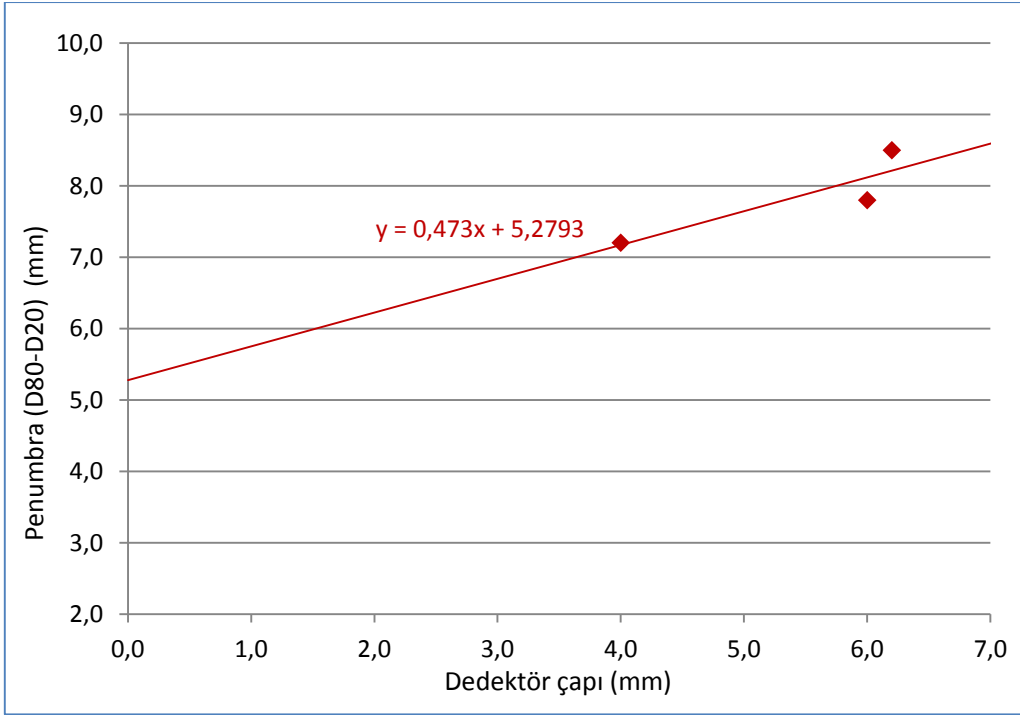


**Şekil 58. 1x1 cm alan için 10 cm derinlikte alınmış profiller ve FWHM'a olan mesafeleri**

Ölçümlerde kullanılan CC04, CC13 ve FC65-G silindirik iyon odaları ile 10 cm derinlikte elde edilen X yönünde (crossline) penumbra değerleri 1x1 ve 10x10 cm alanlar için dedektör çaplarına göre değerlendirilmiş ve ekstrapolasyon yöntemi kullanılarak grafikleri çizilmiştir (Şekil 59 ve 60). PPC40 iyon odası ve diyot dedektörün silindirik yapıda olmamaları nedeniyle ekstrapolasyona dahil edilmemiştir.



Şekil 59. 1x1 cm alan için sıfır dedektör hacmi ekstrapolasyonu



Şekil 60. 10x10 cm alan için sıfır dedektör hacmi ekstrapolasyonu

Üç farklı silindirik iyon odası için ekstrapolasyon yöntemi ile bulunan sanal sıfır dedektör çapına karşılık X(MLC) yönünde penumbra değeri 1x1 cm alan için 3.2 mm (3.214 mm), 10x10 cm alan için ise 5.2 mm (5.2793 mm) olarak bulunmuştur. Yapılan ölçümler (Tablo 4) ile ekstrapolasyon yöntemi ile bulunan değerler (Şekil 59 ve 60) karşılaştırıldığında 1x1 cm alan için en yakın değerleri diyot dedektör ve arkasından CC04 iyon odası vermiştir.

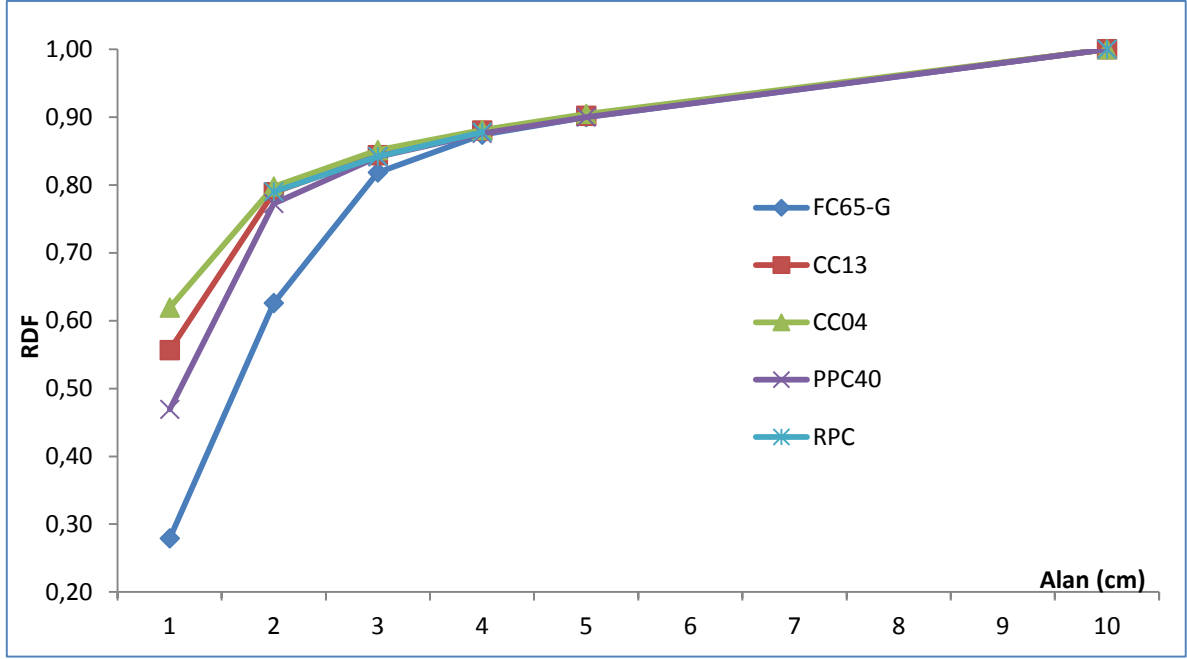
### RÖLATİF DOZ FAKTÖRLERİ

6 MV foton ışını için tüm dedektörler ile bulunan RDF değerleri Tablo 6’da verilmiştir. 10 cm derinlikte (SSD= 90 cm) yapılan ölçümler 10x10 cm alana normalize edilmiştir. Tabloya ayrıca karşılaştırma yapabilmek amacıyla RPC’nin 2012 yılında yayınladığı Elekta cihazı 6 MV ölçüm değerleri eklenmiştir. Amerikan Ulusal Kanser Enstitüsü’nün desteklediği RPC, katılımcı kuruluşlarda RT uygulanan hastalarda karşılaştırılabilir ve tutarlı radyasyon dozları uygulanabilmesi amacıyla klinik test grupları hazırlayan ve sonuçlarını karşılaştıran ve kliniklerde düzenli aralıklarla dozimetrik kontroller yapan bir kuruluştur. Yaptıkları küçük alan RDF değerleri çalışmasında katılımcı kurumlardaki üç farklı üreticinin (Varian, Elekta ve Siemens) toplam 96 adet linak cihazı için 6 ve 18 MV foton ışınında, SSD=100 cm’de ve 10 cm derinlikte 0.007 cc iyon odası ile ölçümler alınmış ve elde edilen sonuçlar yayınlanmıştır. Bu çalışmadaki RDF ölçüm koşullarının bizim ölçüm koşullarımızdan farklı olması nedeniyle buldukları sonuçlar sadece karşılaştırma amacıyla Tablo 6’ya ilave edilmiştir (40).

**Tablo 6. 6 MV için alan boyutuna karşılık gelen RDF değerleri**

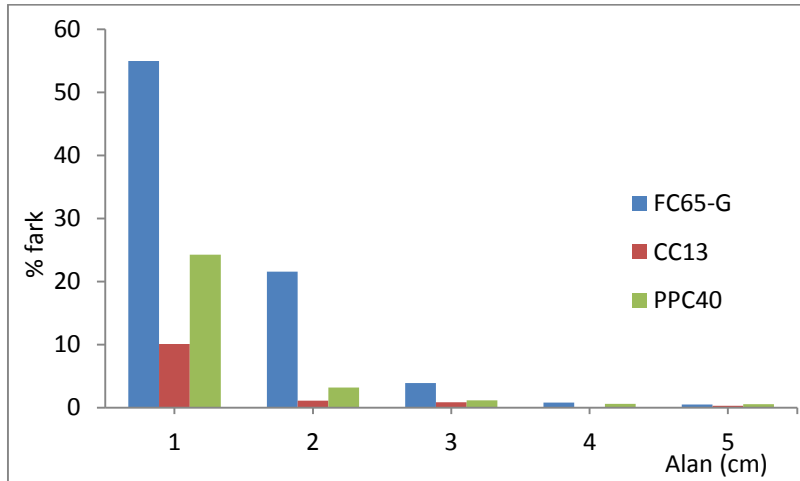
Alan (cm)	FC65-G	CC13	CC04	PPC40	RPC
1	0.2789	0.5565	0.6190	0.4690	-
2	0.6257	0.7890	0.7976	0.7724	0.7900
3	0.8182	0.8438	0.8512	0.8414	0.8420
4	0.8739	0.8804	0.8810	0.8758	0.8780
5	0.9002	0.9020	0.9048	0.9000	-
10	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000

Elde edilen RDF değerleri ayrıca Şekil 61’de grafik olarak görülmektedir. Elde edilen sonuçlarda özellikle FC65-G model 0.65 cc hacme sahip iyon odasından elde edilen değerlerin, diğer dedektörlere göre özellikle 4x4 cm alandan küçük alana doğru oldukça farklı sonuçlar verdiği görülmektedir.



Şekil 61. 6 MV için alan boyutlarına karşılık RDF değerleri

Şekil 62’de ise iki silindirik ve bir paralel plate iyon odasının RDF değerleri arasındaki farklılıklar, CC04 iyon odası referans alındığında % olarak görülmektedir. 1x1, 2x2 ve 3x3 cm’lik küçük alanlarda en belirgin farklar FC65-G model 0.65 cc iyon odası ile elde edilen değerlerde görülmüştür. En belirgin farklılığı 1x1 cm alanda %54,95 ile FC65-G iyon odası vermekte, 2x2, 3x3, 4x4 ve 5x5 cm alanlar için bu farklar sırasıyla %21,55, %3,88, %0,8 ve %0,5 olarak olmaktadır. PPC40 paralel plate iyon odası ile bu farklar yine sırasıyla %24,2, %3,2, %1,2, %0,6 ve %0,5 olurken, CC13 iyon odası için ise %10,1, %1,08, %0,9, %0,1 ve %0,3 olarak elde edilmiştir.



Şekil 62. CC04 iyon odası referans alındığında diğer iyon odalarının RDF farkları (%)

## IMRT PLANLARI

Üç farklı silindirik iyon odasından (CC04, CC13 ve FC65-G) elde edilen %DD dağılımları, doz profilleri ve RDF değerleri kullanılarak, TPS’de her bir iyon odası için üç modelleme yapıldı. Dokuz identik (aynı parametrelere sahip, özdeş) IMRT planı, üç farklı model için ayrı ayrı hesaplatılıp segmentleri oluşturuldu. Aynı parametrelere sahip tek bir IMRT planı ele alındığında üç farklı model için ayrı ayrı yapılan optimizasyonlar, farklı şekil, boyut ve sayıda segmentlere neden oldu. Meydana gelen planlamalarda segment sayısı, MU değeri, segment alanı (cm<sup>2</sup>) ve segmentlerden ne kadarının 3x3 cm ve altında alan boyutuna sahip olduğu değerlendirildi. Elde edilen sonuçlar her bir dedektör için Tablo 7, 8 ve 9’da verilmiştir.

**Tablo 7: FC65-G ile yapılmış IMRT planlarına ait alan bilgileri**

Plan	Alan Sayısı	Min segment açıklığı (cm)	Toplam MU	Segment sayısı	Segment Alanı (cm <sup>2</sup> ) (min, mak)ort	3x3 cm ve altındaki segment oranı (%)
Plan 1	5	1	543	42	(1, 14) 8.5	48
Plan 2	5	2	392	29	(6, 14) 10.4	28
Plan 3	5	3	348	15	(10, 14) 11.9	0
Plan 4	7	1	665	56	(1, 14) 8.6	43
Plan 5	7	2	409	41	(5.5, 14) 10.4	29
Plan 6	7	3	352	21	(10, 14) 11.6	0
Plan 7	9	1	600	82	(1, 14) 8.3	48
Plan 8	9	2	398	56	(6, 14) 10.7	23
Plan 9	9	3	353	31	(10, 14) 11.7	0
Plan 10	2x2		378			
Plan 11	5x5		264			
Plan 12	10x10		238			

**Tablo 8: CC13 ile yapılmış IMRT planlarına ait alan bilgileri**

Plan	Alan Sayısı	Min segment açıklığı (cm)	Toplam MU	Segment sayısı	Segment Alanı (cm <sup>2</sup> ) (min, mak)ort	3x3 cm ve altındaki segment oranı (%)
Plan 1	5	1	495	44	(1, 14) 8.1	50
Plan 2	5	2	382	29	(6, 14) 10.7	24
Plan 3	5	3	351	15	(10, 14) 11.9	0
Plan 4	7	1	494	62	(1, 14) 8.4	47
Plan 5	7	2	393	46	(4.5, 14) 10.1	28
Plan 6	7	3	349	24	(10, 14) 11.6	0
Plan 7	9	1	480	77	(1, 14) 8.5	47
Plan 8	9	2	376	55	(6, 14) 10.6	23
Plan 9	9	3	354	32	(10, 14) 10.7	0
Plan 10	2x2		329			
Plan 11	5x5		262			
Plan 12	10x10		238			

**Tablo 9: CC04 ile yapılmış IMRT planlarına ait alan bilgileri**

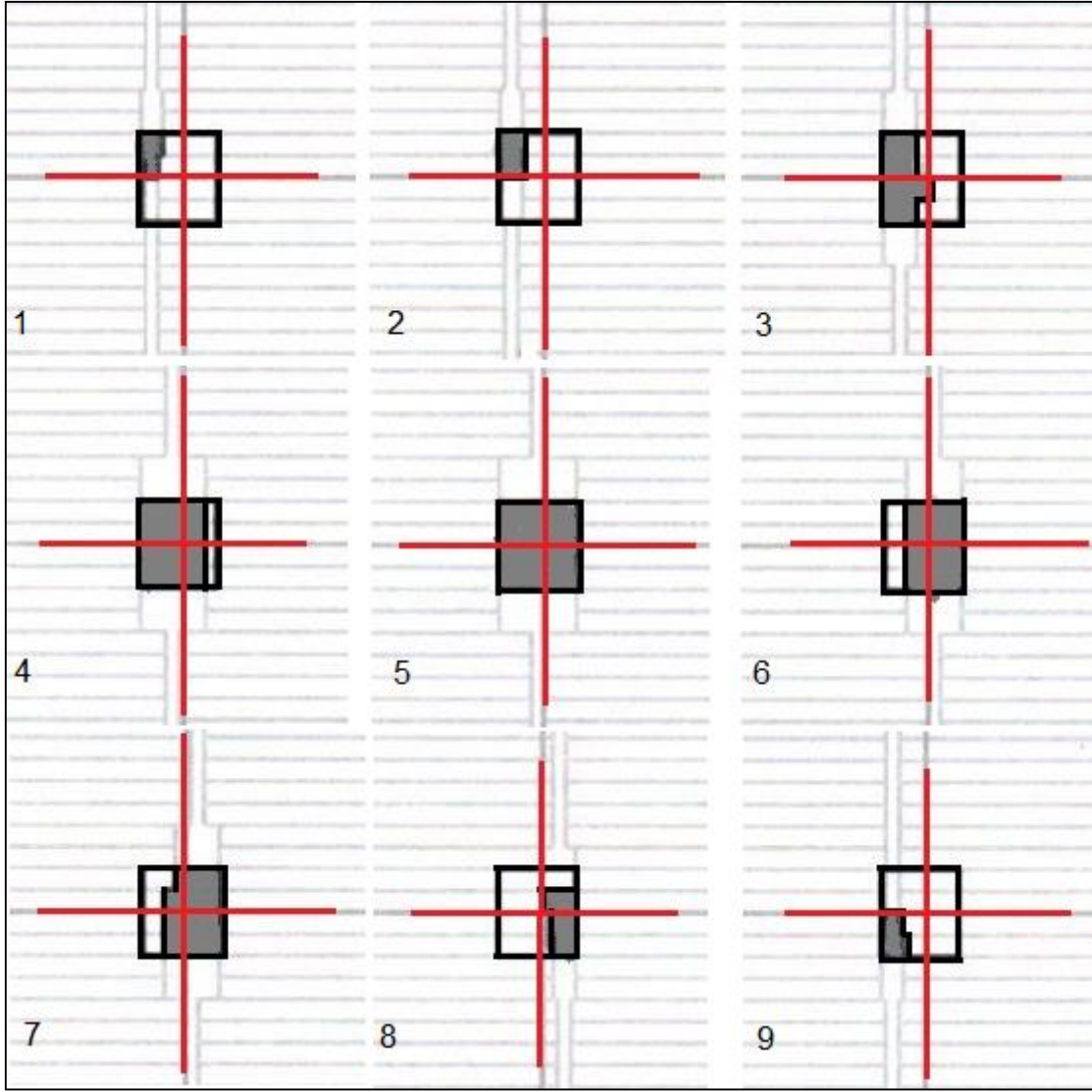
Plan	Alan Sayısı	Min segment açıklığı (cm)	Toplam MU	Segment sayısı	Segment Alanı (cm <sup>2</sup> ) (min, mak)ort	3x3 cm ve altındaki segment oranı (%)
Plan 1	5	1	493	42	(1, 14) 8.1	50
Plan 2	5	2	385	29	(6, 14) 10.3	28
Plan 3	5	3	351	17	(10, 14) 11.4	0
Plan 4	7	1	470	60	(1, 14) 8.4	45
Plan 5	7	2	385	43	(5.5, 14) 10.4	23
Plan 6	7	3	354	23	(10, 14) 11.6	0
Plan 7	9	1	479	76	(1, 14) 8.4	46
Plan 8	9	2	370	52	(6, 14) 10.7	19
Plan 9	9	3	347	32	(10, 14) 11.8	0
Plan 10	2x2		315			
Plan 11	5x5		262			
Plan 12	10x10		238			

Bulgular değerlendirildiğinde üç farklı iyon odası için dokuz farklı IMRT planında Y yönündeki segment açıklığı tüm segmentler için en yüksek 4 cm en düşük 1 cm olarak bulunmuştur. Bunun nedeni oluşturulan hedef volümün 2x2 cm gibi küçük bir boyutta olması ve standart olarak hedef volüme verilen 1 cm'lik emniyet marjıdır. Buna karşın (MLC'lerin hareket ettiği) X yönündeki en küçük segment açıklığı (MLC açıklığının) her üç iyon odası için minimum 1 cm, maksimum 3.5 cm ve ortalama 2.53-2.60 cm arasında bulunmuştur. Tablolar incelendiğinde her bir iyon odası için alan sayısı arttıkça segment sayısının arttığı ve segment başına MU değerinin azaldığı görülmektedir. Segment açıklığı açısından ise minimum açıklık değerinin artmasıyla (1-3 cm) MU değerinin ve segment sayısının azaldığı, alan boyutunun arttığı ve beklenildiği gibi 3x3 cm ve altındaki alan sayısı oranının %50'den 0'a düştüğü görülmektedir. Yine tüm iyon odaları için bu kez alan sayısından bağımsız olarak minimum segment açıklığının artmasıyla segment alanının büyüdüğü, 3x3 cm ve altındaki alan sayısı oranının ise benzer şekilde azaldığı görülmektedir. Yine tüm iyon odaları için açık alanlarda alan büyüklüğü arttıkça beklendiği gibi MU değeri azalmaktadır.

