

T.C.  
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ



**İKİ BOYUTLU-DİZİLİMLİ İYON ODALARI YARDIMIYLA BİLGİSAYAR  
DESTEKLİ LİNEER HIZLANDIRICILARDA RADYASYON DOZUNUN  
ÖLÇÜMÜNDE AÇIYA BAĞLILIK ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

**Melike KARAKOÇ**

**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**FİZİK**

**ANABİLİM DALI**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**HAZİRAN 2018**

**ANTALYA**

T.C.  
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ



**İKİ BOYUTLU-DİZİLİMLİ İYON ODALARI YARDIMIYLA BİLGİSAYAR  
DESTEKLİ LİNEER HIZLANDIRICILARDA RADYASYON DOZUNUN  
ÖLÇÜMÜNDE AÇIYA BAĞLILIK ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

**Melike KARAKOÇ**

**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**FİZİK**

**ANABİLİM DALI**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**HAZİRAN 2018**

**ANTALYA**

**T.C.**  
**AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**  
**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**İKİ BOYUTLU-DİZİLİMLİ İYON ODALARI YARDIMIYLA BİLGİSAYAR  
DESTEKLİ LİNEER HIZLANDIRICILARDA RADYASYON DOZUNUN  
ÖLÇÜMÜNDE AÇIYA BAĞLILIK ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

**Melike KARAKOÇ**  
**FİZİK**  
**ANABİLİM DALI**  
**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

Bu tez 26/06/2018 tarihinde jüri tarafından Oybirliği / Oyçokluğu ile kabul edilmiştir.

Doç. Dr. Nina TUNÇEL (Danışman)

Prof. Dr. Nuri ÜNAL

Dr. Öğr. Üyesi Tahir ÇAKIR

## ÖZET

# İKİ BOYUTLU-DİZİLİMLİ İYON ODALARI YARDIMIYLA BİLGİSAYAR DESTEKLİ LİNEER HIZLANDIRICILARDA RADYASYON DOZUNUN ÖLÇÜMÜNDE AÇIYA BAĞLILIK ETKİSİNİN İNCELENMESİ

**Melike KARAKOÇ**

**Yüksek Lisans Tezi, Fizik Anabilim Dalı**

**Danışman: Doç. Dr. Nina TUNÇEL**

**Haziran 2018; 72 sayfa**

Akdeniz Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik AD'nda yapılan bu çalışmada, Yoğunluğu Rotasyonla Ayarlanabilen Radyoterapi Tekniği (YRART) için plan uygulanabilirliğinin kontrolü (PUK) amacıyla, radyasyon doz yoğunluğunun ölçülmesi için gerekli görülen iki boyutlu-dizilimli iyon odalarının açığa bağlılığının gama analiz metodu kullanılarak karşılaştırılması ve değerlendirilmesi amaçlanmaktadır.

Bu çalışmada Tedavi Planlama Sisteminde (TPS) 6 MV enerjili X-ışın demeti kullanarak 10 YRART örnek plan yapıldı. TPS'de referans fantomlarda, hazırlanan planların 2D doz haritaları elde edildi. MatriXX cihazı, MULTICube Lite fantomu ve lineer hızlandırıcının gantrisi üzerine sabitlenmiş bir açı sensörü ile birlikte OmniPro-I'mRT kullanıldı. YRART planları için ölçümler açı sensörü aktif ve pasif durumlarda alınıp, 2D doz haritaları OmniPro-I'mRT ile değerlendirildi. Her iki durum için elde edilen doz haritaları TPS'nde oluşturulan doz haritalarıyla gama analiz yöntemi kullanılarak karşılaştırıldı. Uluslararası kabul kriterlerine (%3 doz farkı ve 3 mm mesafe) göre plan ölçümleri değerlendirildi. Açı sensörü aktif durumda iken ölçülen ile referans fantomda hesaplanan doz haritaları arasındaki gama indeksleri ortalama yüzde farkı -%0,52 bulundu. Bu yüzde fark açı sensörü pasif durumdayken -%4,1 olarak bulundu. MatriXX'teki iki boyutlu-dizilimli iyon odalarının kalibrasyonu yalnızca ışın demetine dik düzlemde yapılmaktadır. Ancak sistemdeki yazılımın açı sensör faktörünü etkin kılmasıyla YRART plan ölçümleri için bu fark azalmıştır.

Bu tezin sonucu, YRART planlarının uygulanabilirliğinin sadece güvenilir sınırlara ulaşması için, aktif açı sensörlü iki boyutlu dizilimli iyon odaları tarafından kontrol edilebileceğini göstermiştir.

**ANAHTAR KELİMELER:** Gama Analizi, Plan Uygulanabilirliği Kontrolü, Soğurulan Radyasyon Dozu, Yoğunluğu Rotasyonla Ayarlanabilen Radyoterapi Tekniği

**JÜRİ:** Doç. Dr. Nina TUNÇEL

Prof. Dr. Nuri ÜNAL

Dr. Öğr. Üyesi Tahir ÇAKIR

## ABSTRACT

### THE INVESTIGATION OF ANGLE DEPENDENCE EFFECT ON THE RADIATION DOSE IN COMPUTER-AIDED LINEAR ACCELERATORS BY TWO-DIMENSION ARRAY ION CHAMBERS

Melike KARAKOÇ

MSc Thesis in Physics

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Nina TUNÇEL

June 2018; 72 pages

This study was carried out at the Akdeniz University Faculty of Science Department of Physics, the comparison of the durability of two-dimensional ion chambers required for the measurement of radiation dose intensity, which is used for control of plan applicability techniques in Intensity Modulated Arc Therapy (IMAT).