Üç iyon odası arasındaki farklılıklara bakıldığında, aynı alan sayısı ve aynı minimum segment açıklığı şartlarında planlamada meydana gelen segment sayısında, segment alanı büyüklüğünde ve 3x3 cm altındaki alan sayısı oranında belirgin bir değişiklik olmadığı görülmektedir. MU değerlerine bakıldığında ise 3x3 cm altındaki segment oranı düşük olanlar arasında belirgin bir fark olmadığı, ancak 3x3 cm altındaki segment oranı arttıkça MU değerlerinin farklılaştığı, CC04 ile CC13 iyon odaları için benzer kalmakla birlikte, FC65-G iyon odası için MU değerinin belirgin olarak daha yüksek olduğu görülmektedir. Açık alanlar değerlendirildiğinde 5x5 cm ve 10x10 cm alanların MU değerleri arasında bir fark gözlenmezken, 2x2 cm alan için yine FC65-G iyon odasında en yüksek MU değeri bulunmuş, CC04 ile CC13 iyon odaları arasında büyük bir fark olmamakla birlikte en düşük MU değeri CC04 iyon odasında oluşmuştur.

Bir örnek olarak FC65-G iyon odası verileri ele alındığında, 3x3 cm ve altındaki segment oranı en fazla olan Plan 1'e ait gantri 72°'deki alanın segmentleri Şekil 63'de görülmektedir.





**Şekil 63. FC65-G iyon odası veriler ile planlanmış 1 no'lu plana ait gantri 72°'deki alanın segmentleri**

### **IMRT PLANLARININ KONTROLÜ**

Elde edilen tüm IMRT planlarının kontrolü için, hedef volüm merkezinde nokta doz doğrulaması ve 2D-Array ile elde edilen akı haritalarının karşılaştırılması yapılmıştır.

### **Nokta Doz Doğrulaması**

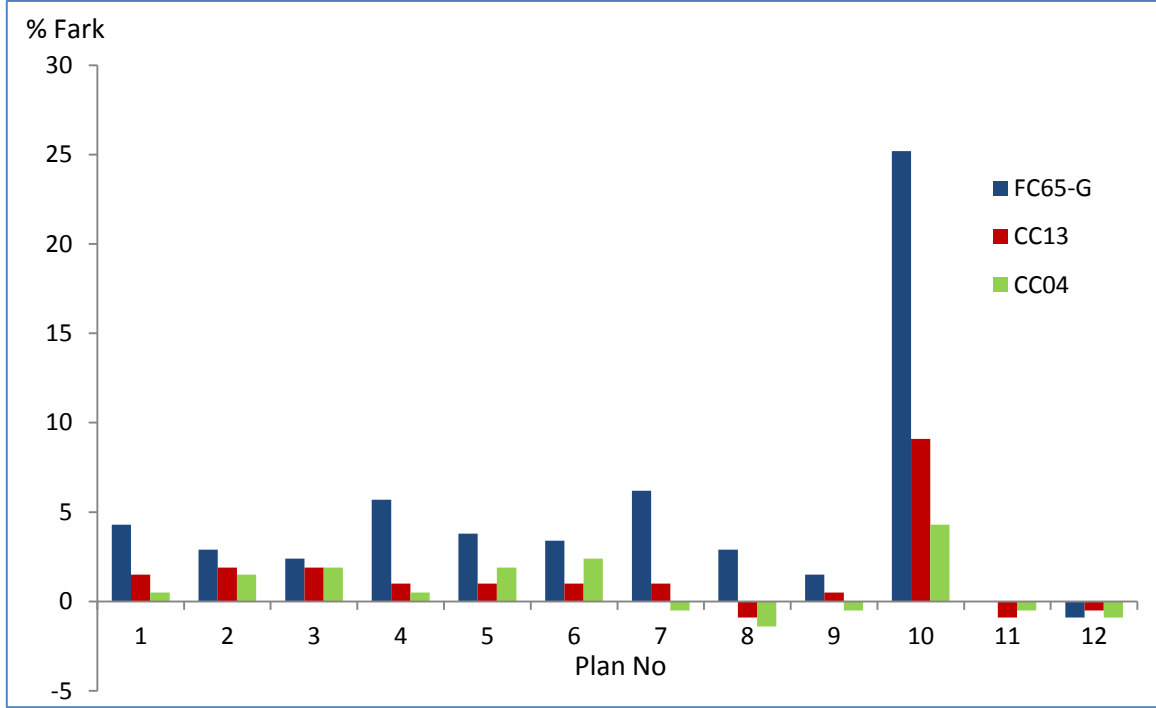
Her bir planda hedef volüm merkezindeki nokta doz değeri TPS'de 200 cGy'e normalize edilmiştir. Şekil 39'da görüldüğü gibi merkezinde CCO4 iyon odası bulunan IMRT fantom, elde edilen tüm planlamalar için linak cihazında gerçek gantri açılarında ve TPS'nin hesapladığı MU değerlerinde (Tablo 7-9) ışınlanmıştır. Elde edilen ölçümler TRS-398

protokolü kullanılarak iyon odası merkezinde absolut doz değerlerine dönüştürülmüş, bulunan değerler ve % olarak farkları Tablo 10’da verilmiştir.

**Tablo 10. Tüm IMRT planlarının TPS ile IMRT fantomdan elde edilen nokta doz değerleri (cGy)**

Plan No	FC65-G		CC13		CC04	
	Ölçüm	Fark (%)	Ölçüm	Fark (%)	Ölçüm	Fark (%)
1	208.6	4.3	202.9	1.5	201.0	0.5
2	205.7	2.9	203.8	1.9	202.9	1.5
3	204.8	2.4	203.8	1.9	203.8	1.9
4	211.4	5.7	201.9	1.0	201.0	0.5
5	207.6	3.8	201.9	1.0	203.8	1.9
6	206.7	3.4	201.9	1.0	204.8	2.4
7	212.4	6.2	201.9	1.0	199.1	-0.5
8	205.7	2.9	198.2	-0.9	197.2	-1.4
9	202.9	1.5	201.0	0.5	199.1	-0.5
10	250.3	25.2	218.1	9.1	208.6	4.3
11	200.0	0.0	198.2	-0.9	199.1	-0.5
12	198.2	-0.9	199.1	-0.5	198.2	-0.9
SD	13.5	6.8	5.2	2.6	3.3	1.7

Elde edilen sonuçlarda TPS’de merkezi eksende 200 cGy olacak şekilde hazırlanan tedavi planları, tedavi cihazında ışınlandığında alınan ölçümler farklı sonuçlar vermiştir. Her bir iyon odasına ait planlamaların ışınlanması ve elde edilen sonuçların absolut doz değerine çevrilmesi ile elde edilen sonuçların TPS’deki 200 cGy doz değerinden olan farkları ayrıca Şekil 64’de grafik olarak gösterilmiştir. Şekil incelendiğinde Plan No 11 ve 12 olan 5x5 ve 10x10 cm alan dışında hemen hemen tüm IMRT planları ve özellikle de Plan No 10’daki 2x2 cm açık alan için en yüksek fark değerini FC65-G iyon odası vermiştir. Bu en yüksek fark değeri 2x2 cm açık alanda %25.2’dir. Onun arkasından en yüksek fark değeri yine 2x2 cm alanda %9.1 ile CC13 iyon odası için bulunmuştur.



**Şekil 64. Tüm planlar için elde edilen nokta doz doğrulaması sonuçları**

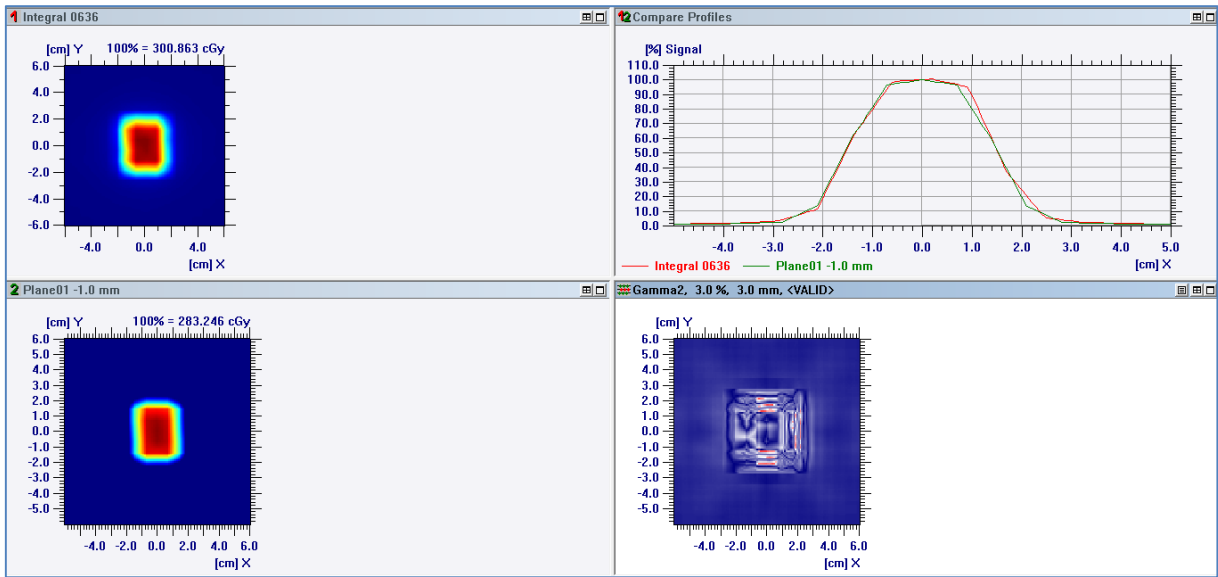
### **2D-Array ile Doz Dağılımlarının Doğrulaması**

TPS’de üç farklı iyon odası için elde edilen IMRT planlarının doz dağılımları gantri 0° olacak şekilde 2D-Array’e aktarılarak tedavi cihazında ışınlanmıştır (Şekil 40). Ölçüm koşulları derinlik 5 cm ve SSD=95 cm olacak şekilde ayarlanmıştır. Sistemle birlikte kullanılan Omni Pro I’ mRT yazılımı sayesinde doz dağılımları karşılaştırılmıştır. Omni Pro I’ mRT yazılımı iki farklı doz dağılımının karşılaştırmasını yapabilmek için iki doz dağılımının hesaplama parametrelerinin eşitlenmesini gerektirir. Bu nedenle öncelikle planlamadan gelen doz dağılımının hesaplama grid değeri 1 mm’ye çevrilmiştir. 2D-Array sisteminin içerisinde bulunan iyon odalarının aralarındaki mesafenin 7.62 mm olması nedeni ile sistemden ışınlama sonucunda elde edilen doz dağılımının da hesaplama çözünürlüğü 1 mm’ye çevrilmiş, daha sonra her iki doz dağılımı da merkezi eksen dozuna normalize edilerek karşılaştırmalar yapılmıştır. Karşılaştırmalar sırasında  $\gamma$ -indeks değerlendirmesi kriteri kullanılmıştır. Elde edilen sonuçlar Tablo 11’de gösterilmektedir. Ayrıca Plan 1’e ait üç farklı dedektör ölçümlerinde elde edilen doz dağılımlarının 2D-Array sonuçları Şekil 65, 66 ve 67’de gösterilmiştir.

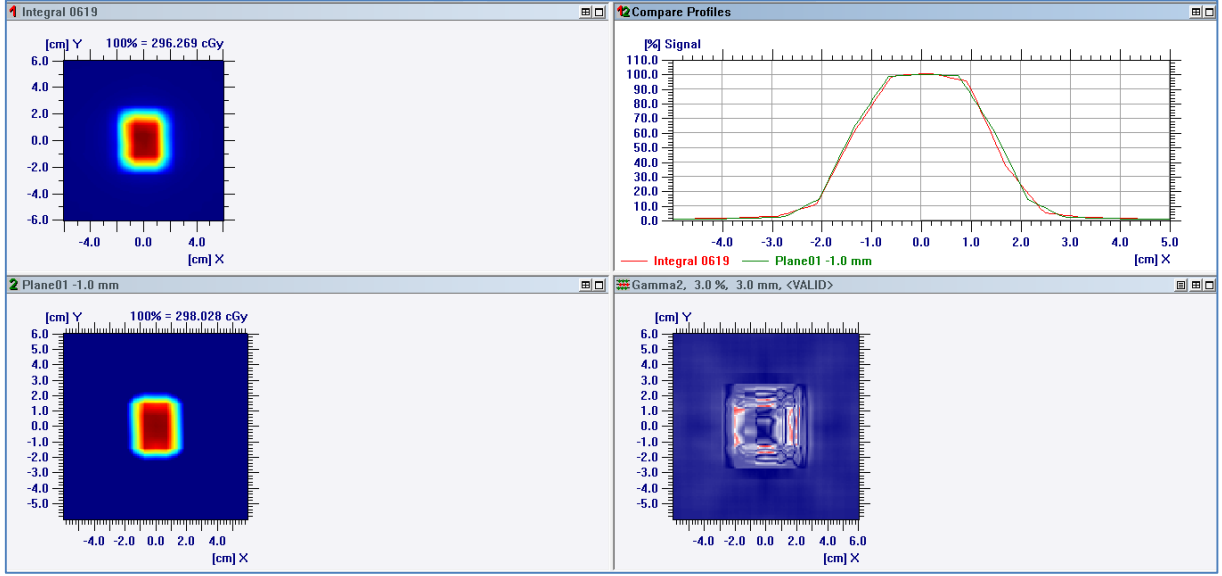
**Tablo 11. 2D-Array cihazında kalite kontrolü yapılan tüm IMRT planlarının  $\gamma$ -indeks değerlendirme sonuçları**

Plan No	FC65-G		CC13		CC04	
	2 mm/%2	3 mm/%3	2 mm/%2	3 mm/%3	2 mm/%2	3 mm/%3
1	96.43	99.39	96.09	98.95	95.25	98.53
2	95.49	99.66	95.41	99.02	94.97	99.09
3	95.74	99.24	96.07	98.71	95.46	98.89
4	95.99	99.30	95.75	98.74	95.36	98.78
5	96.01	98.71	96.00	99.27	95.92	99.41
6	95.28	99.47	95.91	99.05	95.62	99.07
7	96.37	99.29	96.11	98.78	95.25	98.65
8	95.87	99.54	96.30	99.40	95.96	99.18
9	95.74	99.43	95.95	99.02	95.79	99.08

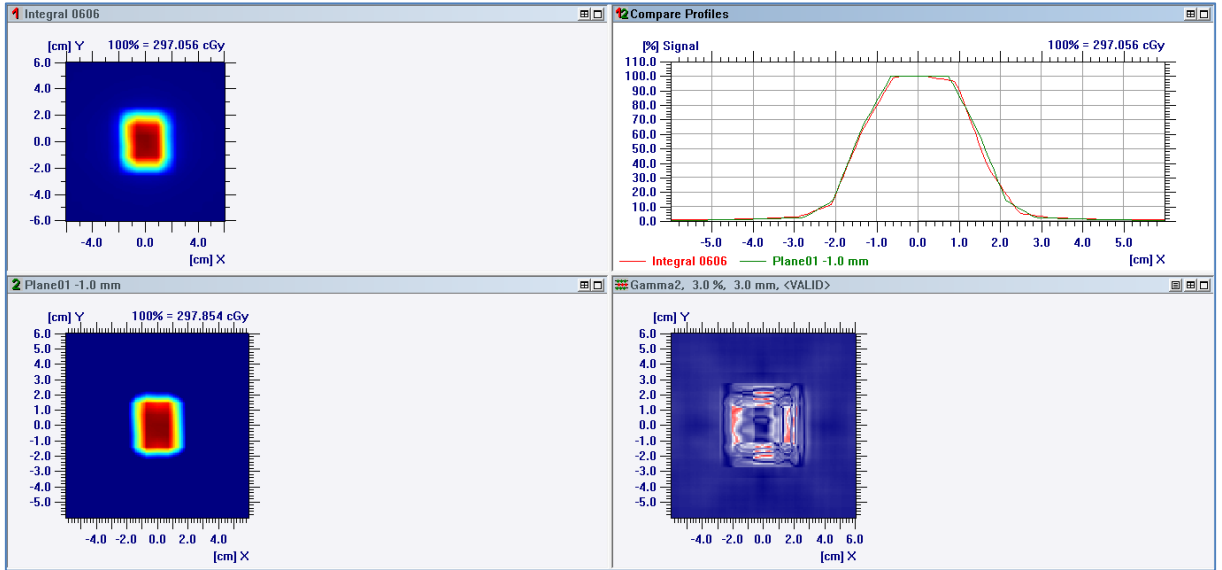
Tabloda verilen değerler incelendiğinde hem 2 mm/%2 hem de 3 mm/%3 kriterine göre tüm planların %95 ve üzerinde değerlendirme sonucu verdiği, başka bir deyişle tüm iyon odaları ile yapılan  $\gamma$ -indeks değerlendirmesine göre her bir planın kabul kriterleri içinde olduğu görülmektedir. Beklenildiği gibi kabul kriteri değerinin 2 mm/%2'den 3 mm/%3'e çıkarılmasıyla  $\gamma$ -indeks değerinin arttığı görülmektedir.



**Şekil 65. FC65 -G iyon odası ile yapılan Plan 1'e ait akı haritası karşılaştırması**



Şekil 66. CC13 iyon odası ile yapılan Plan 1'e ait akı haritası karşılaştırması



Şekil 67. CC04 iyon odası ile yapılan Plan 1'e ait akı haritası karşılaştırması

## TARTIŞMA

Radyoterapide doz dağılımlarının TPS’de doğru bir şekilde hesaplatılabilmesi için cihazın kabul işlemleri sırasında yapılan ölçümlerde uygun dozimetrik sistemlerin kullanılması gereklidir. Günümüzde IMRT, IGRT, Tomoterapi, SRS gibi gelişmiş ışın tedavilerinde, doz dağılımlarının hesaplatılabilmesi için TPS’ye girilecek dozimetrik parametre ölçümleri kritik bir öneme sahiptir. Bu gibi ileri tekniklerde tedavi güvenirliliği, dozimetrik parametrelerin doğru olarak ölçülmesinin yanında TPS’ye uygun olarak yüklenmesine ve gerekli kalite kontrolünün yapılmasına bağlıdır. Çalışmamızda farklı hacimlere sahip iyon odaları yanında diyot dedektör kullanılarak küçük alanlar için %DD, profil ve RDF ölçümleri alınmış, elde edilen değerler TPS’ye yüklenmiş, her iyon odasına özgü hesaplama modeli oluşturulmuştur. Küçük alt alanlara sahip farklı IMRT planları her modaliteye göre TPS’de hesaplatılmış ve linak cihazında ışınlanarak kalite kontrolleri yapılmıştır. Böylece farklı dedektörlerden elde edilen doz dağılımlarının, küçük alt alanlara sahip IMRT planlarına olan etkisi araştırılmıştır.

### DERİN DOZ ÖLÇÜMLERİ

Çalışmamızda 6 MV foton ışını için FC65-G, CC13, CC04, PPC40 iyon odaları ve diyot olmak üzere beş farklı dedektör ile %DD ölçümleri alınmıştır. 5x5 ve 10x10 cm alanda tüm dedektörler için %DD değerleri değişiminin tüm derinliklerde %1 içinde kaldığı gözlenmiştir (Şekil 43 ve 44). 5x5 cm’den küçük alanlarda en geniş hacme sahip FC65-G iyon odası doz değerlerinin derinlikle birlikte diğer detektörlere göre belirgin olarak arttığı gözlenmiştir. Örneğin 1x1 cm alan için 10 ve 20 cm derinliklerde %DD değeri CC04 iyon odası için %59.5 ve %32.5, CC13 için %60.5 ve %33.2, PPC-40 için %59.5 ve %32.1, diyot

için %58.6 ve %31.6 olurken, bu değer FC65-G iyon odası için %63.4 ve %35 olarak bulunmuştur (Şekil 41). Yine benzer şekilde 2x2 cm alan için bu değerler sırasıyla CC04 iyon odası için %60.6 ve %33.1, CC13 için %60.6 ve %33.2, PPC40 için %61.1 ve %33.6, diyet için %60.9 ve %33.4 olurken, FC65-G iyon odası için %64.4 ve %36.9 olarak bulunmuştur (Şekil 42).

Tüm dedektörler için %DD değerleri  $d_{maks}$  noktasına normalize edilmiştir.  $d_{maks}$  değerleri aynı alan büyüklüğü ve farklı dedektörler arasında incelendiğinde, tüm alan boyutlarında en büyük  $d_{maks}$  değerlerini yine FC65-G iyon odasının verdiği görülmektedir. Özellikle küçük alanlarda çok daha fazla olan bu fark %DD eğrisinde normalizasyon noktasından ( $d_{maks}$ ) sonra rölatif doz değerlerinin diğer iyon odalarına göre yüksek kalmasına neden olmuştur. Bu durum FC65-G iyon odasının diğer dedektörlere göre geniş hacme (23.1 mm uzunluk, 3.1 mm yarıçap) ve dolayısıyla düşük çözünürlüğe sahip olmasından kaynaklanmaktadır. Tüm dedektörler arasında aynı alan büyüklüğü için en küçük  $d_{maks}$  değerini ise CC04 (3.6 mm uzunluk, 2 mm yarıçap) iyon odası vermiştir. FC65-G ve CC04 iyon odaları arasındaki bu belirgin fark  $d_{maks}$  değerlerine de yansımıştır.

Her bir dedektör için elde edilen  $d_{maks}$  değerlerinin alan boyutu ile olan değişimi incelendiğinde, 3x3 cm alana kadar tüm dedektörlerde  $d_{maks}$  derinliğinin alan genişliği ile belirgin olarak arttığı, daha büyük alanlarda ise düşme eğiliminde olduğu görülmüştür (Tablo 2). Küçük alanlardaki  $d_{maks}$  noktasındaki artışın fantom saçılmasından kaynaklandığı, alan büyüdükçe düzleştirici filtre, kolimatör çeneleri ve havadan saçılan elektronların kontaminasyonu ile  $d_{maks}$  derinliğinin azaldığı yapılan çalışmalar ile gösterilmiştir (60).

## PROFİL ÖLÇÜMLERİ

Tüm dedektörler için  $d_{maks}$ , 5, 10 ve 20 cm derinlikte profil ölçümleri alınarak 5 ile 10 cm derinlikteki penumbra değerleri Tablo 3 ve 4'te verilmiştir. Hem X(MLC) hem de Y(jaw) profilleri incelendiğinde tüm alan büyüklükleri ve derinlikler için Y(jaw) penumbra değerlerinin X(MLC) penumbralara göre daha dar olduğu, bir başka deyişle Y(jaw) yönünün daha dar penumbraya sahip olduğu görülmektedir. Derinliğe bağlı olarak her iki yönde de beklenildiği gibi penumbra genişlikleri artmış, X(MLC) ve Y(jaw) profilleri arasındaki farklılık derinlik arttıkça daha belirgin hale gelmiştir. Ayrıca alan büyüdükçe yine her iki yönde de tüm derinliklerde penumbra genişlikleri artmıştır. X(MLC) yönü ile Y(jaw) arasındaki bu belirgin farklılık linak cihazının kolimatör yapısından kaynaklanmaktadır. Cihazda X yönünde bulunan MLC'ler 37.3 cm uzaklıkta ve MLC'ler ile birlikte hareket eden backup jawlar ise MLC'nin hemen altında ve 42.6 cm'de bulunmaktadır. Y yönünde bulunan

jawların alt uçları ise kaynaktan 50.9 cm uzaklıktadır (Şekil 4). Linak için kolimatörlerin noktasal kabul edilen kaynağa olan uzaklığı geometrik penumbrayı etkileyen en önemli parametredir. Jaw'ın veya MLC'nin kaynağa uzak olması veya bir başka deyişle hastaya yakın olması, geometrik penumbranın azalmasına neden olur. Bu nedenle tüm alan büyüklükleri için, kaynağa daha yakın olan X yönündeki MLC ve backup kolimatörden elde edilen penumbra değerleri, kaynağa daha uzak olan Y(jaw) yönündeki penumbra değerlerinden daha geniş bulunmuştur.

Huq ve ark. Varian, Siemens ve Elekta marka cihazların kolimatör yapılarının farklılıklarını karşılaştırmak amacı ile MLC yönünde %20-%80 penumbra değerlerini, MLC'lerin geçirgenlik ve sızıntılarını (tongue ve groove özelliklerini) ölçmüştür. Kolimatörün X ışını kaynağına olan uzaklığının penumbra değerinde önemli rol oynadığını, bu nedenle MLC uçlarının yuvarlak olmasına karşın diğer cihazlara göre kaynağa en uzak mesafede MLC yerleşimi bulunan Varian marka cihazda en düşük penumbra değerinin elde edildiğini belirtmişlerdir. En geniş penumbra değerini ise MLC'lerinin kaynağa en yakın konumda bulunan cihaz olması nedeni ile Elekta marka cihazda elde etmişlerdir. Her üç cihazda da penumbra değerleri  $d_{maks}$  derinliğinde ölçülmüştür. Çalışmamızda  $d_{maks}$  derinliğinde ölçülen penumbra değerleri literatür ile uyumlu bulunmuştur (8).

Her dedektör için ölçülen penumbra değerleri incelendiğinde, tüm alanlarda 5 ve 10 cm derinlikte en geniş penumbra değerini hem X(MLC) hem de Y(jaw) yönünde PPC40 paralel plate iyon odası vermiştir (Tablo 3 ve 4, Şekil 45-50). PPC40 dedektör hacminin 0.4 cc olmasına karşın, silindirik iyon odalarından farklı olarak ışın yönüne dik konumdaki aktif alan çapı en geniş (16 mm) olan dedektördür ve doz değişiminin hızlı olduğu yüksek gradiyentli bölgede en geniş penumbra değerini vermiştir. PPC40'dan sonra diğer dedektörler arasında ise hacmi en yüksek olan FC65G silindirik iyon odası (0.65 cc) tüm alan büyüklüklerinde en geniş penumbra değerini vermiştir. Aynı alan büyüklükleri için penumbra değerleri yüksek değerden düşük değere doğru sıralandığında grafiklerde net olarak görüldüğü gibi CC13, diyot ve CC04 dedektörlerinden elde edilmiştir (Şekil 51-55). Tüm dedektörler arasındaki bu belirgin farklılık, dedektörün kısmi volüm etkisi (volume-averaging effect) nedeniyle meydana gelmektedir. Eğer geniş hacme ve dolayısıyla düşük çözünürlüğe sahip bir iyon odası ile ölçüm yapılırsa, CPE kaybının meydana geldiği küçük alanlarda okunan doz, beklenenin altında olur. Bu nedenle dozun hızla düştüğü bölge (penumbra) genişler.

Profil ölçümlerinde eğri her zaman ölçüm derinliğindeki merkezi eksen doz değerine normalize edilir. Dolayısıyla bu noktadaki ölçümün doğruluğu profili doğrudan etkiler. 1x1 cm gibi küçük bir alan için elde edilen profilde, daha geniş alanlarda belirginleşen merkezi



uniform doz bölgesi (plato) oluşmaz. Şekil 57’de görüldüğü gibi dar bir tepe noktası olan 1x1 cm alan profilinin merkezden her iki yöne doğru alan içinde kalan doz değişim bölgesi (%80-%50) neredeyse alan büyüklüğüne yakındır. Bu gibi küçük alanlarda dedektörün aktif hacmi boyunca doz homojenliğinin sağlanabilmesi için, dedektör hacminin oldukça küçük olması gerekir. Dedektörler arasında en geniş hacme sahip FC65G iyon odası ile ölçülen profillerde en geniş penumbra değerlerinin bulunmasının bir diğer nedeni de, dedektörün geniş aktif hacmi nedeniyle 1x1 cm gibi küçük alanlarda kaynağı tamamen görmemesidir. Dolayısıyla her derinlikte ölçülen merkezi eksen doz değeri diğer dedektörlere göre daha düşük bulunmuştur. Normalizasyonun yapıldığı bu noktanın düşük olması da FC65G iyon odası ile elde edilmiş bir profilde, diğer dedektörlere göre profilin omuz bölgesinde (%80-50) beklenenden daha düşük (under-reponse), düşük doz bölgesi (%50-20) ise daha yüksek doz (over-response) oluşmasına neden olur. Sonuç olarak da elde edilen penumbra genişliği artmış olarak bulunur (61).

İyon odalarının aktif hacmini silindirin yarıçapı ve uzunluğu belirlemektedir ve hacim dedektörün çözünürlüğünü etkileyen en önemli parametrelerdir. Çalışmamızda kullanılan diğer CC04 (3.6 mm uzunluk, 2 mm yarıçap), CC13 (5.8 mm uzunluk, 3 mm yarıçap) ve FC65-G (23.1 mm uzunluk, 3.1 mm yarıçap) dedektörler ile karşılaştırıldığında, diyot dedektör 1 mm aktif alan yarıçap değeri ile en yüksek çözünürlüğe sahip olan dedektördür. 1x1 cm gibi oldukça küçük alan profillerinde doz kısa mesafelerde hızla düşer. Diyot dedektörün CC04 iyon odasına göre daha yüksek çözünürlüğe sahip olmasına karşın, çalışmamızda farklı derinlik ve alan büyüklüklerinin çoğunda her iki dedektörden elde edilen penumbra değerleri birbirine yakın bulunmuştur. Bu nedenle küçük alanların profil ölçümlerinde CC04 iyon odası ve diyot dedektörden elde edilen penumbra değerlerinin diğer dedektörlere göre daha doğru olduğu sonucuna varılmıştır.

Dawson ve ark. özel olarak imal edilmiş, çapı 0.3, 0.5, 0.7, 1.0, ve 1.2 cm arasında değişebilen bir silindirik iyon odası ile 10x10 cm alanda, farklı derinliklerde %20-%80 ve %10-%90 penumbra genişliklerini 6 MV enerji için ölçmüşler, iyon odasının aktif volüm çapı arttıkça elde edilen penumbra genişliklerinin arttığını bildirmişleridir (62).

Low ve ark. ise 6 ve 18 MV enerjide IMRT alanlarını oluşturan uzunluğu 14 cm, genişliği ise 0.6, 1.0, 2.0 ve 4.0 cm olmak üzere değişen alanlar için hacimleri 0.009 cc (mikro), 0.125 cc ve 0.65 cc (Farmer) olmak üzere üç farklı silindirik iyon odasının ölçümlere olan etkisini araştırmışlardır. Buldukları sonuçlarda mikro iyon odası en dar penumbra değerini verirken, Farmer tip iyon odası en geniş penumbra değeri vermiştir. Farmer tip iyon odası ile elde edilen penumbra değerleri diğer dedektörlerden olan farkını, 4 cm alan

genişliğinde dahi %10'un üzerinde bulmuşlardır. Profillerde alan iç kenarında beklenenin altında doz (under-reponse), dış kenarında ise beklenenden yüksek doz (over-response) oluşmasının sebebinin iyon odasının volüm etkisi olduğunu belirtmişlerdir (63).

Wolfram ve ark. 6 ve 15 MV foton ışınında küçük alt alanlara sahip IMRT planlarında yaptıkları profil ölçümlerinde 0.6 cc Farmer tip ile 0.015 cc Pinpoint iyon odası ve film dozimetri sonuçlarını karşılaştırmış, özellikle düşük çözünürlüğe sahip Farmer tip iyon odasının penumbra değerlerinde, film dozimetri sonuçlarına göre %10'un üzerinde fark bulmuşlardır. Buna karşın Pinpoint iyon odası ile elde edilen sonuçların film dozimetri ile farkının %2'nin içinde kaldığını göstermişlerdir. Ayrıca IMRT planlarında farklı dedektörler ile absolut doz ölçümü yapmışlar yine benzer şekilde diğer dedektörlere göre Farmer tip iyon odası ile %6'nın üzerinde farklı sonuçlar bulmuşlardır (64).

Radyoterapide Stereotaktik tedavilerin (SRS, SBRT) sıklıkla kullanılmaya başlanması ile alan boyutları mm'ler ile ifade edilmeye başlanmıştır. Küçük alan dozimetrisi ifadesi genellikle 3x3 cm alan ve altındaki tedavi alanları olarak tarif edilmekle birlikte, linak kafasına monte edilebilen tedavi konüsleri veya mMLC'ler ile alan boyutları 5 mm veya altında olabilmektedir. Alan boyutlarının son derece küçük olduğu bu gibi tedavilerde dozimetrik ölçümler daha da zorlaşmakta, dedektör seçimi, dedektörün materyali, enerji, doz, doz hızı bağımlılığı ve ölçüm sırasında dedektör konumu gibi birçok parametre önemli hale gelmektedir (2). Çalışmamızda kullanılan linak cihazının MLC genişliklerinin SSD=100 cm'de 1 cm olması nedeniyle, dedektörler ile yapılan ölçümlerde ve IMRT planlarında en küçük alan boyutu 1x1 cm olarak alınmıştır. Cihazımızda mMLC olmaması nedeniyle SRS veya SBRT tedavileri uygulanmamaktadır. Dolayısıyla çalışmamıza daha küçük alanları dahil edilmemiştir. Son yıllarda artan SRS veya SBRT tedavilerinde söz konusu küçük alanlar birçok araştırmacı tarafından araştırılmış, farklı dedektörlerin küçük alan dozimetrisinde cevapları literatürde yayınlanmıştır. Ayrıca birçok çalışmacı tarafından, bulunan ölçüm sonuçlarının Monte Carlo hesaplamaları ile karşılaştırılması dozimetrik doğruluk açısından tavsiye edilmektedir (2,39,65).