In this study, 10 YRART sample plan was made in the Treatment Planning System (TPS) using 6 MV energized X-ray beam. In TPS, 2D dose maps of the prepared plans were obtained on reference phantoms. The OmniPro-I'mRT was used with MatriXX, MULTICube Lite Phantom and an angle sensor fixed on the gantry of the linear accelerator. For the YRART plans, the measurements were taken in active and passive conditions and dose distributions were evaluated using the OmniPro-I'mRT software. The dose 2D maps obtained for both cases were compared with TPS dose maps using the gamma analysis method. Plan measurements were evaluated according to international acceptance criteria (3% dose difference and 3 mm distance). The average percentage difference of the gamma indices between the measured dose when the angle sensor was active and the dose maps calculated in the reference phantom was found to be -0.52%. This percentage difference was found to be -4.1% when the angle sensor is in the passive state. The calibration of the two-dimensional ion chambers in MatriXX is done only in the plane perpendicular to the beam. However, this difference has been reduced for YRART plan measurements as the software in the system has enabled the angle sensor factor.

The result of this thesis has shown that the applicability of the YRART plans can only be checked by two-dimension array ion chambers with active angle sensor to achieve reliable limits.

**KEYWORDS:** Gamma Analysis, Intensity Modulated Arc Therapy Technique, Plan Applicability Control, Radiation Dose

**COMMITTEE:** Assoc. Prof. Dr. Nina TUNÇEL

Prof. Dr. Nuri ÜNAL

Assist. Prof. Dr. Tahir ÇAKIR

## ÖNSÖZ

Günümüzdeki radyasyon tedavileri, bilgisayar teknolojilerindeki ilerlemeler ve lineer hızlandırıcılardaki gelişmelerin sonucu olarak YRART gibi yeni tedavi tekniklerinin kullanılmasına olanak sağlamaktadır. Buna ilişkin tedavi planların kalite kontrolü ve güvencesi (PUK) için yeni doz ölçüm cihazları tasarlanmakta ancak bu cihazların doğru kullanılabilmesi ve aksaklıklarının giderilmesi için birçok araştırma yapılmaktadır. Akdeniz Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Anabilim Dalında yapılan bu çalışma ile MatriXX'in YRART planlarında gantri üzerine sabitlenmiş bir açılı sensörünün aktif ve pasif durumlarında, açılma bağlılığını daha iyi yansıtan koşulların bulunması ve bir işleyiş protokolünün oluşturulması hedeflenmektedir. Radyasyon tedavi tekniklerinin kalite güvencesi için kullanılacak araçlar ve tedavi sınırlarının belirlenmesi için soğurulan radyasyon dozunun (D) ölçülmesinde açılma faktörlerinin etkisi araştırılacaktır.

Çalışmalarım boyunca, bilgi ve değerli yardımlarıyla beni yönlendiren danışmanım Sayın Doç. Dr. Nina TUNÇEL'e sonsuz teşekkür ederim.

Adana Şehir Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkoloji Merkezin' de çalışma imkânı bulduğum ve bu imkânı bana sağlayan Elekta Türkiye ailesine, yardımları ve destekleri için teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca çalışmalarım ve eğitim hayatım boyunca bana tecrübelerini ve bilgilerini sunan, Sayın Prof. Dr. Nuri ÜNAL, Sayın Med. Fiz. Uzm. Yılmaz Bilek, Sayın Med. Fiz. Uzm. Adem Ünal KIZILDAĞ ve Sayın Med. Fiz. Uzm. Gökay CEYRAN'a sonsuz minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

En büyük minnet ve teşekkürüm, eğitim hayatım boyunca tüm zorlu ve ümit dolu bu yolda benimle olan, bütün maddi ve manevi desteklerini benden esirgemeyen sevgili ailemdir.

## İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
ÖNSÖZ.....	iii
AKADEMİK BEYAN .....	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR .....	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xii
ÇİZELGELER DİZİNİ .....	xv
1. GİRİŞ .....	1
2. KAYNAK TARAMASI .....	3
2.1. Elektromanyetik Radyasyon.....	3
2.2. X-Işınları .....	4
2.2.1. Bremsstrahlung X-ışını .....	4
2.2.2. Karakteristik X-ışınları.....	5
2.3. Elektromanyetik Radyasyonun Madde ile Etkileşimi .....	7
2.3.1. Fotoelektrik olay .....	8
2.3.2. Compton etkileşimleri .....	8
2.3.3. Çift oluşum.....	9
2.4. Radyasyon Doz Birimleri.....	9
2.4.1. Soğurulan radyasyon dozu .....	10
2.4.2. Radyasyon doz eşdeğeri .....	11
2.4.3. Işınlama doz birimi.....	11
2.5. Radyasyonun Biyolojik Etkileri .....	12
2.6. Radyoterapinin Tanımı ve Tarihçesi .....	12
2.7. Lineer Hızlandırıcılar .....	13
2.8. Radyoterapide Dozimetri Yöntemleri .....	17