Bu çalışmalardan birisi Pappas ve ark.'nın 6 mm çapında stereotaktik 6 MV foton ışını için yaptıkları profil ölçümleridir. Dedektör çapının X(MLC) yönünde penumbra ölçümlerine olan etkisini araştırmak için Pinpoint (0,015 cc) iyon odası ve farklı çaplarda (0.5, 1.5, 2.5, 3.5, 4.5, 5.5 ve 7.5 mm) polimer jel dozimetrisi kullanmışlardır. Ayrıca dedektör volüm çapına bağlı penumbra değerlerinden ekstrapolasyon yöntemi ile sıfır dedektör çapı için (dedektör yokluğunda) olabilecek penumbra değerlerini hesaplamışlardır. Çalışmalarında büyük dedektör çapı için diğerlerine göre daha geniş penumbra ölçülmüş ve bu sonucun

dedektörün hacim etkisi nedeni ile meydana geldiği belirtilmiştir. Ayrıca oldukça küçük alanlarda yaptıkları ölçümlerde sadece küçük volümlü dedektörün yeterli olmadığı, aynı zamanda doku eşdeğeri bir dedektör kullanılması gerektiği sonucuna varmışlardır (47).

Ding ve ark. ise 3 mm lif genişliğine sahip mMLC ile oluşturulan 6x6 ile 100x100 mm alan boyutlarında, 6 ve 10 MV foton için farklı aktif çaplara sahip iki diyot dedektör (0.6 ve 2 mm) ve iki silindirik iyon odası (2 ve 4 mm) kullanarak %DD, profil ve saçılma faktörlerini ( $S_{c,p}$ ) ölçmüşler, sonuçlarını Monte Carlo hesaplamaları ile karşılaştırmışlardır. Aldıkları %DD'lerde dedektör çapı ile bağıntılı ciddi bir fark bulunmamış, ancak penumbra ölçümlerinde Monte Carlo hesaplamaları ile en uyumlu sonuçları küçük çaplı (0.6 mm) diyot vermiştir. Yine küçük alan dozimetrisi için uygun olan küçük çaplı (2 mm) iyon odası ise, aynı aktif çapa sahip diyot dedektöre ve beklendiği gibi daha büyük aktif çapa sahip diğer iyon odasına göre daha dar bir penumbra vermiştir. Buna rağmen 0.6 mm çaplı diyot dedektör ile 2 mm çaplı iyon odası arasında penumbralarda ortaya çıkan farkın (her iki dedektörün de küçük alan dozimetrisi için dizayn edildiği düşünüldüğünde) dedektör aktif çapının büyüklüğüne bağlı bir durum olduğunu bildirmişlerdir. Özellikle mm'ler ile ifade edilen oldukça küçük alanlara sahip stereotaktik tedavi alanları için yapılacak ölçümlerde, küçük aktif çaplara sahip dedektörlerin kullanılmasının gerektiğini ve bununla birlikte dedektör materyalinin de ölçüm sonuçlarında etkili olduğunu belirtmişlerdir. (39).

Scott ve ark. büyük alan verilerine dayanan bir Monte Carlo modeli kullanarak küçük alan dozimetrik verilerini hesaplamışlar ve buldukları sonuçları küçük alan dedektör ölçümleri ile karşılaştırmışlardır. Çapları 2-4 mm arasında değişen beş farklı dedektör ile X-OMAT film kullanarak 0.5-40 cm alan büyüklüklerinde 15 MV için profil, derin doz ve output ölçümleri almışlar, en geniş penumbra değerini 4 mm çaplı dedektör ile aldıkları ölçümlerde bulmuşlardır. Monte Carlo ile uyumlu olan penumbra değerleri ise 2 mm çaplı diyotlar ile elde edilmiştir. Ayrıca derin doz ölçümlerinde derinlik arttıkça en geniş (4 mm) çaplı dedektör, 2 mm çaplı dedektöre göre daha yüksek ölçüm vermiştir. 15 cm derinlikte bu değerler 2x2 cm alanda %1, 1.5x1.5 cm alanda %2, 0.5x0.5 cm alanda ise %13 ile en yüksek farklılık oluşmuştur. Derinlik arttıkça ışın diverjansından dolayı iyon odasının aktif hacminin tamamının yüksek doz bölgesi içinde kalması bunun nedeni olarak gösterilmiştir (66). Çalışmamızda da benzer olarak Şekil 41 ve 42'de de görüldüğü gibi 1x1 ve 2x2 cm gibi küçük alanlarda en geniş hacimli silindirik iyon odası FC65-G derinlik arttıkça diğer dedektörlere göre daha yüksek doz değerleri vermiştir.

TPS'de alan boyutu kolimatör açıklığına göre belirlenir. Ancak küçük alanlarda kolimatör açıklığı ile tanımlanan alanla, dozimetrik ölçümler (FWHM) ile elde edilen alan

arasında fark olabilir. Bu durum TPS'nin özellikle küçük alanlar için kullanıma hazır hale getirilmesi sırasında dikkat edilmesi gereken önemli bir sorundur. Tablo 5'te X(MLC) yönünde 10 cm derinlikte tüm alanlara ait profillerin alan kenarındaki %80 ve %20'lik hatlarının merkeze olan mesafeleri ve %50'lik hattın oluşturduğu FWHM genişlikleri verilmektedir. Tablo incelendiğinde birbiri ile aynı olması gereken bu mesafelerin her dedektör ölçümünde farklı olduğu ve aralarındaki farkın alan küçüldükçe belirgin hale geldiği görülmektedir. Örnek olarak Şekil 58'de 1x1 cm alanın 10 cm derinlikteki X(MLC) yönünde tüm dedektörler ile ölçülen profillerin %50 doz değerlerinin FWHM ile farkları gösterilmiştir. 10 cm derinlikte diverjans ile oluşan alan büyüklüğü 11 mm (1.1 cm) iken PPC40 ile bu değer 13.4, FC65-G ile 12.2, CC13 ile 11.9, CC04 ile 11.6 ve diyot dedektör ile 11.3 mm olarak ölçülmüştür. Bu farklılık 2x2 ve 3x3 cm alanlar için de benzer olarak görülmekle birlikte özellikle 4x4 cm ve üzerindeki alanlarda farklar gittikçe azalmaktadır. PPC40 iyon odası 1x1 cm alanda 2.4 mm ile en büyük farkı verirken 10x10 cm alanda bu fark 0.5 mm'ye, FC65-G iyon odası 1x1 cm alanda 1.2 mm fark verirken 10x10 cm alanda bu fark 0.7 mm'ye düşmektedir. Küçük alanda en yakın sonucu veren diyot dedektör için ise bu farklar 1x1 cm alanda 0.3 mm olurken 10x10 cm alanda da 0.1 mm bulunmuştur. Ölçüm dedektörlerinin farklı hacimlerde olması, penumbra değerlerinin ve sonucunda da elde edilen alan büyüklüklerinin (FWHM) farklı olmasına neden olmuştur. Bu gibi nedenlerden dolayı araştırmacılar gerçek penumbra değerlerini elde edebilmek için dedektör boyutuna karşılık gelen ölçümlerin ekstrapolasyonu yöntemini geliştirmişlerdir. Bu yöntem ile dedektör çapının sıfır olduğu sanal durumda (virtual - zero detector volume) yani dedektör yokluğunda, penumbra değerlerini sanal olarak hesaplamışlardır. Laub ve ark. yaptıkları çalışmada yüksek çözünürlüğe sahip olmayan ve rölatif doz ölçümleri için dizayn edilmemiş dedektörlerden elde edilen penumbra değerleri ile ekstrapolasyon yöntemi kullanılarak gerçek penumbra değerinin elde edilebileceğini belirtmişlerdir (64). Benzer şekilde çalışmamızda 1x1 ve 10x10 cm alanlarda gerçek penumbra değerine ulaşabilmek için üç farklı silindirik iyon odası (CC04, CC13 ve FC65-G) için X(MLC) yönünde 10 cm derinlikteki penumbra değerleri kullanılarak, ekstrapolasyon yöntemi ile sıfır dedektör çapına karşılık gelen penumbra değerleri elde edildi (Şekil 59 ve 60). Bu sonuçlara göre X(MLC) yönünde penumbra değeri 1x1 cm alan için 3.2 mm (3.214 mm), 10x10 cm alan için ise 5.3 mm (5.2793 mm) olarak bulunmuştur. Bu değerlere en yakın sonucu 1x1 ve 10x10 cm alan boyutlarında sırası ile 4.7 ve 6.7 mm olmak üzere diyot dedektör, sonrasında 4.8 ve 7.2 mm ile en küçük çaplı CC04 iyon odası vermiştir. Bu durumda 1x1 ve 10x10 cm alan boyutları için elde edilen gerçek penumbra değerlerinden fark sırasıyla diyot dedektör ile 0.6 ve 0.8 mm, CC04 ile 0.7 ve 1.3

mm, CC13 dedektör ile 1.6 ve 1.9 mm ve FC65-G ile ise 1.5 ve 2.6 mm olarak bulunmuştur. Tüm dedektörler aktif volüm çaplarına göre sınıflandırıldığında, diyot (2 mm), CC04 (4 mm), CC13 (6 mm) ve FC65-G (6,2 mm) olmak üzere yine aynı sıralama elde edilmektedir. Görüldüğü gibi 1x1 cm alan profil ölçümlerinde diyot dedektör 1 mm'nin altında fark ile gerçeğe en yakın sonucu vermektedir. CC04 ve CC13 iyon odaları ile bu fark 2 mm'ye yaklaşmaktadır. Sonuç olarak küçük alan penumbra ölçümleri için diyot dedektörün daha uygun olduğu bulunmuştur.

Yukarıda söz edilen Pappas ve ark.'nın çalışmasında dedektör çapına karşılık gelen değerlerden ekstrapolasyon yöntemi ile sıfır dedektör çapı için olabilecek penumbra değerleri hesaplanmıştır. 1.5 mm'nin altındaki jel dedektör çaplarında ekstrapolasyon yöntemi ile elde edilen lineer eğrinin güvenilir olmadığını, bu nedenle yöntemin 1.5 mm çap değerinin üzerindeki dedektörler için kullanılabileceğini göstermişlerdir (47).

Yuen ise 6 MV foton için yaptığı çalışmada diamond (DD/çap değeri 0,3 mm), pinpoint (PP/2 mm) ve 0,125 cc iyon odası (IC/5,5 mm) dedektörlerini kullanarak profil ölçümleri almış, elde ettiği penumbra değerlerinden ekstrapolasyon yöntemi kullanarak sıfır dedektör çapına karşılık penumbra değerlerini bulmuştur. Elde ettiği sonuçlara göre 1x1 cm alan ve 10 cm derinlikte sıfır dedektör çapına karşılık gelen penumbra değeri ile en az farkı DD, en yüksek farkı ise IC dedektör vermiştir (45).

### **RÖLATİF DOZ FAKTÖRLERİ**

Çalışmamızda 6 MV foton için tüm dedektörler ile 10 cm derinlikte ölçülen RDF değerleri 10x10 cm alana normalize edilerek Tablo 6'da verilmiştir. Ölçülen RDF değerlerinin grafik olarak gösterildiği Şekil 61'de en geniş hacimli FC65-G (0.65 cc) iyon odasının, özellikle 4x4 cm alandan küçük alana doğru diğer dedektörlere göre artan farklılıkta sonuç verdiği görülmektedir. Şekil 62'de en küçük çaplı CC04 silindirik iyon odası referans alındığında, diğer iki silindirik ve bir paralel plate iyon odasının RDF farkları görülmektedir. En belirgin farklılığı 1x1 cm alanda %54,95 ile FC65-G iyon odası vermekte, aynı iyon odası ile bu farklar 2x2, 3x3, 4x4 ve 5x5 cm alanlar için sırasıyla %21.55, %3.88, %0.8 ve %0.5 olarak olmaktadır. PPC40 paralel plate iyon odası ile bu farklar yine sırasıyla %24.2, %3.2, %1.2, %0.6 ve %0.5 olurken, CC13 iyon odası için ise %10.1, %1.08, %0.9, %0.1 ve %0.3 olarak elde edilmiştir.

Açıkça görüldüğü üzere büyük alan boyutları için tüm iyon odaları benzer doz sonuçları veririrken, özellikle 4x4 cm altındaki alanlar için geniş hacimli iyon odaları ciddi doz düşüşleri göstermiştir. İyon odasının aldığı doz cevabındaki bu belirgin düşüşün nedeni, oda aktif

hacminin büyük olmasına bağlı olarak meydana gelen elektron akısındaki bozulmadır. Böylece, elektron akısındaki azalma iyon odası volümü içindeki iyonizasyonun azalmasına, dolayısıyla daha düşük doz cevabına neden olur. Küçük alanlar için geniş hacimli iyon odaları ile elde edilen RDF değerlerindeki bu düşüşün nedeni, alan açıklığı boyunca büyük hacimli dedektör tarafından ışın kaynağının tamamının görülmemesinin yanında ışınlanan ortamdaki ikincil elektron lateral menzilin ışın alanının yarısından daha büyük (uzun) hale gelmesi ve böylece alan kenarında daha fazla CPE kaybı oluşmasıdır. Küçük alanlarda CPE'nin tam olarak oluşmaması dozun doğru olarak ölçülmesinde dedektör hacmine direk olarak bağlı hatalara neden olur (64,65).

Bu durum birçok araştırmaya konu olmuş ve dedektör çapına karşılık gelen RDF değerleri yayınlarda bildirilmiştir. Daha önce profil ölçümlerinde tartıştığımız Ding ve ark.'nın çalışmasında 6 ve 10 MV foton ışınında CC01 (aktif çapı 2 mm) ve CC04 (4 mm) iyon odaları ve iki farklı diyot dedektör (SFD 0,6 mm ve PFD 2 mm) ile 6x6 ve 98x98 mm alan boyutlarında RDF ölçümleri alınmış, sonuçları Monte Carlo hesaplamaları ile karşılaştırılmıştır. Stereotaktik alanlarda dedektörler arasındaki en düşük değer %15 fark ile (çalışmada en geniş hacimli olan) CC04 iyon odası ile bulunmuştur. Çalışmalarında özellikle stereotaktik alanlarda ölçüm yapılırken dedektör aktif volüm çapının en önemli faktör olduğu gösterilmiştir. Bunun nedeni olarak aynı alan için 2 mm çaplı iyon odasında oluşan ortalama sinyalin, 4 mm çaplı iyon odasında oluşandan daha yüksek olduğu belirtilmektedir. Aynı zamanda diyot dedektör materyalinin koruyucu bir tabaka (shield layer) ile kaplı olup olmamasının ölçüm sonuçları açısından önemli olduğunu belirtmişlerdir. Monte Carlo hesaplamaları ile en uyumlu sonucu 2 mm çaplı CC01 iyon odası vermiştir (39).

Cheng ve ark. 6 MV foton ışınında 1x1 ile 10x10 cm alan boyutlarında microdiyot (SFD, 0.2 mm), Exradin A14 (0.009 cc), PTW Pinpoint (0.015 cc), PTW Diamond (0.004 mm<sup>3</sup>), PTW 0.125 cc ve PTW 0.6 cc olmak üzere altı farklı dedektör ile RDF ölçümleri almış ve sonuçları Monte Carlo hesaplamaları ile karşılaştırmışlardır. 2x2'den 10x10 cm alana kadar RDF değerlerinde SFD, Pinpoint ve A14 gibi küçük hacimli dedektörler arasındaki fark %1 içinde kalırken, 1x1 alanda ise bu fark %2.5'a kadar çıkmıştır. En geniş hacme sahip 0,6 cc iyon odası 3x3 cm alan ve üzerinde diğer dedektörler ile yakın sonuç verirken, bu alanın altında fark artmaktadır. 0.125 cc iyon odası için ise diğer küçük çaplı dedektörler ile farklar 1x1 alan dışında %4 içinde kalırken, 1x1 alan için %10'a çıkmaktadır. (49).

Chen ve ark. 4, 6 ve 8 MV foton ışınları için 1x1 alandan 10x10 cm alana kadar 0.65, 0.13 ve 0.01 cc aktif hacme sahip iyon odaları ile yaptıkları RDF ölçümlerinde 3x3 cm ve üzerindeki alan boyutlarında fark değerini %0.8 olarak bulurken, daha küçük alanlarda fark

%64'e kadar çıkmaktadır. En geniş hacme sahip 0.65 cc iyon odası 1x1 cm alanda 4, 6, ve 8 MV'de sırasıyla diğer dedektörlerden %63.89, %58.81 ve %60 düşük doz değeri vermiştir. 0.13 cc iyon odası ise yine aynı enerji sıralamasıyla 0.01 cc iyon odasına göre %19.62, %14.47 ve %18.24 daha düşük doz değeri vermiştir. Ayrıca 0.01 cc iyon odası ile 8 MV enerjide 1x1 alanda yaptıkları ölçümde merkezi eksen konumlandırmasının 1 mm hatalı yapılması ile dozun %13.3 fark ettiğini bulmuşlardır. Lateral elektronik dengenin sağlanabilmesi için gerekli alan boyutunun enerjinin artmasıyla arttığını, bu nedenle küçük alan ölçümlerinde dedektör aktif hacminin ve şeklinin yanında enerji cevabı, yön bağımlılığı ve kararlılığının da göz önünde bulundurulması gerektiğini belirtmişlerdir. (67).

F. Sanchez ve ark., PTW tarafından geliştirilmiş "geniş alan paralel plate" (LAC), PinPoint, Semiflex, Farmer iyon odası, 2 adet katı hal dedektörü (p tipi diyot ve diamond dedektör) ve Kodak X-Omat V film kullanarak ölçüm yapmışlar, elde ettikleri sonuçları Monte Carlo hesaplamaları ile karşılaştırmışlardır. Çalışmada, RDF değerlerinde dedektör hacimlerinin önemli rol oynadığı görülmüştür. Monte Carlo ile en uyumlu sonucu en küçük hacme sahip diamond dedektör ve filmin verdiğini bildirmişlerdir. Çalışmada, RT'de rutin olarak kullanılan geniş hacimli iyon odalarının küçük alanlardaki absorbe dozu ölçmede çalışmamızda da gösterildiği gibi yetersiz kaldığını belirtmişlerdir. (65).

### **IMRT PLANLARI**

Tedavi planlama sistemlerinde IMRT planı oluşturma basamakları her bir sistemin özelliklerine bağlı olarak değişmekle birlikte, süreç genel olarak aynıdır. Belirli bir dozda ışınlanması istenen hedef volüme uygun gantri, kolimatör ve masa açılarının ve alanların belirlenmesinden sonra hedef volüm ve kritik organ dozlarının TPS'ye sisteme girilmesi, bu dozlara göre optimum doz dağılımının elde edilmesi (optimizasyon) ve segment oluşturulması gerekir. Çalışmamızda mümkün olan en fazla sayıda küçük segmente sahip IMRT planı elde edebilmek için hem alan sayısı (5-7-9) hem de segment açıklığı (1-3 cm) değiştirilerek farklı planlar oluşturulmuş, tüm planlar MU, segment sayısı ve 4x4 cm altındaki segment oranı açısından değerlendirilmiştir (Tablo 7,8 ve 9). Elde edilen planlarda beklenildiği gibi alan sayısı arttıkça segment sayısı artmış, MU değeri azalmıştır. Segment açıklığı açısından ise minimum açıklık değerinin artmasıyla (1-3 cm) MU değerinin ve segment sayısının azaldığı, alan boyutunun arttığı ve doğal olarak da 3x3 cm ve altındaki alan büyüklüğü oranının %50'den 0'a düştüğü görülmektedir. Bu durumda en fazla küçük segmente sahip planlar (5, 7 ve 9 alanlı planlar olmak üzere) minimum segment açıklığının 1 cm olarak alındığı en fazla segment sayısına sahip planlardır (Plan 1, 4 ve 7). Aynı parametrelere sahip tek bir IMRT

planı ele alındığında her iyon odası için TPS’de yapılan üç farklı modelde ayrı ayrı optimizasyon yapılmış, farklı şekil, boyut ve sayıda segmentler oluşmuştur. Buna rağmen MU değeri, segment sayısı ve küçük segment oranındaki artma veya azalma üç iyon odasına özel modellemede de benzer bulunmuştur. Tek bir plan üç farklı iyon odası modeli açısından değerlendirildiğinde ise örneğin 5 alan minimum segment açıklığı 1 cm için (Plan 1) FC65-G iyon odasından elde edilen model için toplam MU sayısı 543, CC13 için 495 ve CC04 için ise 493 olarak bulunmuştur. Minimum segment açıklığı 1 olan diğer 7 alan IMRT planı için (Plan 4) ise FC65-G için MU değeri 665, CC13 için 494, CC04 için ise 470 olduğu görülmektedir. Bir diğer örnek 9 alan minimum segment açıklığı yine 1 cm olmak üzere (Plan 7) FC65-G için MU değeri 600, CC13 için 480, CC04 için ise 479 olarak bulunmuştur. Neredeyse tüm planlar için CC13 ve CC04 dedektör modelleri birbirine yakın MU değerleri verirken, FC65-G dedektör modelinden elde edilen MU değerleri oldukça yüksek bulunmuştur. Plan 1 için FC65-G modelinde bu MU artışı CC13’den %9.7 CC04’den %10.1, Plan 4 için sırasıyla %34.6 ve %41.5, Plan 7 için ise %25 ve %25.3’dür. Minimum segment açıklığının 2 ve 3 cm olduğu planlar değerlendirildiğinde ise segment açıklığının artmasıyla MU farkının azaldığı, hatta segment açıklığının 3 cm olduğu tüm planlarda %1’in altına düştüğü görülmüştür. Tüm RT planlamaları için MU değeri RDF değeri ile ters orantılıdır. FC65-G iyon odasının RDF değerleri Şekil 61 ve 62’de görüldüğü üzere özellikle 1x1 cm alan için CC04 iyon odası değerinden %54,85 daha düşük bulunmuştur. Bu durum FC65-G dedektör modelinde diğer modellere göre daha yüksek MU değerlerinin oluşmasını açıklamaktadır. Ancak IMRT planları değerlendirildiğinde RDF değerlerindeki bu belirgin fark MU değerlerine daha düşük oranda yansımıştır. RDF değerlerinin açık alan ölçümü olması ve IMRT planlarının da birçok küçük alana sahip alt segmentlerden oluşması nedeniyle, RDF değerlerindeki azalma toplam MU değerlerine daha az yansımıştır. Plan 10, 11 ve 12 ise üç farklı modelin açık alanlarda karşılaştırılması için planlanmış, FC65-G modelinde 2x2 cm alanın MU değeri CC13’den %14.89, CC04’den ise %20.0 daha yüksek bulunmuştur. 5x5 cm alan için bu fark her iki model için %0.76 iken, 10x10 cm alan RDF değerlerinin referans alınması nedeni ile üç model arasında fark bulunmamaktadır. FC65-G iyon odasının 2x2 cm alanda RDF değeri CC13’den %10.1, CC04’den %21.5 daha düşük iken, 5x5 cm alanda RDF değerleri hemen hemen eşit bulunmuştur. Ölçüm yapılan alanların açık alan olması nedeni ile, planlamalardan elde edilen MU değerleri arasındaki farklılık ile RDF değerleri arasındaki farklılık benzerdir. En geniş hacme FC65-G iyon odasının diğer detektörlere göre daha düşük doz okuduğu, bu düşük RDF değerlerinin IMRT planları MU değerlerine belirgin şekilde yansıdığı çalışmamızda görülmüştür.



Çalışmamızda farklı dedektörler ile ölçülmüş gerçek RDF değerleri kullanılmıştır. Azimi ve ark. ise Varian 2300CD ve Elekta Synergy cihazları için 6 MV foton ışınında TPS'ye daha önce yüklenmiş RDF değerlerinden sadece 2x2 ve 3x3 cm alanlarını deneysel olarak  $\pm\%5$ ,  $\pm\%10$  ve  $\pm\%20$  değiştirmiş ve hatalı ölçüm sonuçlarının IMRT planlarına olabilecek etkilerini araştırmışlardır. Katı fantomda oluşturdukları 2 cm çapında ve 2 cm uzunluğunda bir hedef volümde minimum segment açıklığı 2 cm olacak şekilde 5 alanlı IMRT planını iki cihaz için TPS'de ayrı ayrı hesaplamış, bu planlarda fantom içerisine yerleştirilmiş 0,057 cc hacme sahip iyon odası ile absolut doz ölçümleri almışlardır. Elekta cihazı için RDF değerlerinin  $-\%5$ ,  $-\%10$  ve  $-\%20$  değişimi ölçüm sonuçlarına sırasıyla  $+\%0.8$ ,  $+\%3.6$  ve  $+\%8.7$  olarak, RDF değerlerinin  $+\%5$ ,  $+\%10$  ve  $+\%20$  değişimleri ise  $-\%2.9$ ,  $-\%5.4$  ve  $-\%8.3$  olarak yansımıştır. Varian cihazı için ise sonuçlar yine sırasıyla  $-\%0.1$ ,  $-\%0.2$  ve  $-\%0.1$  ile  $-\%0.5$ ,  $-\%0.4$  ve  $+\%0.1$  olarak bulunmuştur. TPS kabul işlemleri sırasında küçük alan dozimetri için doğru dedektör kullanılarak ölçüm yapılmasının gerektiği ve hatalı RDF ölçüm sonuçlarının özellikle küçük volümlerin ışınlandığı ve sonuçta IMRT planında küçük segmentlerin meydana geldiği tedavi planlarında belirgin doz farklılıkları yarattığını göstermişlerdir (68).

Çalışmamızda farklı hacimlerdeki iyon odalarına ait birbirinden oldukça farklı RDF değerlerinin IMRT planlarına olabilecek sonuçlarını görebilmek amacı ile, her bir planın absolut doz ölçümü en küçük hacimli nedeniyle referans olarak aldığımız CC04 iyon odası ile ölçülmüş ve sonuçlar Tablo 10'da verilmiştir. Şekil 64'te de görüldüğü üzere özellikle segment açıklık değerinin 1 cm olarak seçildiği en fazla küçük segmente sahip Plan 1, 4 ve 7'de TPS'de hedef volümde 200 cGy doz değerine karşılık FC65-G iyon odası ile modelleme sonucunda oluşan yüksek MU değerleri, sırasıyla  $\%4.3$ ,  $\%5.7$  ve  $\%6.2$  daha yüksek absolut doza neden olurken, CC13 modelinde bu değerler  $+\%1.5$ ,  $+\%1$  ve  $+\%1$ , CC04 modelinde ise bu iyon odasının referans dedektör olması nedeni ile beklenildiği gibi  $\%1$ 'in altında  $+\%0.5$ ,  $+\%0.5$  ve  $-\%0.5$  olarak bulunmuştur. CC13 iyon odası ile bulunan RDF değerleri CC04 iyon odasından 1x1 cm alanda  $\%10.1$ , 2x2 cm alanda  $\%1.08$  daha düşük bulunmuş olmasına rağmen, Plan 1, 4 ve 7'de dahi CC13 modeli MU değerleri CC04 modelinden çok farklı bulunmamıştır. Bu iyon odası ile yapılan modellemede sonucunda elde edilen planların ölçülen absolut doz farkları da ortalama benzer olarak  $\%1$ 'in içinde kalmaktadır. FC65-G iyon odası RDF değeri CC04 iyon odasına göre 1x1 ve 2x2 cm alan için sırasıyla  $-\%54.95$  ve  $-\%21.55$  gibi en farklı sonucu verirken, Plan 1, 4 ve 7 için elde edilen MU farkı sırasıyla  $+\%10.1$ ,  $+\%41.5$  ve  $+\%25.3$ 'dir. Buna karşılık bu farkların absolut doz değerlerine yansımaları ancak  $+\%4.3$ ,  $+\%5.7$  ve  $+\%6.2$  olarak bulunmuştur.

Wolfram ve ark. yukarıda bahsedilen profil ölçümlerine ilave olarak 18 MV foton ışınında beş eşit alana sahip prostat IMRT planında her bir tedavi alanında ayrı ayrı hem 0.6 cc Farmer tip hem de 0.015 cc Pinpoint iyon odası ile absolut doz ölçmüş, sonuçları TPS ile karşılaştırmışlardır. Ölçüm sonuçlarına göre beş farklı SMLC tedavi alanının tümünde pinpoint sonuçları %2 içinde kalırken, Farmer iyon odası bazı tedavi alanlarında yüksek, bazılarında ise düşük doz değeri olmak üzere %6 doz değişimi vermiştir. Bu nedenle geniş ölçüm volümüne sahip Farmer tip iyon odasının IMRT plan doğrulaması için uygun bir dedektör olmadığını belirtmişleridir (46).

Fraser ve ark. dinamik (DMLC) ve step and shoot (SMLC) olmak üzere 50 IMRT planı kalite kontrollerinde 0.015 (Pinpoint), 0.13 (IC10) ve 0.65 cc (Farmer) olmak üzere üç farklı hacme sahip iyon odası kullanarak absolut doz ölçümleri almış, sonuçları TPS'de hesaplanan değerler ve Monte Carlo hesaplamaları ile karşılaştırmışlardır. Geniş hacimli iyon odaları ile diğer detektörlere göre daha düşük doz okuduklarını ve en küçük hacme sahip PinPoint dedektörün en yüksek dozu vermesine karşın, merkezi elektrodunun çelik olması nedeni ile diğer detektörlere nazaran çok fazla doz değişimi gösterdiğini (sapmasının yüksek olduğunu) belirtmişlerdir. Bu nedenle küçük alt alanlar içeren IMRT tedavilerinde hem kullanılan dedektör hacminin hem de materyalinin önemli olduğunu belirtmişlerdir. (69). Çalışmamızda geniş hacimli iyon odaları ile elde edilen RDF değerleri daha küçük hacimli detektörlere göre daha düşük elde edilmiş ve bunun sonucu olarak da modelleme sonucunda SMLC alanlarında yüksek absolut doz değeri vermiştir.

Barnett ve ark. IMRT planlarının elektronik denge kaybının söz konusu olduğu küçük alt alanlardan meydana geldiğini ve bu alanlardaki ölçümlerde iyon odası volüm etkisinin hatalı sonuçlara neden olabileceğini belirtmişlerdir. Bir IMRT planında doz değişiminin homojen olduğu bölgeleri ve bu bölgelerde iyon odası cevabını araştırmak amacı ile A12 (0.651 cc), Pinpoint (0.015 cc), Diamond dedektör (0.17 mm<sup>3</sup>) ve EPID ile aldıkları absolut doz ölçümleri TPS ile karşılaştırmışlardır. Doz değişiminin hızlı olduğu bölgelerde dedektörlerin hacim etkisi nedeni ile ölçüm sonuçları arasında farkların açıldığı, en küçük hacme sahip Diamond dedektörün dahi bu bölgelerde farklı sonuç verdiğini bildirmişlerdir. IMRT planında doz değişiminin hızlı olmadığı bölgede uygun bir ölçüm noktası seçildiğinde, hem Diamond dedektör hem de EPID dozimetrimin uygun sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir. (70).

Leybovich ve ark., 3 farklı hacme sahip (0.6, 0.125 ve 0.009 cc) iyon odası kullanarak SMLC ve VMAT planında absolut doz ölçmüşlerdir. Ölçümlerinde elektrometre sızıntı akımını incelemiş ve bu etkinin ölçüm sonuçlarına ne ölçüde yansıdığını TPS hesapları ile

karşılaştırmışlardır. Hem SMLC hem de VMAT planında 0.6 cc geniş hacimli iyon odası ile yaptıkları ölçümlerin, elektrometre sızıntı akım düzeltmesi yapmadan TPS'de hesaplanan değerler ile farkını %0.3 olarak bulmuşlardır. Daha küçük volümlü 0.125 ve 0.009 cc iyon odası için ise her iki IMRT planında 0.125 cc iyon odası için bu farkı SMLC ve VMAT için sızıntı düzeltmesi yokken sırası ile %1.5 ve %2.6 bulurken, düzeltme faktörü hesaba katılarak bu farkın %0.5'in altına indiğini, 0.009 cc dedektör ile ise faktör yokken %7 ve %16, düzeltme faktörü ile %1.5'un altına çekildiğini bildirmişlerdir. Absolut doz ölçümlerinde noktasal doz tayini yapılmakta ve genelde iyon odasının merkezi yaptığımız ölçümlerde olduğu gibi eşmerkeze konumlandırılmaktadır. Ölçüm sırasında bazı segmentlerin küçük hacimli dedektörleri görmemesinin, bu dedektörlerin okuma değerlerinin daha büyük hacimlilere göre düşük kalmasına (düşük duyarlılık nedeni ile) neden olduğunu bildirmiş, büyük hacimli dedektörlerin her ne kadar segment içinde kalma koşulunu yerine getiremese de, diğer segmentlerden doza olan katkıyı daha fazla okuyarak (yüksek duyarlılık nedeni ile) elektrometre sızıntı akım düzeltmesi yapmadan TPS'ye yakın sonuç verdiğini belirtmişlerdir. Ayrıca SMLC tedavilerinin VMAT'a göre daha uzun süreli olması nedeni elektrometre sızıntı faktörü etkisinin daha yüksek olduğunu, bu nedenle de küçük hacimli dedektörlerle aldıkları ölçümlerin TPS ile daha büyük farklar verdiğini belirtmişlerdir. Küçük alan dozimetrisi için küçük volümlü iyon odasının kullanılması gerektiğini, ancak ilave olarak sızıntı akım düzeltmelerinin test edilerek hesaba katılması gerektiğini belirtilmiştir (71). Çalışmamızda tüm iyon odaları ile alınan absolut dozlardaki elektrometre sızıntı akım değerinin aynı şekilde ölçüme dahil olduğu düşünüldüğünden, elektrometre sızıntı akımı ayrıca kontrol edilmemiştir. Ancak çalışmamızda olduğu gibi her bir ölçüm koşulunun aynı olmadığı durumlarda bilhassa küçük alanlar için dizayn edilmiş iyon odaları ile ölçüm alınırken, sızıntı akım değerinin kontrol edilmesi tavsiye edilmektedir (3,43).

Doblado ve ark. farklı hacimlere sahip dedektörler arasındaki ölçüm belirsizliklerini bulmak amacı ile SMLC ve DMLC olmak üzere on üç farklı IMRT planında beş farklı dedektör (0.6, 0.125, 0.015 cc iyon odası ve iki diyot dedektör) ile absolut doz ölçümleri almış, sonuçları TPS ve Monte Carlo hesaplamaları ile karşılaştırmışlardır. 0.125 cc iyon odasının TPS ve Monte Carlo sonuçları ile daha uyumlu olduğunu, IMRT alanları gibi küçük alt alanlar içeren referans olmayan koşullarda, ancak uygun küçük volümlü bir iyon odası kullanıldığı takdirde belirsizliğin %1-1.5 değerine düşürülebileceğini belirtmişlerdir. Ayrıca bu ölçümlerin geniş hacimli iyon odaları veya diyot dedektörler ile yapılması halinde belirsizliklerin %5'e kadar çıkması nedeniyle uygun dozimetrik sistemler olmadığını göstermişlerdir (72).