2.8.1. Derin doz dağılımları.....	17
2.8.2. TAR- doku hava oranı (tissue air ratio) .....	20
2.8.3. TPR- doku fantom oranı ve TMR- doku maksimum oranı .....	20
2.8.4. Foton ışınlarında doz profili, flatness ve simetri.....	21
2.8.5. Build-up bölgesi .....	22
2.8.6. Penumbra - yarı gölge .....	24
2.9. Temel Tedavi Teknikleri ve Doz Hesaplama Teknikleri .....	24
2.9.1. Tedavi planlama sistemi.....	24
2.9.2. SSD tekniği (kaynak– yüzey mesafesi).....	25
2.9.3. SAD tekniği (kaynak- aks mesafesi) .....	26
2.9.4. Tedavi volüm tanımları .....	27
2.9.5. Üç boyutlu konformal radyoterapi planlaması (3B-KRT) .....	28
2.9.6. Yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniği (YART).....	29
2.9.7. Yoğunluğu rotasyonla ayarlanabilen radyoterapi tekniği (YRART) .....	29
2.10. YRART Doz Doğrulama Teknikleri .....	30
2.10.1. Kalite güvenliği araçlarının önemi (QA- quality assurance) .....	30
2.10.2. İyon odaları .....	31
2.10.3. 2-boyutlu dizilimli (2D- array) iyon odaları .....	32
2.10.4. Gama faktörü ve gama analiz yöntemi.....	35
3. MATERYAL VE METOT .....	39
3.1. Materyal.....	39
3.1.1. CMS Monaco TPS 5.1 Versiyon .....	39
3.1.2. Elekta marka Versa HD model lineer hızlandırıcı.....	40
3.1.3. IBA marka MartiXX Evolution sistemi.....	41
3.1.4. IBA marka RW-3 katı su fantomu.....	43
3.1.5. IBA marka FC65-P farmer tipi iyon odası.....	43



3.1.6. IBA marka Dose1 model elektrometre.....	44
3.2. Metot .....	45
3.2.1. Ölçüm öncesi yapılan kalite kontrol testleri.....	45
3.2.2. TPS ile tedavi planlarının oluşturulması .....	47
3.2.3. TPS ile referans fantomların oluşturulması.....	47
3.2.4. Açık sensörü aktif durumda ölçümlerin alınması ve gama analiz değerlendirmesi.....	49
3.2.5. Açık sensörü pasif durumda ölçümlerin alınması ve gama analiz değerlendirmesi.....	51
4. BULGULAR .....	53
4.1. Ölçüm Öncesi Yapılan Kalite Kontrol Testleri.....	53
4.2. TPS ile Oluşturulan Tedavi Planları .....	53
4.3. TPS ile Oluşturulan Referans Fantom Planları .....	53
4.4 Açık Sensörü Aktif Durumunda Alınan Ölçümler ve Gama Değerlendirmesi .....	53
4.5 Açık Sensörü Pasif Durumunda Alınan Ölçümler ve Gama Değerlendirmesi .....	55
5. TARTIŞMA .....	56
6. SONUÇLAR .....	59
7. KAYNAKLAR .....	60
8. EKLER.....	65
ÖZGEÇMİŞ	

## AKADEMİK BEYAN

Yüksek Lisans Tezi olarak sunduğum “İki boyutlu-dizilimli iyon odaları yardımıyla bilgisayar destekli lineer hızlandırıcılarda radyasyon dozunun ölçümünde açığa bağlılık etkisinin incelenmesi” adlı bu çalışmanın, akademik kurallar ve etik değerlere uygun olarak yazıldığını belirtir, bu tez çalışmasında bana ait olmayan tüm bilgilerin kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

...../...../.....

Melike KARAKOÇ

## SİMGELER VE KISALTMALAR

### Simgeler

BE	: Baęlanma enerjisi
Bq	: Becquerel
c	: ışık hızı sabiti
C	: Coulomb
Ci	: Curie
d	: Derinlik
d"	: Referans derinlik
$d_m$	: Maksimum doz noktası
D	: Soğurulan radyasyon dozu
Dx	: Fantomda soğurulan radyasyon dozu
Dx'	: Havada soğurulan radyasyon dozu
E	: Enerji
eV	: Elektron volt
Gy	: Gray
h	: Planck sabiti
mbar	: Milibar
H	: Eşdeğer doz
J	: Joüle
kg	: Kilogram
MeV	: Mega elektron volt
MHz	: Mega hertz
MV	: Mega voltaj
Sn	: Saniye

p	: Momentum
R	: Röntgen, ışınlama birimi
Rad	: Soğurulan doz birimi
Rem	: Eşdeğer doz
Sv	: Sievert
$T_e$	: Elektron kinetik enerjisi
X	: Işınlama
Q	: Kalite faktörü
$\nu$	: Frekans
Z	: Atom numarası
$\gamma$	: Gama indeksi
Å	: Angstrom
$\lambda$	: Dalga boyu
$\varphi$	: Elektron saçılma açısı

### **Kısaltmalar**

2D	: İki boyutlu
AAPM:	American Association of Physicists in Medicine
AMMRF:	Australian Microscopy & Microanalysis Research Facility
AP	: Anterior-Posterior
CF	: Düzeltme Faktörü
CTV	: Clinical Target Volume
ÇYK	: Çok Yapraklı Kolimatör
DTA	: Distance to Agreement
EM	: Elektromanyetik
EURATOM:	European Atomic Energy Community

GTV : Gross Tumor Volume

IAEA : International Atomic Energy Agency

ICRP : International Commission on Radiological Protection

ICRU : International Commission On Radiation Units and Measurement

IMAT : Intensity Modulated Arc Therapy

IMRT : Intensity Modulated Radiation Therapy

ITV : Internal Target Volum

LET : Lineer Enerji Transferi

MU : Monitor Unit

NASA : National Aeronautics and Space Administration

OAR : Organ at Risk

PDD : Percentage Depth Dose (Yüzde Derin dDoz)