Çalışmamızda yukarıdaki çalışmalardan farklı olarak her bir iyon odası için ölçüm sonuçlarına göre TPS’de ayrı ayrı modelleme yapılmış ve ölçüm sonuçlarının doz dağılımlarına etkisi araştırılmıştır. Yaptığımız IMRT planlarının her biri farklı ölçüm sonuçları (%DD, profil ve RDF) ile hesaplandığı için, TPS referans kabul edilerek ölçüm sonuçlarına dedektör etkisinin araştırıldığı diğer çalışmalardan farklıdır. Çalışmamızda kullandığımız tüm planlamalar SIMRT planlarıdır. Ölçümler sırasında tüm iyon odaları fantom merkezine (eşmerkez) yerleştirilmiş, bazı segmentlerin çok küçük boyutlarda olup, iyon odasını tamamen görmediği (eşmerkezden uzakta) ölçüm koşullarının söz konusu olduğu Şekil 63’den de net olarak görülmektedir. Ölçümü alınan her IMRT planı her modele göre ayrı ayrı hesaplatıldığı için farklı MU değerleri, farklı şekil ve sayıda segment ile ışınlanmış olup, iyon odasının volüm ve konum etkisini buradan değerlendirmek güçtür. Çalışmamızda Plan 1 için FC65-G iyon odası planının CC04 planına göre %4.3 daha yüksek absolut doz vermesi, iyon odasının geniş hacmi nedeniyle merkezden uzak ışınlanan segmentlerden de saçılma ve transmisyon etkisini okuyabilmesine bağlı olabilir. Daha küçük volümlü olan diğer iki CC13 ve CC04 iyon odasının TPS’de kendi modelleri üzerinden yapılan hesaplamada 200 cGy’ e karşılık ölçülen absolut doz değerleri  $\pm\%2$  aralığında bulunmuştur (Tablo 10). Ancak her bir dedektörün çalışmamızda aynı plan ve MU değerinde ışınlanmadığı ve sonucun yukarıda bahsedilen çalışmalardaki durumu yansıtmadığı göz önünde bulundurulmalıdır. Küçük segmentlere sahip IMRT alanlarının referans koşullara uygun olmaması (non-standart/non uniform fields, non-equilibrium conditions) nedeni ile, küçük alan dozimetri için kullanılan birçok dedektörün ilave düzeltme faktörleri kullanılarak veya Monte Carlo hesaplamaları ile karşılaştırılarak kullanılması tavsiye edilmektedir (2,43,73). Ayrıca küçük alan dozimetri için tavsiye edilen 0.1 cc altındaki dedektörler ile yapılan ölçümlerde iyon odası sap ve kablo etkisi, geniş çaplı olanlarına göre daha önemli hale gelmektedir (3). Bu nedenle polarite düzeltmesinin yanında, kablonun ışın alanı içinde mümkün olan en kısa şekilde kalacağı ve iyon odası çözünürlüğünün en yüksek olacağı aksiyel şekilde yerleştirilmesi tavsiye edilmektedir. Ayrıca dedektör elektrodunun su eşdeğeri olanlarının, daha yüksek yoğunluklu elektrotlulara tercih edilmesi gerektiği belirtilmektedir. Çalışmamızda ölçümler alınırken tüm iyon odaları aksiyel yönde, diyot dedektör ise paralel konumda yerleştirilmiştir. Tablo 29’da görüldüğü gibi kullandığımız iyon odalarından FC65-G iyon odasının merkezi elektrodu alüminyum olup, diğer iyon odalarının materyali karbon alaşımlı plastiktir (C552).

Çalışmamızda yapılan bir diğer karşılaştırma ise tüm üç farklı iyon odası modelinden elde edilen tüm IMRT planları akı haritalarının  $\gamma$ -indeks açısından değerlendirilmesidir. Tablo

11’de verilen değerler incelendiğinde hem 2 mm/%2 hem de 3 mm/%3 kriterine göre tüm planların %95 ve üzerinde değerlendirme sonucu verdiği, başka bir deyişle tüm iyon odaları ile yapılan  $\gamma$ -indeks değerlendirmesine göre her bir planın kabul kriterleri içinde olduğu görülmektedir. Beklenildiği gibi kabul kriteri değerinin 2 mm/%2’den 3 mm/%3’e çıkarılmasıyla  $\gamma$ -indeks değerinin arttığı görülmektedir. Yan ve ark. 6 MV foton ile IMRT uygulanan baş boyun ve prostat olmak üzere toplam sekiz hastada dedektör volümünün plan kalite kontrolü üzerine olan etkisini araştırmışlardır. 6 ve 4 mm çaplarında iki iyon odası (CC13 ve CC04) kullanarak ölçümler alınmış, TPS’ye yüklendikten sonra iki farklı modelleme (BM6 ve BM4) yapılmıştır. Ayrıca en küçük çaplı (0.8 mm) nc bir dedektör (Edge diyot dedektör) ile 4x4’ten 10x10 cm alana kadar ölçümler alınmış, bu değerler kullanılarak dedektör volüm etkisinin olduğu küçük alan profilleri konvolüsyon yöntemi ile elde edilmiştir. Bu profillerin TPS’ye yüklenmesi ile üçüncü bir model (BM08) oluşturulmuştur. Elde edilen üç farklı dedektör modelinde sekiz IMRT planı yeniden hesaplanmış, 2D-Array ile  $\gamma$ -indeks sonuçlarına bakılmıştır. Üç farklı dedektör ile 10x10 cm alan boyutu ve 10 cm derinlikte ölçülen penumbra değerleri karşılaştırıldığında CC13, CC04 ve diyot dedektör için sırasıyla 0.72, 0.61 ve 0.4 cm olarak bulmuşlardır. BM6, BM4 ve BM08 modellerinde IMRT planları için elde ettikleri  $\gamma$ -indeks değerleri ise %3/3 mm kriterinde sırasıyla %93.8, %98.9 ve %99.4 olurken %2/2 mm için %81.6, %92.9 ve %96.8 olarak bulunmuştur.  $\gamma$ -indeks değerinin %95’in altında bulunduğu en geniş çaplı dedektör modelinin (BM6), diğer detektörlere göre kabul kriterlerinin altında bir sonuç verdiği gösterilmiştir. Ayrıca dedektör volüm etkisinin IMRT planının doğruluğunu etkileyen önemli bir parametre olduğu, dedektör volümünün artmasıyla penumbra değerinin arttığı ve TPS modellemesinde bu şekilde geniş hacimli dedektörler ile yapılan ölçümlerin kullanılmasının IMRT planları doğruluğunda yanlış klinik kararlara sebep olabileceği belirtilmiştir (74). Çalışmamızda ise en en geniş çaplı FC65-G iyon odasının hacmi bu çalışma ile benzer olmakla birlikte, daha küçük hacimli dedektörler için oluşturduğumuz diğer modeller ile birlikte IMRT planlarından elde edilen tüm  $\gamma$ -indeks değerleri kabul kriterleri içinde kalmıştır. Çalışmamızda kullanılan 2D-Array lm düzeneğinde 1020 adet iyon odası bulunmaktadır ve dedektörler arası mesafe 7.62 mm’dir. Yan ve ark.’nın çalışmasında kullandıkları 2D-Array düzenek ise, merkezdeki 10x10 cm alanda 221 adet 5 mm’lik aralıklarla daha sık yerleştirilmiş, toplam 445 adet n-tipi diyot detektörden oluşmaktadır. Dedektörlerin birbirlerine daha yakın olduğu 10x10 cm alanda ölçüm duyarlılığının bizim dzeneğimize

göre daha yüksek olması, dedektör hacimleri arasındaki farkın  $\gamma$ -indeks ölçüm sonuçlarına daha belirgin şekilde yansımaya neden olmuştur.

## SONUÇLAR

Çalışmamızda farklı hacimlere sahip iyon odaları ve diyot dedektör kullanılarak 6 MV foton ışınında 1x1 ile 10x10 cm alan aralığında %DD, profil ile RDF ölçümleri alınmış ve sonuçlar üzerindeki farklı dedektör etkisi incelenmiştir. İlave olarak üç farklı hacimdeki silindirik iyon odası ile TPS’de ayrı ayrı modelleme yapılarak, benzer özellikler taşıyan IMRT planlarının doz dağılımı üzerindeki dedektör etkisi araştırılmıştır. Elde ettiğimiz sonuçlar değerlendirildiğinde:

1. TPS’lerin IMRT tedavilerinde kullanılabilmesi için gerekli küçük alan doz ölçümlerinde, seçilecek dedektörün aktif hacmi ölçüm sonuçlarını belirgin bir şekilde etkilemektedir.
2. Tüm dedektörler için  $d_{maks}$  noktasına normalize edilen %DD değerleri aynı alan büyüklüğü ve farklı dedektörler arasında incelendiğinde, özellikle küçük alanlarda geniş hacimli dedektör ile derinlik arttıkça rölatif olarak daha yüksek bir doz elde edilmiştir.
3. Bir profilin geniş hacimli bir iyon odası ile elde edilmiş olması durumunda, daha küçük hacimli dedektörlere göre profilin omuz bölgesinde (%80-50) beklenenden daha düşük (under-response), düşük doz bölgesinde (%50-20) ise daha yüksek doz (over-response) meydana gelir. Bu nedenle elde edilen penumbra gerçeğinden daha geniş bulunur.
4. Küçük hacimli dedektörlerin, küçük alan profil ölçümlerinde daha dar penumbra vermesi ve ölçüm sonuçlarının sıfır dedektör çapına karşılık değerlere yakın bulunması nedeni ile bu tip dedektörler küçük alan profil ölçümleri için uygundur.

5. Küçük alanlar için yapılan RDF ölçümlerinde, geniş hacimli iyon odası ile doz cevabı küçük hacimli dedektörlere göre daha düşüktür. Bunun nedeni, alan açıklığı boyunca büyük hacimli dedektör tarafından ışın kaynağının tamamının görülmemesinin yanında, ışınlanan ortamdaki ikincil elektron lateral menzilin ışın alanının yarısından daha uzun hale gelmesi yani alan kenarında daha fazla CPE kaybı oluşmasıdır. Küçük alanlarda meydana gelen bu CPE kaybı, dedektör hacmine bağlı olarak dozimetrik hataların oluşmasına neden olur. Bu nedenle, çözünürlüğü yüksek küçük hacimli iyon odalarının kullanılması daha uygundur.
6. TPS kabul işlemleri sırasında küçük alan dozimetrisi için ölçümler, doğru dedektör kullanılarak yapılmalıdır. Hatalı elde edilebilecek RDF ölçümleri, özellikle küçük volümlerin ışınlandığı ve sonucunda küçük segmentlerin meydana geldiği IMRT planlarında belirgin doz farklılıkları yaratmaktadır.
7. TPS’de dozimetrik modellemede kullanılan doz profillerinin ve RDF’lerin elde edilmesinde özellikle küçük alanlar için, yüksek çözünürlüklü ve küçük hacimli dedektörlerin kullanımı tedavi planlamasındaki doğruluğu arttırmaktadır.
8. TPS’nin kullanıma hazır hale getirilme işlemleri sırasında alınması gerekli küçük alan dozimetrik ölçümleri, farklı dedektör ve dozimetrik sistemler ile test edilmeli, ölçüm sonuçları karşılaştırılarak kullanılmalıdır. Bu şekilde yapılan IMRT tedavi planlarında tedavi kalitesi artırılmış olacaktır.
9. Küçük segmentlere sahip IMRT alanlarının referans koşullara uygun olmaması nedeni ile küçük alan dozimetrisi için kullanılan birçok dedektörün ilave düzeltme faktörleri kullanılarak veya Monte Carlo hesaplamaları ile karşılaştırılarak kullanılması tavsiye edilmektedir.



## ÖZET

Günümüzdeki modern radyoterapinin temelini oluşturan yoğunluk ayarlı radyoterapi, görüntü rehberliğinde radyoterapi, tomoterapi ve stereotaktik radyocerrahi gibi gelişmiş tedavi uygulamalarında alan boyutları mm seviyelerine inmiştir. Bu gibi tedavilerin doğru bir şekilde planlanması her şeyden önce tedavi planlama aitemine girilen dozimetrik parametrelerin doğru olarak ölçülmesine bağlıdır. Tedavi planlama sisteminde elde edilen doz dağılımlarının kalite kontrolü için uygun ölçüm cihazlarının seçilmesi, tedavi dozunun en doğru şekilde kontrol edilmesini sağlar.

Çalışmamızda farklı hacimlere sahip iyon odaları ve diyot dedektör kullanılarak 6 MV foton ışınında 1x1 ile 10x10 cm alan aralığında yüzde derin doz, profil ile rölatif doz faktörü ölçümleri alınmış ve ölçümler üzerindeki dedektör etkisi incelenmiştir. Ayrıca üç farklı hacimdeki silindirik iyon odası ile tedavi planlama sisteminde ayrı ayrı modelleme yapılarak, benzer özellikler taşıyan yoğunluk ayarlı radyoterapi planlarına dedektör etkisi araştırılmıştır.

En büyük hacme sahip iyon odası merkezi ekseninde artan derinlikle beraber özellikle küçük alanlarda, diğer dedektörlere göre daha yüksek doz değeri vermiş olup alınan profil ölçümlerinde ise geniş hacmi nedeniyle penumbra bölgesi daha geniş bulunmuştur. Rölatif doz faktörü ölçümlerinde ise geniş hacimli iyon odasının doz cevabı diğerlerine göre belirgin şekilde düşük olarak elde edilmiştir.

Üç farklı hacme sahip silindirik iyon odasından alınan tüm ölçümler tedavi planlama sistemine girilerek farklı modellemeler yapılmış, benzer özelliklerde planlar her bir modelde ayrı ayrı hesaplatılmıştır. Tüm planlarda alınan absolut doz ölçümlerinde en geniş hacimli iyon odası diğer iyon odalarına göre daha yüksek absolut doz değeri vermiş, bununla beraber

küçük alanlarda rölatif doz faktörleri arasındaki belirgin farklılık planlara aynı oranda yansımamıştır. Ayrıca tüm planlar için  $\gamma$ -indeks değerlendirmesi yapılmış, kabul kriterleri içinde kalan tüm sonuçlar arasında belirgin bir fark gözlenmemiştir.

**Anahtar Kelimeler: Küçük alan dozimetrisi, yoğunluk ayarlı radyoterapi, iyon odası, kalite güvenilirliği**

# **EFFECT OF ION CHAMBER VOLUME ON INTENSITY MODULATED RADIOTHERAPY SMALL FIELD DOSIMETRY**

## **SUMMARY**

In the clinical implementation of advanced treatment techniques that constitute the basis of current modern radiotherapy modalities such as intensity modulated radiotherapy, image guided radiotherapy, tomotherapy and stereotactic radiosurgery, irradiation fields dimensions are decreased to milimetric levels. Accurate planning of such treatments depends primarily on the accuracy of dosimetric parameter measurements that are subsequently recorded to treatment planning system. For the quality control of dose distributions calculated on treatment planning system, appropriate dosimetric equipment selection provides the most accurate check of given doses.

In our study percentage depth dose, profile and relative dose factor measurements are taken for the 6 MV photon beam fields from 1x1 cm to 10x10 cm using ionisation chambers of different volumes and diode detector in order to investigate detector effects on the measurements. Furthermore, three specific modelling for three different volume cylindrical ion chambers are performed on treatment planning system in order to investigate the same detector effects on similar intensity modulated radiotherapy plans of respective model.

The ion chamber with maximal volume gave higher central axis measurement values than the others with increasing depth, especially in small fields and the largest penumbra on

the profile measurements is found also for the same chamber due to its larger volume. In contrast, dose response of the same ion chamber is markedly lower than the others for relative dose factor measurements.

Three different modellings are configured using differential volume cylindrical ion chambers measurements which were previously commissioned in system, and identical plans are calculated for each model separately. The maximal volume ion chamber gave the highest absolute dose values than the others in the measurements for all plans, while pronounced differences found between chamber's relative dose factor values for small fields are not reflected at the same ratio to their respective plan measurements. Additionally,  $\gamma$ -index evaluation is implemented for all plans, and no marked variation is observed among their results, all found within approval criteria.

**Key Words: Small field dosimetry, intensity modulated radiotherapy, ion chamber, quality assurance**

## KAYNAKLAR

1. R K Rice, J J Hansen, G K Svensson, R L Siddon, Measurements of dose distributions in small beams of 6 MV X-rays, *Physics in Medicine and Biology* 1987, Volume 32(9), 1087-99.
2. I. J. Das, G. X. Ding, and A. Ahnesjö, Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry, *Med. Phys.*, 2008, 35, 206–215.
3. Aspradakis M M, Byrne J P, Palmans H, Conway J, Rosser K, Warrington J A P and Duane S, Small field MV photon dosimetry, IPEM Report 103, 2010.
4. Wurfel, J. U., Dose measurements in small fields. *Med. Phys. Int.*, 2013, 1(1):81–90
5. Ezzell GA, Burmeister JW, Dogan N, LoSasso TJ, Mechalakos JG, Mihailidis D et al. IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. *Med Phys.*, 2009, 36: 5359-5373.
6. Khan F.M. *The Physics of Radiation Therapy*. Philadelphia, USA: Lippincott Williams& Wilkins; 2003, p. 257-266.
7. Schlegel W, Bortfeld T, Grosu AL., *New technologies in radiation oncology*. Berlin Heidelberg: Springer- Verlag; 2006. p. 187-207.
8. Huq M.S., Das I.J. et al., A dosimetric comparison of various multileaf collimators. *Phys. Med. Biol.*, 2002, 47: 159-170.
9. Intensity Modulated Radiation Therapy Collaborative Working Group. Intensity-modulated radiotherapy: current status and issues of interest *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 2001, Volume 51, Issue 4, Pages 880-914.
10. Killoran JH, Giraud JY, Chin L., A dosimetric comparison of two multileaf collimator designs. *Med. Phys.*, 2002; 29:1752-8.