PRV : Planning Organ at Risk Volum

PUK : Planların Uygulanabilirliğinin Kontrolü

PXC : The Pixel Ionization Chamber

SI : System International d'Unites

SAD : Kaynak – Aks Mesafesi

SSD : Kaynak – Işınlanan Yüzey Mesafesi

TAR : Tissue Air Ratio (Doku Hava Oranı)

TLD : Termolüminesans Dozimetri

TPR : Tissue Phantom Ratio (Doku Fantom Oranı)

TPS : Tedavi Planlama Sistemi

TV : Treated Volume

QA : Quality assurance

YART : Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

YRART: Yoğunluğu Rotasyonla Ayarlanabilen Radyoterapi Tekniği

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<b>Şekil 2.1.</b> Elektromanyetik spektrum (NASA 2015) .....	3
<b>Şekil 2.2.</b> Bremsstrahlung X-ışınları oluşumu ve Duane-Hunt limiti (AMMRF 2014)....	4
<b>Şekil 2.3.</b> Oluşturulan ve gözlenen Bremsstrahlung X-ışını spektrumları arasındaki fark (AMMRF 2014).....	5
<b>Şekil 2.4.</b> K, L ve M elektron kabukları tarafından çevrelenmiş çekirdeği gösteren bir atomun şematik çizimi (AMMRF 2014) .....	6
<b>Şekil 2.5.</b> Karakteristik X-ışını oluşum mekanizması (Khan 2003) .....	6
<b>Şekil 2.6.</b> X-ışınlarının maddeyle etkileşim şekilleri (Tanır vd. 2013) .....	7
<b>Şekil 2.7.</b> Fotoelektrik etkinin şematik gösterimi (Tanır vd. 2013).....	8
<b>Şekil 2.8.</b> Lineer hızlandırıcının genel yapısı .....	14
<b>Şekil 2.9.</b> Lineer hızlandırıcının şematik gösterimi .....	15
<b>Şekil 2.10.</b> Kolimatör sistemi ve seçilen radyasyonun türüne göre sistem elemanlarının konumlanması (Çetingöz 2015) .....	16
<b>Şekil 2.11.</b> Çok yapraklı kolimatör sistemi (ÇYK) (Çetingöz 2015) .....	16
<b>Şekil 2.12.</b> Lineer hızlandırıcı geometrisi (Gunderson 2012).....	17
<b>Şekil 2.13.</b> Derinlik dozunun, doku-hava oranının ve doku-fantom oranının ölçülmesi için kullanılan referans ışınlama geometrileri (Gunderson 2012).....	18
<b>Şekil 2.14.</b> İki farklı enerjide foton ışınının derin doz dağılımı (SSD 100 cm ve 10 x 10 cm <sup>2</sup> alan için) (Çetingöz 2015).....	19
<b>Şekil 2.15.</b> 6MV foton enerjisi için farklı alan büyüklüklerinde derin doz dağılımları (Çetingöz 2015) .....	20
<b>Şekil 2.16.</b> Bir foton ışını için doz profili (Penumbra-P) (Çetingöz 2015).....	21
<b>Şekil 2.17.</b> Tipik bir foton huzmesinin doz profilleri (Gunderson 2012).....	22
<b>Şekil 2.18.</b> Farklı enerjilerdeki ışınların, build-up doz karakteristikleri (Çetingöz 2015).....	23
<b>Şekil 2.19.</b> Radyasyon dozu birikmesi (Gunderson 2012) .....	24
<b>Şekil 2.20.</b> SSD ve SAD teknikleri (Gunderson 2012).....	26

<b>Şekil 2.21.</b> ICRU 50 raporunda tedaviyle ilgili beş volüm tanımlaması ve farklı klinik senaryolardaki farklı hacimler arasındaki ilişkilerin şematik gösterimleri (ICRU 1994, ICRU 1999) .....	28
<b>Şekil 2.22. a)</b> Pixellere bölünmüş iyon odası (PXC); <b>b)</b> PXC'nin birleşenlerine ayrılmış görünümü (Amerio vd. 2004) .....	33
<b>Şekil 2.23.</b> Veri toplama sisteminin blok diyagramı (Amerio vd. 2004).....	34
<b>Şekil 2.24.</b> Tipik bir veri toplama oturumu sırasında bilgisayar ekranı (Amerio vd. 2004) .....	34
<b>Şekil 2.25.</b> MatriXX, MULTICube Lite fantomu ve açı sensörü kombinasyonu (Shimohigashi 2012) .....	35
<b>Şekil 2.26.</b> Gama analizi şematik gösterimi (Low 2011).....	36
<b>Şekil 2.27.</b> Referans ve doz dağılımı şematik gösterimi.....	37
<b>Şekil 2.28.</b> Gama değerinin hesaplanması (Yedekçi 2013).....	38
<b>Şekil 2.29.</b> Gama analizinde ölçülen ve beklenen doz karşılaştırması (Yedekçi 2013) .....	38
<b>Şekil 3.1.</b> CMS Monaco TPS ara yüzü .....	39
<b>Şekil 3.2.</b> Elekta marka Versa HD model lineer hızlandırıcısı .....	41
<b>Şekil 3.3.</b> Çalışmada kullanılan MatriXX Evolution sistemi.....	42
<b>Şekil 3.4.</b> Kalibrasyon ve kalite kontrol amacıyla kullanılan akrilik (solda) ve suya eşdeğer RW3 plaka (sağda) fantomları.....	43
<b>Şekil 3.5.</b> FC65-P farmer tipi iyon odası (IBA 2014).....	44
<b>Şekil 3.6.</b> IBA marka Dose1 model elektrometre ara yüzü (IBA 2011).....	44
<b>Şekil 3.7.</b> IBA marka Dose1 elektrometre (IBA 2011) .....	45
<b>Şekil 3.8.</b> Elekta marka Versa HD model lineer hızlandırıcısında X-ışını out-put sabitliğinin ölçülmesi .....	46
<b>Şekil 3.9.</b> TPS ile oluşturulan tedavi planı örneği .....	47
<b>Şekil 3.10.</b> TPS yardımı ile oluşturulan referans fantomu.....	48
<b>Şekil 3.11.</b> Omnipro-I'mRT 2.0 ara yüzü .....	48

<b>Şekil 3.12.</b> MatriXX Evolution sisteminin ölçüm için kurulması .....	49
<b>Şekil 3.13.</b> Omnipro-I'mRT 2.0 ara yüzünde gama ve DTA parametreleri .....	50
<b>Şekil 3.14.</b> Açık sensörü aktif durumda iken yapılan ölçümün gama analiziyle değerlendirilmesi.....	50
<b>Şekil 3.15.</b> 2D doz haritalarının Omnipro-I'mRT 2.0'da veri alanlarına yüklenmesi....	51
<b>Şekil 3.16.</b> Açık sensörü pasif durumda iken yapılan ölçümün gama analiziyle değerlendirilmesi.....	52



## ÇİZELGELER DİZİNİ

<b>Çizelge 2.1.</b> Eski ve yeni radyasyon doz birimleri, birbirleri arasındaki dönüşümleri (Gülsoy2003).....	10
<b>Çizelge 2.2.</b> Farklı enerjilerde foton ışınlarının 10 x 10 cm <sup>2</sup> alan büyüklüğünde ve 10 cm derinlikteki PDD değerleri ve maksimum doz derinlikleri (Çetingöz 2015).....	19
<b>Çizelge 3.1.</b> FC65-P farmer tipi iyon odası teknik özellikleri.....	44
<b>Çizelge 3.2.</b> AAPM TG-142'ye göre lineer hızlandırıcı için dozimetrik testler (AAPM 2009).....	46
<b>Çizelge 4.1.</b> X-Işını out-put sabitliği ölçüm sonuçları.....	53
<b>Çizelge 4.2.</b> 10 YRART plan için açılı sensörü aktif durumdayken ölçülen ve hesaplanan doz dağılımları arasındaki gama indeksi fark yüzdeleri.....	54
<b>Çizelge 4.3.</b> 10 YRART plan için açılı sensörü pasif durumdayken ölçülen ve hesaplanan doz dağılımları arasındaki gama indeksi fark yüzdeleri.....	55
<b>Çizelge 5.1.</b> Açılı sensörü aktif ve pasif durumlarında alınan gama indeks yüzdeleri.....	57

## 1. GİRİŞ

Alman Fizikçi Wilhelm Röntgen tarafından, 1985 yılında X-ışınlarının keşfiyle X-ışınlarının tıp alanında teşhis ve tedavi için kullanımı söz konusu olmaktadır. İyonlaştırıcı radyasyonun kullanım alanlarından birisi de radyoterapi merkezlerinde kullanılan medikal lineer hızlandırıcılardır. Bu cihazlar ile amaçlanan, risk altındaki organların maruz kaldığı radyasyon dozunu en aza indirmekle birlikte, tümör dozunu maksimize etmeyi sağlamaktır (Low 2011). Bu hedefi gerçekleştirme yöntemlerinden birisi, foton akısının rotasyonla anlık olarak değiştirilmesine olanak sağlayan Yoğunluğu Rotasyonla Ayarlanabilen Radyoterapi Tekniği (YRART)'dir (Bakhtiari 2011).

Radyasyon tedavilerinde, belirlenen organ veya dokulardaki iyonlaştırıcı radyasyon dozu, soğurulan doz (D) olarak tanımlanmakta ve bir organ veya dokunun birim kütlesine aktarılan 1 Joule'lük enerjiyi Gray (Gy) cinsinden ifade etmektedir. Lineer hızlandırıcı cihazında açılmal parametrelerin hatalı ayarlanması, ayrıca hızlı doz gradyanları ve karmaşık Çok Yapraklı Kolimatör (ÇYK) şekilleri nedeniyle, YRART plan sunumlarının doz dağılımı ciddi şekilde etkilenebilmektedir. YRART tedavilerinin artan beğenisi, kendine özgü tasarlanmış kalite güvence (PUK) programlarını gerektirmektedir. Öngörülen radyasyon dozunun doğru şekilde verilmesi için tedavi planlama sisteminde oluşturulan tedavi planlarının doğruluklarının sağlanması da esas kılınmıştır (Rowahanfarzad 2012). Radyoterapi süreci oldukça karmaşık bir süreçtir ve radyasyon tedavilerinde kalite güvenilirliğinin amacı; verilmek istenen radyasyon dozunun bilimsel olarak uygun görülen ve kabul edilen kriterler içerisinde, doğru olarak hedefe aktarılmasını sağlamaktır. İyi bir radyoterapi sonucu ve tedavi güvenliği, planlanmış radyasyon dozunun, hedef alana doğru dozda verilmesiyle elde edilmektedir. Oluşturulan tedavi planları sonucu hastanın tedavisinde kalite güvencenin sağlanması için TPS' de hesaplanan doz dağılımlarının, dozimetrik araçlar sayesinde geçerliliklerinin kontrol edilmesi gerekir. Bu araçlar, iyon odası, film dozimetre, termoluminesans dozimetre (TLD) veya 2D-Array vb. olabilmektedir (Şahin 2011).