11. Indra J. Das, Gregory E. Desobry, Shawn W. McNeeley, Elizabeth C. Cheng, and Timothy E. Schultheiss., Beam characteristics of a retrofitted double-focused multileaf collimator, *Med. Phys.*, 1998; 25, 1676–84.
12. Huq M.S. Yu Y., Chen Z.P. and Suntharalingam N., Dosimetric characteristics of a commercial multileaf collimator, *Med.Phys.*, 1995; 22(2): 241-247.
13. Jiang S. B., Ayyangar K. M., On compensator design for photon beam intensitymodulated conformal therapy, *Med. Phy.*, 1998, 25, 668-675.
14. Ceylan C., Bas H., Kılıç A., Küçük N., Güden M., Engin K., Siemens ONCOR tedavi cihazının küçük monitor unit değerlerinde ve küçük segment boyutlarında dozimetrik performansının değerlendirilmesi ve planlama sistemi ile uyumu, *Türk Onkoloji Dergisi*, 2009, 24 (2), 73-79.
15. Marta Wasilewska, Development and Verification of High-Dose Calculation Algorithm for IMRT Treatment Planning, AGH University of Science and Technology, 2007.
16. M.N. Graves, A.V. Thompson, D.L. Martel, D.L. McShan and B.A. Fraass, Calibration and quality assurance for rounded leaf-end MLC systems, *Med. Phys.*, 2001, 28, 2227–2233.
17. Webb S. Intensity Modulated Radiation Therapy. Bristol and Philadelphia: Institute of Physics Publishing; 2001
18. Bortfeld T, Boyer AL, Schlegel W, Kahler DL, Waldron TJ. Realisation and verification of three-dimensional conformal radiotherapy with modulated fields. *Int J Rad Oncol Biol Phys*, 1994, 30, 899–908.
19. S. Webb, The Physics of Three Dimensional Radiation Therapy: Conformal Radiotherapy, Radiosurgery and Treatment Planning, Medical Science Series, Bristol, UK, IOP Publishing, 1993.
20. Halperin EC, Perez CA, Brady LW (eds). Principles and Practice of Radiation Oncology, Fifth Ed. Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins, 2008.
21. Yu C.X., Intensity Modulated arc therapy with dynamic multileaf collimation: an alternative to tomotherapy. *Phys Med. Biol*, 1995, 40, 1435-1449.
22. Otto K. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Med Phys.*, 2008, 35, 310-317.
23. Stanley H. Benedict, David J. Schlesinger, Steven J. Goetsch, Brian D. Kavanagh, Stereotactic Radiosurgery and Stereotactic Body Radiation Therapy, Imaging in Medical Diagnosis and Therapy, NW, CRC Press, 2014.
24. Low D.A., Harms W.B., Mutic S., Purdy J.A., A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys.*, 1998, 25, 656-661.
25. Low D., Dempsey J.F., Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. *Med Phys*, 2003, 30, 2455-2464.

26. Mijnheer B, Georg D, Estro Booklet 9, Guidelines for The Verification of IMRT, First Edition, Brussels, 2008.
27. Podgorsak E.B. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Austrias: International Atomic Energy Agency; 2005
28. Ahluwalia B, Saini D S, IMRT QA with 2-dimensional Diode Array of detectors AMPI Conference. New Delhi, 2004.
29. B. Fraass, M. Hunt, and G. Kutcher, "AAPM Radiation Therapy Committee TG-53: Quality assurance program for radiotherapy treatment planning," *Med. Phys.*, 1998, 25, 1773–1836.
30. Klein E.E., Hanley J. et al. Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Med.Phys.*, 2009, 36(9), 4197-4212.
31. Kung J.H., Chen G.T., Intensity modulated radiotherapy dose delivery error from radiation field offset inaccuracy. *Med Phys.*, 2000, 27, 1617-1622.
32. S.-K. Kang, K.-H. Cheong, T. Hwang, B. C. Cho, S. S. Kim, K. J. Kim, D. H. Oh, H. Bae, and T.-S. Suh, Dosimetric characteristics of linear accelerator photon beams with small monitor unit settings, *Med. Phys.*, 2008, 35, 11, 5172–5178.
33. Palta JR, Kim S, Li JG, and Liu C. Tolerance limits and action levels for planning and delivery of IMRT QA. Proceedings of the AAPM 2003 Summer School: Intensity modulated radiation therapy: the state of the art. Colorado College, Colorado Springs CO: Medical Physics Publishing (Madison, WI); 2003:593-612.
34. Bohsung J, The 2D-Array Seven29 A new way of dosimetric verification of IMRT beams, Application Note. PTW Frieberg, 2004, Berlin.
35. Molineu A, Followill DS, Balter PA, Hanson WF, Gillin MT, Huq MS, Eisbruch A and Ibbott GS. Design and implementation of an anthropomorphic quality assurance phantom, for intensity-modulated radiation therapy for the Radiation Therapy Oncology Group. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 2005, 63, 577-583.
36. Ibbott GS, Molineu A and Followill DS. Independent evaluations of IMRT through the use of an anthropomorphic phantom. *Technology in Cancer Research and Treatment*, 2006, 5, 481-487.
37. Benedict SH, Yenice KM, Followill D, et al: Stereotactic body radiation therapy: the report of AAPM Task Group 101. *Med Phys* 2010, 37, 4078–4101.
38. G. X. Ding, D. M. Duggan, and C. W. Coffey, Commissioning stereotactic radiosurgery beams using both experimental and theoretical methods, *Phys. Med. Biol.*, 2006, 51, 2549–2566.
39. F S´anchez-Doblado, P Andreo, R Capote, A Leal, M Perucha, R Arr´ans, L N´uñez, E Mainegra, J I Lagares and E Carrasco, Ionization chamber dosimetry of small photon fields: A Monte Carlo study on stopping-power ratios for radiosurgery and IMRT beams', *Phys. Med. Biol.*, 2003, 48, 43–45.

40. D. S. Followill, S. F. Kry, L. Qin, J. Leif, A. Molineu, P. Alvarez, J. F. Aguirre, G. S. Ibbott, The Radiological Physics Center's standard dataset for small field size output factors, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 2012, Vol. 13, No. 5, 282-289.
41. R. Capote, F. Sánchez-Doblado, A. Leal, J. I. Lagares, R. Arrans, and G. H. Hartmann, An EGSnrc Monte Carlo study of the microionization chamber for reference dosimetry of narrow irregular IMRT beamlets, *Med. Phys.*, 2004, 31, 2416–2422.
42. A. Sauer and J. Wilbert, Measurement of output factors for small photon beams, *Med. Phys.*, 2007, 34, 1983–1988.
43. I. Das, J. C. Cheng, R. J. Watts, A. Ahnesjo, J. P. Gibbons, X. A. Li, J. Lowenstein, R. K. Mitra, W. E. Simon, and T. C. Zhu, Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM, *Med. Phys.*, 2008, 35, 4186–4215.
44. P.E. Metcalfe, Tomas Kron, Andrew Elliott, Tony Wong, Peter Hoban, Dosimetry of 6MV x-ray beam penumbra, *Med. Phys.*, 1993, 20:1439-1445.
45. J. Yuen, The impact of detector volume on penumbra dose prediction in a 6MV radiation therapy X-ray beam, University of Wollongong, 2009.
46. W. Laub and T. Wong (2003), The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT, *Med. Phys.*, 2003, 30, 3, 341-347.
47. Pappas E., Maris T. G., Papadakis A., Zacharopoulou F. and Damilakis J; Experimental determination of the effect of detector size on profile measurements in narrow photon beams, *Med. Phys.*, 2006, 33, 10, 3700-3711.
48. G. Cranmer-Sargison, P. H. Charles, J. V. Trapp, and D. I. Thwaites, A methodological approach to reporting corrected small field relative outputs, *Radiother. Oncol.*, 2013, 109, 350–355.
49. Cheng, C. W., S. H. Cho, M. Taylor, and I. J. Das., Determination of zero-field size percent depth doses and tissue maximum ratios for stereotactic radiosurgery and IMRT dosimetry: Comparison between experimental measurements and Monte Carlo simulation. *Med. Phys.*, 2007, 34, 8, 3149–57.
50. Francescon, P., S. Cora, and C. Cavedon., Total scatter factors of small beams: A multidetector and Monte Carlo study. *Med. Phys.*, 2008, 35, 2, 504–513.
51. Alfonso, R., P. Andreo, R. Capote et al., A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. *Med. Phys.*, 2008, 35, 11, 5179–86.
52. K. De Vlamynck, H. Palmans, F. Verhaegen, C. De Wagter, W. De Neve, and H. Thierens, Dose measurements compared with Monte Carlo simulations of narrow 6 MV multileaf collimator shaped photon beams, *Med. Phys.*, 1999, 26, 1874–1882.
53. Elekta Synergy Platform series reference manual 2008.



54. Bedford, J.L., Thomas, M.D.R., Smyth, G., Beam modeling and VMAT performance with the Agility 160-leaf multileaf collimator, *J Appl Clin Med Phys.*, 2013, 14, 172–185.
55. Scanditronix Wellhöfer. OmniPro™-Accept version 6.5a System Manuel, 2007.
56. Scanditronix Wellhöfer. User's Guide to the SP34 QA Phantom, 2008.
57. Scanditronix Wellhöfer. Dose1 Therapy Dosimeter User's Guide, 2008.
58. Scanditronix Wellhöfer, OmniPro I™mRT System Version 1.7b, User's Guide, 2010.
59. Nükhet Kürkçü, Tedavi Planlama Sistemlerindeki İnhomojenite Düzeltme Faktörlerinin Akciğer Dokusundaki Doz Dağılımına Olan Etkilerinin Dozimetrik Olarak İncelenmesi, Edirne, Trakya Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2013.
60. Arcovito G, Piermattei A, D'aabramo G, Bassi A, Dose measurements and calculations of small radiation fields for 9-MV X- rays, *Med Phys.*, 1985, 12, 779–784.
61. Yunfei Hu, Small-segment intensity modulated radiation therapy dosimetry with various ion dedectors and Gafchromic EBT2 film, University of Wollongong, 2012.
62. D. J. Dawson, N. J. Schroeder, and J. D. Hoya, Penumbra measurements in water for high-energy x rays, *Med. Phys.*, 1986, 13, 101–104.
63. Low DA, Parikh P, Dempsey JF, Wahab S, Hug S, Ionization chamber volume averaging effect in dynamic intensity modulated radiation therapy beam, *Med. Phys.*, 2003, 30, 1706-1711.
64. Laub WU, Wong T, The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT, *Med. Phys.*, 2003, 30, 341-347.
65. F. Sanchez –Doblado, G. H. Hartmann, J. Pena, J. V. Rosello, G. Russillo, D. M. Gonzalez-Castano; A new method for output factor determination in MLC shaped narrow beam ,*Physica Medica*, 2007, 23, 58–66.
66. Scott, A., Nahum, A.E., Fenwich, J.D., Using a Monte Carlo model to predict dosimetric properties of small radiotherapy photon fields, *Med Phys.*, 2008, 35, 4671–4684.
67. Chen L, Chen LX, Sun HQ, Huang SM, Sun WZ, Gao XW, Deng XW., Measurements and comparisons for data of small beams of linear accelerators, *Chinese Journal of Cancer*, 2009, 28(3), 272-276.
68. R. Azimi, P. Alaei and P. Higgins, The effect of small field output factor measurements on IMRT dosimetry, *Med. Phys.*, 2012, 39, 8, 4691- 4694.
69. Fraser D, Parker W, Seuntjens J., Characterization of cylindrical ionization chambers for patient specific IMRT QA, *J Appl Clin Med Phys*, 2009; 10, 4, 241-51.

70. Barnett E, MacKenzie M, Fallone BG., IMRT point dose measurements with diamond detector, *Radiol Oncol.*, 2005, 39, 71–8.
71. Leybovich L.B., Sethi A., Dogan N., Comparison of ionization chambers of various volumes for IMRT absolute dose verification, *Med Phys.*, 2003, 30, 2, 119-123.
72. F. Sanchez-Doblado, G. H. Hartmann, J. Pena, R. Capote, M. Paiusco, B. Rhein, A. Leal, and J. I. Lagares, Uncertainty estimation in intensitymodulated radiotherapy absolute dosimetry verification, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 2007, 68, 301–310.
73. R. Alfonso, P. Andreo, R. Capote, M. S. Huq, W. Kilby, P. Kjall, T. R. Mackie, H. Palmans, K. Rosser, J. Seuntjens, W. Ullrich, and S. Vatnitsky, A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields, *Med. Phys.*, 2008, 35, 5179–5186.
74. G. Yan, C. Fox, C. Liu, and J. G. Li, The extraction of true profiles for TPS commissioning and its impact on IMRT patient-specific QA, *Med. Phys.*, 2008, 35, 3661–3670.

## ŞEKİLLER LİSTESİ

<b>Şekil 1:</b> Lineer hızlandırıcının şematik gösterimi .....	4
<b>Şekil 2:</b> Lineer hızlandırıcı ışınlama kafasında (a) X-ışını, (b) elektron üretimi sırasında kullanılan bileşenler. ....	5
<b>Şekil 3:</b> Elekta, Siemens ve Varian üretici firmalarına ait kolimatör yapıları .....	6
<b>Şekil 4:</b> Elekta, Siemens ve Varian üretici firmalarına ait kolimatör yapıları (uzunluklar cm cinsinden verilmiştir).....	6
<b>Şekil 5:</b> Çok yapraklı kolimatörler (MLC) .....	7
<b>Şekil 6:</b> a) Siemens diverjans uyumlu MLC dizaynı, b) Farklı firmalara ait MLC tasarımlarının dikey kesiti .....	9
<b>Şekil 7:</b> Step and Shoot tekniğinde segmentlerin oluşturduğu doz dağılımı .....	11
<b>Şekil 8:</b> Step and Shoot tekniği ile elde edilen segmentler ve toplam doz dağılımı .....	11
<b>Şekil 9:</b> Dinamik IMRT tekniği .....	12
<b>Şekil 10:</b> Çoklu ark kullanılarak üç alt alanın üst üste binmesi. Şekil B, C ve D'deki şekillerin her biri ile A'da gösterilen ışın yoğunluk profilini oluşturmak mümkündür. ....	13
<b>Şekil 11:</b> VMAT doz dağılımı hesaplamasında aşamalı örnekleme optimizasyonunun şematik gösterimi. ....	14
<b>Şekil 12:</b> Tomoterapi tedavi cihazı .....	15
<b>Şekil 13:</b> Cyberknife Robotik IMRT cihazı .....	15
<b>Şekil 14:</b> Doz farkı ( $\Delta D_M$ ) ve DTA (distance-to-agreement) testlerinin doz dağılımı değerlendirme kriterlerinin geometrik gösterimi. a) iki boyutlu, b) tek boyutlu gösterim.....	17

<b>Şekil 15:</b> Farmer tip iyon odası .....	19
<b>Şekil 16:</b> (a) Alan büyüklüğü, yüklü partikül dengesini CPE oluşturabilecek yeterli genişlikte ise FWHM gerçek alan boyutu ile aynı olacaktır. (b) Alan büyüklüğü, yüklü partiküllerin lateral erişim mesafesi ile aynı olduğunda, saha kenarlarındaki örtüşme nedeni ile FWHM ile elde edilen alan büyüklüğü bir miktar hatalı (daha büyük) olacaktır. (c) Çok küçük alanlar için ise doz profiline maksimum seviyesi düşük olacak, bu nedenle FWHM sınırı gerçek değerinden alanın dışına doğru itilecek ve alan genişliğinin daha da büyük ölçülmesine neden olacaktır. ....	28
<b>Şekil 17:</b> 6 MV foton enerjisi için a) 6x6 mm, b) 24x24 mm alan açıklıklarında farklı jaw açıklıklarına karşılık doz profilleri .....	29
<b>Şekil 18:</b> Küçük alan ve geniş alanın şematik gösterimi.....	30
<b>Şekil 19:</b> Farklı enerjilerde foton ışınları için kalite indekslerine karşılık penumbra değerleri .....	30
<b>Şekil 20:</b> Elekta Synergy Platform linak ışınlama kafası şematik diyagramı .....	35
<b>Şekil 21:</b> Elekta Synergy Platform linak MLC ve kolimatör sistemi şematik gösterimi ...	35
<b>Şekil 22:</b> Elekta Synergy Platform Linak cihazı .....	36
<b>Şekil 23:</b> CMS XiO tedavi planlama sistemi .....	36
<b>Şekil 24:</b> Toshiba Asteion S4 tomografi cihazı .....	37
<b>Şekil 25:</b> IBA Dosimetry Blue Phantom.....	38
<b>Şekil 26:</b> Su eşdeğeri katı fantom.....	39
<b>Şekil 27:</b> DOSE1 model elektrometre.....	39
<b>Şekil 28:</b> I <sup>m</sup> RT MatriXX 2D-Array .....	40
<b>Şekil 29:</b> Kullanılan silindirik iyon odalarının özellikleri .....	41
<b>Şekil 30:</b> Wellhofer, PPC-40 Roos Paralel plate iyon odası .....	42
<b>Şekil 31:</b> RFD <sup>3G</sup> , EFD <sup>3G</sup> , PFD <sup>3G</sup> yarı iletken diyotlar .....	42
<b>Şekil 32:</b> IMRT fantom .....	43
<b>Şekil 33:</b> 2x2 cm alan için FC65-G ile yapılmış %DD değerlerinin modellenmesi .....	46
<b>Şekil 34:</b> FC65-G iyon odası ile alınmış 2x2 cm alana ait Y profillerinin TPS’de modellenmesi .....	46
<b>Şekil 35:</b> FC65-G iyon odası ile elde edilen ve 10x10 cm alana normalize edilen rölatif doz faktörlerinin TPS’ye yüklenmesi .....	47
<b>Şekil 36:</b> IMRT fantomun Toshiba Asteion BT cihazında taratılması .....	48
<b>Şekil 37:</b> IMRT fantomda hedef volüme yönlendirilen 9 alan IMRT planı .....	49