Kalite güvenilirliği (QA; Quality Assurance) ürünün kalite için verilen gerekliliklerine uygun yeterlilikte olduğunu onaylamak üzere yapılan, kalite kontrol ile desteklenen süreci de kapsayan bir işlemdir (Bilek 2015). AAPM'in 1994 tarihinde yayınladığı 46. raporunda, kapsamlı bir kalite güvenilirliği programı yayınlanmıştır. Bu nedenle bilgisayarlı tedavi planlama sistemlerinde (TPS) hesaplanan doz dağılımlarının dozimetrik araçlar kullanılarak doğruluklarının kontrol edilmesi gerekmektedir (AAPM 1994). İki boyutlu-dizimli iyon odaları (2D-Array), YRART tekniği ile oluşturulan tedavi planlarının PUK işlemi için kullanılmaktadır. Bu amaçla geliştirilen cihazlardan birisi de IBA firması tarafından üretilmiş olan MatriXX Evolution'dır. Rotasyonel tedavilerde diğer dozimetrik yöntemlerin aksine alternatif olarak son yıllarda yeni elektronik iyon odası ve diyot dedektör dizilerinin ticari olarak kullanılabilir olması ve bu düzlemsel dizilerin set-up kolaylığından dolayı birçok klinik iki boyutlu-dizimli iyon odaları sistemlerine geçiş yapmaktadır. 2D-Array, YART ve YRART planlarının doğrulanmasında klinik olarak uygunluğu birçok çalışmada gösterilmiştir (Shimohigashi 2012). Ayrıca 2D-Array TPS kalite kontrolünde oldukça başarılı olduğu, özellikle merkezi ekseninde minimum hata payıyla sonuca ulaştığı görülmektedir. 2D-Array, pratik kurulum ve hızlı sonuç elde etmesiyle tedavi planlarının doğrulanması için hem zaman tasarrufu, hem de plan doğruluğunun maksimum düzeyde kontrolünü

sağlayarak kaliteli tedaviye ulaşılması konusunda yardımcı olacaktır (Şahin 2011). Ayrıca bir iyon odası diziliminin önemli yararı, standart bir Ethernet kablosuyla bir bilgisayara bağlanarak basit bir şekilde ele alınmasıdır. Amerio ve arkadaşları tarafından gerçek zamanlı olarak iki boyutlu radyasyon ölçümüne izin vermek için piksellere bölünmüş bir iyon odası dizisi geliştirilmiştir. Geniş alanlı pixel bölümlü iyonizasyon odacığı Torino Üniversitesi ve INFN tarafından tasarlanmış ve inşa edilmiştir (Amerio vd. 2004).

MatriXX'in YRART planlarında açısal bağımlılığını gösteren çalışmalar mevcuttur. Yapılan bu çalışmalar neticesinde MatriXX'in açısal bağımlılığı, foton enerjilerine ve dedektörün geometrik pozisyonuna bağlı olabilmektedir. Literatürde geçen bir diğer sonuç ise MatriXX'in bu doğal açısal bağımlılığı, yalnızca MatriXX detektörüne özgü olduğudur (Zhaohui 2010, Wolfsberger 2010, Herzen 2007, Shimohigashi 2012, Boggula 2011, Wolfsberger 2010).

Bu tez çalışmasında, 10 YRART plan ölçümleri, AAPM TG 119'a göre %3 doz farkı ve 3 mm mesafe kabul kriterlerine göre yapıldı ve değerlendirildi. Açı sensörünün OmniPro-I'mRT üzerinden aktif duruma alınmasıyla, ölçülen ve referans fantomda (Su ve doku eşdeğeri) hesaplanan doz dağılımları arasındaki gama indeksi fark yüzdesi ortalama -%0,52 bulundu. Ölçüm ve referans fantom doz dağılımları karşılaştırıldığında gama indeksi minimum fark yüzdesi %0, maksimum fark yüzdesi ise %1,7 olarak görülmektedir.

Açı sensörünün OmniPro-I'mRT üzerinden pasif duruma alınmasıyla, ölçülen ve referans fantomda hesaplanan doz dağılımları arasındaki gama indeksi fark yüzdesi ortalama -%4,1 bulundu. Ölçüm ve referans fantom doz dağılımları karşılaştırıldığında gama indeksi minimum fark yüzdesi %0, maksimum fark yüzdesi ise %13,7 olarak görülmektedir.

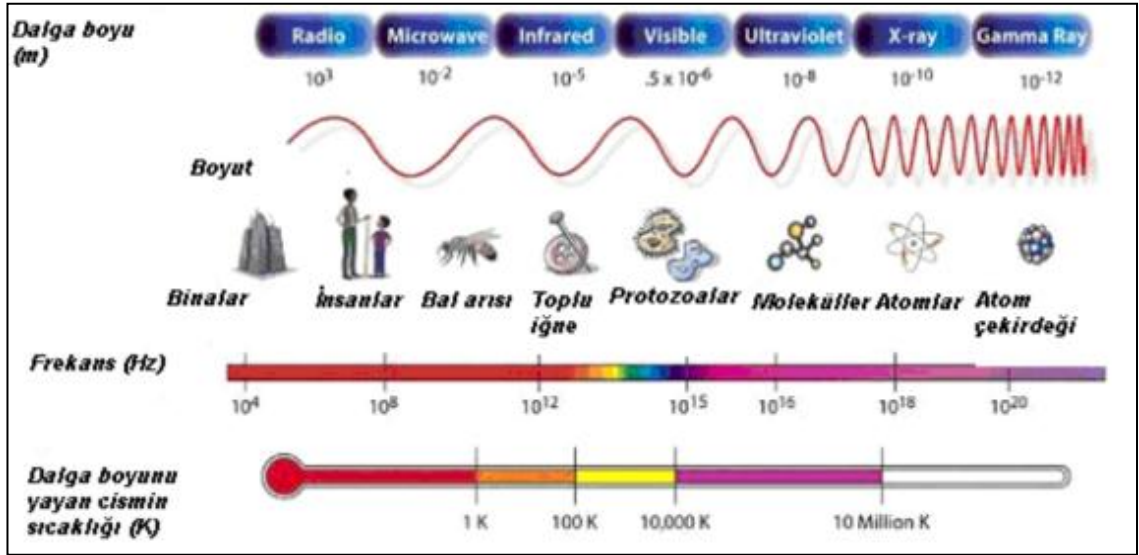
MatriXX'teki iki boyutlu-dizilimli iyon odalarının kalibrasyonu yalnızca ışın demetine dik düzlemde yapılmaktadır. Açısal faktörlerin etkisi ile YRART planlarında ışın demetinin dedektör hacmine girmemesi söz konusu olmaktadır. Bu nedenle açı sensörü pasif durumunda gama indeksi fark yüzdelerinin yüksek çıktığı düşünülmektedir. Yoğunluğu Rotasyonla Ayarlanabilen Radyoterapi Tekniği ile oluşturulan planların uygulanabilirliğini açı sensörü ile kontrol edilmesi gerekliliği öngörülmüştür.

## 2. KAYNAK TARAMASI

### 2.1. Elektromanyetik Radyasyon

Elektromanyetik (EM) dalga veya parçacık şeklindeki enerji yayılımına ya da aktarımına radyasyon adı verilmektedir. Alfa, beta ve gama gibi ışınlar saçarak parçalanma yaşayan maddeye radyoaktif madde denir. Parçalanma sonucu yayılan alfa, beta ve gama gibi ışınlar ise radyasyon adı verilmektedir.

X ve gama ışınları, radyo dalgaları, mor ötesi ışınları elektromanyetik radyasyonlardan oluşmaktadır. Bu radyasyonlar foton denilen enerji paketlerini içermektedir ve ışık hızında hızları ile dalga boyu ve frekansları farklılık göstermektedir. Her bir fotonun taşıdığı enerji  $E = h\nu$ 'dir. Burada; E= enerji (eV), h= Planck sabiti ( $6,627 \times 10^{-34}$  joule/saniye),  $\nu$ = frekans olarak belirtilmektedir (Tanır vd. 2013).



Şekil 2.1. Elektromanyetik spektrum (NASA 2015)

Şekil 2.1'de EM spektrum verilmektedir. EM spektrumunda X-ışını ile kızıl ötesi ışık bölümü arasında kalan ışınlar ise atom yörüngesinden kaynaklı radyasyona örnek gösterilebilmektedir. Bu spektrum üzerindeki X ve  $\gamma$ -ışınları, iyonlaştırıcı radyasyon etkisine sahipken, spektrum üzerindeki diğer dalgalar iyonlaşma etkisinden uzak zayıf enerjiye sahip radyasyon etkisi yaratmaktadırlar.

İyonlaştırıcı etkisinin yanı sıra iyonlaştırıcı olmayan radyasyon olarak ikiye ayrılmaktadır. Madde ile etkileşimine göre radyasyonu iki sınıfa ayırmak mümkündür. İyonlaştırıcı etkiye sahip radyasyon, maddeyi direkt ya da indirekt olarak iyonize etmektedir ve yüklü parçacıkları temsil etmektedir. İyonize etkiye sahip olmayan radyasyon ise maddeyi iyonize etmez ve yüksüz parçacıkların maruz kaldığı etkileşimleri temsil etmektedir (Tunçel 2014).

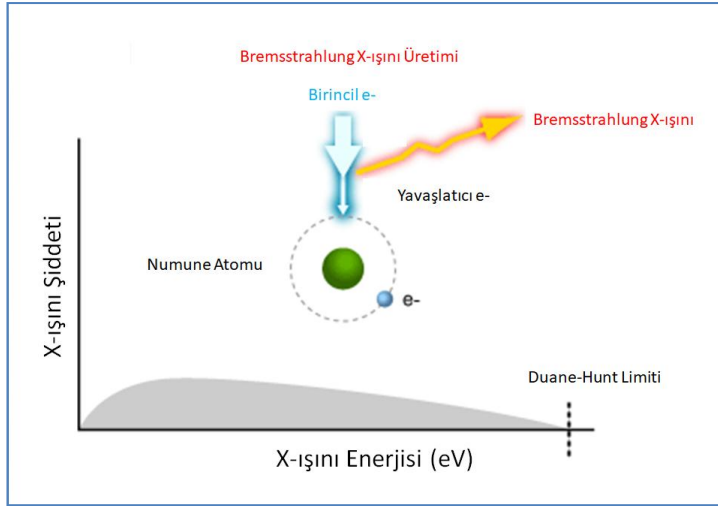
## 2.2. X-Işınları

Alman Fizikçi Wilhelm Röntgen, X-ışınlarını 1895 yılında keşfetmiş ve Röntgen bu ışınların yapısını bilmediği için bu ışınları X adını vermiştir. X-ışınlarının elde edilmesi için “Sıcak Katotlu Röntgen Tüpleri” kullanılmaktadır. X-ışınları görünür bölge ışınlarıyla aynı özelliğe sahiptir ancak daha büyük frekanslara sahip elektromanyetik ışınlar olarak adlandırılmakta ve dalga boyları 0,03- 20 Å arasında değişmektedir. X- ışınlarını iki yolla elde edilebilmektedir. Bunlar Bremsstrahlung (frenleme) X-ışını ve Karakteristik X-ışınları olarak adlandırılır (Tanır vd. 2013).