<b>Şekil 38:</b> IMRT fantomda hedef volüme yönlendirilen 5 alan IMRT planı .....	50
<b>Şekil 39:</b> Linak cihazında IMRT fantomda ölçüm düzeneği .....	51
<b>Şekil 40:</b> Linak cihazında 2D-Array ile ölçüm düzeneği.....	52
<b>Şekil 41:</b> 1x1 cm alan boyutunda beş farklı dedektör için %DD eğrileri (CC13 kırmızı, PPC-40 yeşil, CC04 mavi, FC65-G sarı, diyot pembe) .....	54
<b>Şekil 42:</b> 2x2 cm alan boyutunda beş farklı dedektör için %DD eğrileri (CC13 kırmızı, PPC40 yeşil, CC04 mavi, FC65-G sarı, diyot pembe) .....	54
<b>Şekil 43:</b> 5x5 cm alan boyutunda beş farklı dedektör için %DD eğrileri (CC13 kırmızı, PPC40 yeşil, CC04 mavi, FC65-G sarı, diyot pembe) .....	55
<b>Şekil 44:</b> 10x10 cm alan boyutunda beş farklı dedektör için %DD eğrileri (CC13 kırmızı, PPC40 yeşil, CC04 mavi, FC65-G sarı, diyot pembe).....	55
<b>Şekil 45:</b> 1x1 cm alan için X yönünde 5 cm derinlikte farklı dedektörler ile alınan profil ölçümleri (CC13 kırmızı, PPC40 yeşil, CC04 mavi, FC65-G sarı, diyot pembe).....	57
<b>Şekil 46:</b> 1x1 cm alan için Y yönünde 5 cm derinlikte farklı dedektörler ile alınan profil ölçümleri (CC13 kırmızı, PPC40 yeşil, CC04 mavi, FC65-G sarı, diyot pembe).....	57
<b>Şekil 47:</b> 5x5 cm alan için X yönünde 5 cm derinlikte farklı dedektörler ile alınan profil ölçümleri (CC13 kırmızı, PPC40 yeşil, CC04 mavi, FC65-G sarı, diyot pembe).....	58
<b>Şekil 48:</b> 5x5 cm alan için Y yönünde 5 cm derinlikte farklı dedektörler ile alınan profil ölçümleri (CC13 kırmızı, PPC40 yeşil, CC04 mavi, FC65-G sarı, diyot pembe).....	58
<b>Şekil 49:</b> 10x10 cm alan için X yönünde 5 cm derinlikte farklı dedektörler ile alınan profil ölçümleri (CC13 kırmızı, PPC40 yeşil, CC04 mavi, FC65-G sarı, diyot pembe).....	59
<b>Şekil 50:</b> 10x10 cm alan için Y yönünde 5 cm derinlikte farklı dedektörler ile alınan profil ölçümleri (CC13 kırmızı, PPC40 yeşil, CC04 mavi, FC65-G sarı, diyot pembe).....	59
<b>Şekil 51:</b> d=5 cm'de X(MLC) penumbra değerleri.....	60
<b>Şekil 52:</b> d=5 cm'de Y(jaw) penumbra değerleri.....	61
<b>Şekil 53:</b> Tüm alan büyüklüklerinde farklı dedektörler ile alınan 10 cm derinlikteki X(MLC) yönündeki profiller .....	61
<b>Şekil 54:</b> d=10 cm'de X(MLC) penumbra değerleri.....	62

<b>Şekil 55:</b> $d=10$ cm’de Y(jaw) penumbra değerleri.....	63
<b>Şekil 56:</b> Tüm alan büyüklüklerinde farklı dedektörler ile alınan 10 cm derinlikteki X(MLC) yönündeki profiller .....	63
<b>Şekil 57:</b> CC13 iyon odası ile alınan 10 cm derinlikte X(MLC) ve Y(Y-jaw) profiller	
<b>Şekil 58:</b> 1x1 cm alan için 10 cm derinlikte alınmış profiller ve FWHM’a olan mesafeleri .....	64
<b>Şekil 59:</b> 1x1 cm alan için sıfır dedektör hacmi ekstrapolasyonu.....	67
<b>Şekil 60:</b> 10x10 cm alan için sıfır dedektör hacmi ekstrapolasyonu.....	67
<b>Şekil 61:</b> 6 MV için alan boyutlarına karşılık RDF değerleri .....	69
<b>Şekil 62:</b> CC04 iyon odası referans alındığında diğer iyon odalarının RDF farkları (%)...69	
<b>Şekil 63:</b> FC65-G iyon odası veriler ile planlanmış 1 no’lu plana ait gantri $72^\circ$ ’deki alanın segmentleri .....	73
<b>Şekil 64:</b> Tüm planlar için elde edilen nokta doz doğrulaması sonuçları .....	75
<b>Şekil 65:</b> FC65-G iyon odası ile yapılan Plan 1’e ait akı haritası karşılaştırması.....	76
<b>Şekil 66:</b> CC13 iyon odası ile yapılan Plan 1’e ait akı haritası karşılaştırması.....	77
<b>Şekil 67:</b> CC04 iyon odası ile yapılan Plan 1’e ait akı haritası karşılaştırması.....	77

## TABLolar LİSTESİ

<b>Tablo 1:</b> Step and Shoot IMRT tedavilerinde linak cihazına özgü kalite kontrol basamakları ve limit değerleri .....	24
<b>Tablo 2:</b> 6 MV foton ışını için farklı alan büyüklüklerinde farklı dedektörler ile ölçülen $d_{maks}$ değerleri (mm). .....	56
<b>Tablo 3:</b> 6 MV foton ışını için farklı alan büyüklüklerinde, farklı dedektörler ile 5 cm derinlikte ölçülen profillerden elde edilen penumbra değerleri (mm). .....	60
<b>Tablo 4:</b> 6 MV foton ışını için farklı alan büyüklüklerinde, farklı dedektörler ile 10 cm derinlikte ölçülen profillerden elde edilen penumbra değerleri (mm). .....	62
<b>Tablo 5:</b> Beş farklı dedektörler ile 10 cm derinlikte X(MLC) yönünde alınmış profillerin %80, %20 derinlikleri ile %50’lik dozun oluşturduğu FWHM değerleri (mm) .....	65
<b>Tablo 6:</b> 6 MV için alan boyutuna karşılık gelen RDF değerleri .....	68
<b>Tablo 7:</b> FC65-G ile yapılmış IMRT planlarına ait alan bilgileri.....	70
<b>Tablo 8:</b> CC13 ile yapılmış IMRT planlarına ait alan bilgileri .....	71
<b>Tablo 9:</b> CC04 ile yapılmış IMRT planlarına ait alan bilgileri .....	71

<b>Tablo 10:</b> Tüm IMRT planlarının TPS ile IMRT fantomdan elde edilen nokta doz değerleri (cGy) .....	74
<b>Tablo 11:</b> 2D-Array cihazında kalite kontrolü yapılan tüm IMRT planlarının $\gamma$ -indeks değerlendirme sonuçları.....	76

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

<b>Adı</b>	Şule	<b>Soyadı</b>	PARLAR
<b>Doğ.Yeri</b>	EDİRNE	<b>Doğ.Tar.</b>	12.06.1971
<b>Email</b>	parlarsule@yahoo.com	<b>Tel</b>	

### Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
<b>Doktora</b>	Trakya Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü	
<b>Yük.Lis.</b>	İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü	2003
<b>Lisans</b>	İstanbul Üniversitesi	1994
<b>Lise</b>	Edirne Lisesi	1988

### İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1. Öğretmen	Milli Eğitim Bakanlığı	1996-1998
2. Sağlık Fizikçisi	Trakya Üniversitesi	1998-2013
3. Öğretim Görevlisi	Trakya Üniversitesi	2013-

### Yabancı Dil Bilgisi

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	iyi	iyi	orta	57	



## Yayımları:

1. “Co-60 Cihazlarında Kalite Kontrol Programlarının Değerlendirilmesi”, **Parlar Ş.**, Aklaya F., Acar N., Uzal C., 8. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, 18-20 Ekim 2001, İstanbul
2. “Meme Tanjansiyel Işınlamalarında Hedef Volüm İçinde Kalan Yüzde Akciğer Volümünün Belirlenmesinde Merkezi Akciğer Mesafesinin Yeri”, Tokatlı F., Uzal C., Alkaya F. Koçak Z., **Parlar Ş.**, Çaloğlu M., Acar N., Türk Onkoloji Dergisi, 17(2), 66-69, 2002
3. “Beyin Metastazlı Akciğer Kanseri Olgularında İki Farklı Doz Fraksiyon Şeması ve Palyasyon”, Uzal C., Koçak Z., Çaloğlu M., Tokatlı F., **Parlar Ş.**, 5. Ulusal radyasyon Onkolojisi Kongresi, 20-23 Nisan 2002
4. “Varian 2100 C/D Lineer Akseleratör Tedavi Cihazında Günlük Yapılan Doz Verimi Ölçümlerinin Değerlendirilmesi” Alkaya F., Kurt Z., **Parlar Ş.**, Özkundilli S., Uzal C., 6. Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi, 21-25 Nisan 2004, Antalya
5. “Oblik Elektron Huzmelerinde Yüzey Dozları” **Parlar Ş.**, Özbay İ., Alkaya F., Uzal C., 6. Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi, 21-25 Nisan 2004, Antalya
6. “Is Amifostine Protective on the Late Effects of Radiotherapy Over Liver and Renal Function” R. C. Alas, C. Uzal, F. Çermik, S. Altaner, S. Eskiocak, F. Tokatlı, M. Kaldır, B. Denizli, **S. Parlar**, Novel Targeting Drugs and Radiotherapy from the Bench to the Clinic, 16-17 June 2005, France
7. “Elektron Huzmeleriyle Tedavide Meyilli Yüzeylerin Doz Dağılımına Etkisi ve Doz Hesapları” **Parlar Ş.**, Özbay İ., Alkaya F., Uzal C., Türk Onkoloji Dergisi, 20(4), 156-161, 2005
8. “Hard Wedge ve Dinamik Wedge Kullanılarak Yapılan Tanjansiyel Meme Işınlamalarında Fetus Dozunun Belirlenmesi” F. Aklaya, F. Tokatlı, N. Kürkçü, **Ş. Parlar**, M. Doğan, Y. Aksoy, U. Sarı, C. Uzal, XI. Medikal Fizik Kongresi, 14-18 Kasım 2007, Antalya
9. “Hard Wedge ve Dinamik Wedge Kullanılarak Yapılan Tanjansiyel Meme Işınlamalarında Karşı Meme Dozunun Belirlenmesi” F. Aklaya, F. Tokatlı N. Kürkçü, **Ş. Parlar**, M. Doğan, Y. Aksoy, U. Sarı, C. Uzal, XI. Medikal Fizik Kongresi, 14-18 Kasım 2007, Antalya
10. “Hard Wedge ve dinamik Wedge Kullanılarak Yapılan Tanjansiyel Meme Işınlamalarında Kalp Dozunun Belirlenmesi” F. Aklaya, F. Tokatlı, **Ş. Parlar**, N. Kürkçü, M. Doğan, Y. Aksoy, U. Sarı, C. Uzal, XI. Medikal Fizik Kongresi, 14-18 Kasım 2007, Antalya

11. "The Effects of Micronuclei with Whole Chromosome on Biological Dose Estimation" Funda S. Pala, Fadime Alkaya, Kıymet Tabakçioğlu, Füsün Tokatlı, Cem Uzal, **Sule Parlar**, Çetin Algüneş, Turk J Biol. 32, 283-290, 2008
12. "Amifostine use in Radiation-Induced Kidney Damage" Mine Kaldır, Rusen Cosar Alas, Tevfik Fikret Cermik, Vuslat Yurut Caloglu, Mert Saynak, Semsi Altaner, Murat Caloglu, Fusun Tokatlı, Mevlut Ture, **Sule Parlar**, Cem Uzal, Strahlenther Oncol. No:7, 370-375, 2008
13. "6 ve 18 MV Foton Işınlarında Dinamik ve Fiziksel Kamalar İçin Yüzey ve Çevresel Doz Ölçümleri" Ş. Parlar, N. Kürkçü, Y. Aksoy, M. Doğan, C. Uzal, Z. Koçak, XII. Medikal Fizik Kongresi, 22-24 Ekim 2009, Ankara
14. "Can radiationinduced chronic oxidative stree in kidney and liver be prevented by dimethylsulfoxide? Biochemical determination by serum and tissue markers" R. Cosar, S. Eskiocak, V. Yurut Caloglu, A. Ozen, C. Uzal, M. Caloglu, K. Ibis, N. Turan, B. Denizli, M. Saynak, **S. Parlar**, D. Nurlu, Z. Kocak, Journal of BUON 17, 160-167, 2012
15. "Dosimetric Analysis of Bracial Plexus in Patient Treated with Irradiation After For Breast Cancer" R. Cosar, A. Ozen, M. Dogan, D. Celik, **S Parlar**, S. Tuncel, C. Uzal, 9-13 May 2012, ESTRO 31
16. "Can Radiation Induced Chronic Oxidative Stress in Kidney and Liver be prevented by Dimethyl Sulfoxide?", R Cosar, S. Eskiocak, V. Yurut Caloglu, A. Ozen, C. Uzal, M. Caloglu, K. Ibis, N. Turan, M. saynak, **S. Parlar**, 9-13 May 2012, ESTRO 31
17. "Larinks Kanserli Hastalarda, Konvansiyonel ve 3D Konformal Tedavi Yöntemlerinin Mandibula ve Temporamandibular Eklem Dozlarına Etkisi", Dilek Nurlu, Vuslat Yürüt Çaloğlu, **Şule Parlar**, Kamuran İbiş, Emine Devolli Disha, Mustafa Doğan, Funda Çukurçayır, Murat Çaloğlu, Cem Uzal, 10. Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi, 19-23 Nisan 2012, Antalya

## **EKLER**

**T.C. TRAKYA ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ DEKANLIĞI**  
**GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU** Edirne, Türkiye

<b>ARAŞTIRMA BAŞVURUSU ONAY BAŞVURUSU BİLGİLERİ</b>	PROTOKOL KODU	TÜTF-GOKAEK 2012/119				
	PROTOKOL ADI	Küçük Alan İMRT Dozimetrisinde İyon Odası Voltajının Etkisi				
	SORUMLU ARAŞTIRICI ÜNVANI / ADI	Prof. Dr. M. Cem UZAL				
	ARAŞTIRMA MERKEZİ					
	DESTEKLEYİCİ					
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	<input checked="" type="checkbox"/> Tek Merkez <input type="checkbox"/> Ulusal	<input type="checkbox"/> Çok Merkez <input type="checkbox"/> Uluslararası				
Karar No: 12/ 10		Tarih: 02.05.2012				
<b>KARAR BİLGİLERİ</b>	Fakültemiz Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Prof. Dr. M. Cem UZAL'ın sorumluluğunda yapılması planlanan ve yukarıda başvuru bilgileri verilen Öğretim Görevlisi Şule PARLAR'ın tez çalışmasının araştırma başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekece, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, araştırmaya ilişkin giderlerin gönüllüye ve/veya bağlı bulunduğu sosyal güvenlik kurumuna ödetlenmediği koşullarda gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel standartlar açısından sakınca bulunmadığına mevcudun oy birliği ile karar verilmiştir.					
<b>ETİK KURUL BİLGİLERİ</b>						
<b>ÇALIŞMA ESASI</b>	Helsinki Bildirgesi, İyi Klinik Uygulamalar Kılavuzu, TÜTF-GOKAEK Yönergesi					
<b>ÜYELER</b>						
Ünvan/Ad/ Soyadı	Uzmanlık Dalı	Kurumu	Cinsiyeti	İlişki(*)	Katılım (**)	İmza
Prof. Dr. Ç. Hakan KARADAĞ Başkan	Tıbbi Farmakoloji	T.Ü.T.F. Farmakoloji A.D.	E	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	<i>[İmza]</i>
Doç. Dr. Hasan ÜMİT Başkan Yardımcısı	İç Hastalıkları	T.Ü.T.F. İç Hastalıkları A.D.	E	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	<i>[İmza]</i>
Doç. Dr. Ülfet VATANSEVER ÖZBEK Üye	Çocuk Sağ. ve Hast.	T.Ü.T.F. Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları A.D.	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	<i>[İmza]</i>
Yrd. Doç. Dr. F. Nesrin TURAN Üye	Biyostatistik	T.Ü.T.F. Biyoistatistik A. D.	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	<i>[İmza]</i>
Yrd. Doç. Dr. Hilmi TOZKIR Üye	Tıbbi Biyoloji	T.Ü.T.F. Tıbbi Biyoloji A.D.	E	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	<i>[İmza]</i>
Yrd. Doç. Dr. Esin KARLIKAYA Üye	Tıp Tarihi ve Etik	T.Ü.T.F. Tıp Tarihi ve Etik A.D.	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	<i>[İmza]</i>
Doç. Dr. Tunç KUTOĞLU Üye	Anatomi	T.Ü.T.F. Anatomi A.D.	E	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	<i>[İmza]</i>
Doç. Dr. Sedat ÜSTÜNDAĞ Üye	İç Hastalıkları	T.Ü.T.F. İç Hastalıkları A.D.	E	<input type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	<input type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	<i>[İmza]</i>
Doç. Dr. Burcu TOKUÇ Üye	Halk Sağlığı	T.Ü.T.F. Halk Sağlığı A.D.	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	<i>[İmza]</i>
Doç. Dr. Petek BALKANLI KAPLAN Üye	Kadın Hastalıkları ve Doğum	T.Ü.T.F. Kadın Hastalıkları ve Doğum A.D.	K	<input type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	<input type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	<i>[İmza]</i>
Yrd. Doç. Dr. Rugül KOŞE ÇINAR Üye	Ruh Sağlığı ve Hastalıkları	T.Ü.T.F. Ruh Sağ. ve Has. A.D.	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	<i>[İmza]</i>
Prof. Dr. Recep YAĞIZ Üye	Kulak, Burun ve Boğaz Hastalıkları	T.Ü.T.F. K.B.B. Hast. A.D.	E	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	<i>[İmza]</i>
Doç. Dr. Atakan SEZER Üye	Genel Cerrahi	T.Ü.T.F. Genel Cerrahi A.D.	E	<input type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	<input type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	<i>[İmza]</i>
Doç. Dr. Berkan DEMİRAL Üye		T.Ü. İktisadi ve İdari Bilimler Fakültesi	E	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	<i>[İmza]</i>
Avukat Gülden ATILLA ÖZTÜRK Üye		T.Ü. Rektörlüğü	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	<i>[İmza]</i>

\*Araştırma ile ilişki  
\*\*Toplantıda Bulunma

Prof. Dr. Fırat EĞİLMEZ  
Dekan