### 2.2.1. Bremsstrahlung X-ışını

Bremsstrahlung (frenleme) X-ışını hızlandırılan elektronların yüksek atom numarasına sahip hedeflere çarptırılarak birden durdurulmalarının sonucu oluşmakta ve elektronlar hedef atomun çekirdeğiyle etkileşmektedir. İlk olarak 1895 yılında Röntgen tarafından bu ışınlar rapor edilmektedir.

Elektron, bir çekirdek yakınlarından geçtiğinde pozitif yüke sahip çekirdek, negatif yüke sahip elektrona etki eder. Kuvvetli çekimin sonucunda elektron çekirdeğe yönelip yaklaşmakta ve azalan bir enerjiyle çekirdeğin yakınından uzaklaşmaktadır. Aralarında bulunan fark kadar bir enerjiye sahip foton yayınlamaktadırlar ve üretilen radyasyon “frenleme radyasyonu (Bremsstrahlung)” olarak adlandırılır (Robley 1955). Bremsstrahlung X-ışınları, birincil elektronların enerjisinden daha fazla enerjiye sahip olamaz, bu nedenle bu enerji, X-ışını spektrumunun üst enerji sınırını oluşturur ve Duane-Hunt limiti olarak bilinir.

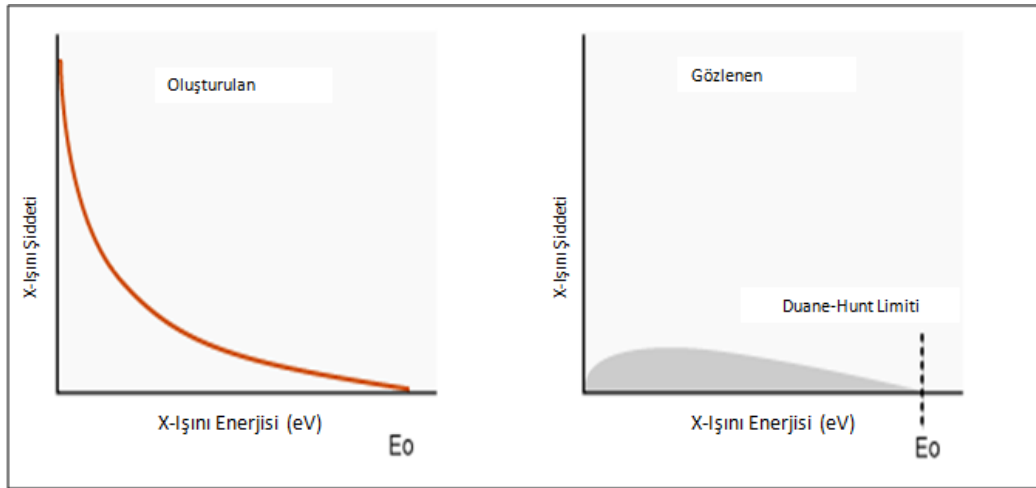


Şekil 2.2. Bremsstrahlung X-ışınları oluşumu ve Duane-Hunt limiti (AMMRF 2014)

Birincil elektronlar, numunedeki atomların etrafındaki elektrik alanı tarafından yavaşlatılır veya saptırılır. Kaybettikleri enerjinin bir kısmı, ~ 0 ile Duane-Hunt sınırı arasındaki enerjilere sahip Bremsstrahlung X-ışınlarına dönüştürülür (AMMRF 2014).

Bir birincil ışın elektronu tüm enerjisini tek bir etkileşim olayında kaybedebilir, bu durumda enerji  $E_0$  ile bir X-ışını üretecektir, ancak enerjinin küçük olduğu bir takım

etkileşimlerde kaybedilmesi daha muhtemeldir. Başlangıç enerjisinin oranları kaybolur ve eşdeğer sayıda düşük enerjili X-ışınları üretilir. Burada  $E=E_0$  (Duane-Hunt limiti) ancak çok düşük enerjilerde hızla artmaktadır. Bu, birincil ışın elektronları tarafından üretilen X-ışınlarının çoğunlukla büyük (neredeyse sonsuz) sayıda düşük enerjili X-ışınları içerdiği anlamına gelmektedir. Çok sayıda düşük enerjili Bremsstrahlung X-ışını üretilmesine rağmen, çoğu numune veya detektör içinde absorbe edilir ve spektrumda gözlenen X-ışını yoğunluğu düşük enerjide azalmaktadır. Böylece Bremsstrahlung X-ışını spektrumu Şekil 2.3'te gösterildiği gibi bir -balina sırtı- görünümü vermektedir. Birçok düşük enerjili X-ışınları üretilse de bunların çoğu emilir, böylece gözlemlenen spektrum düşük enerjide X-ışını yoğunluğunda bir azalma kaydeder.

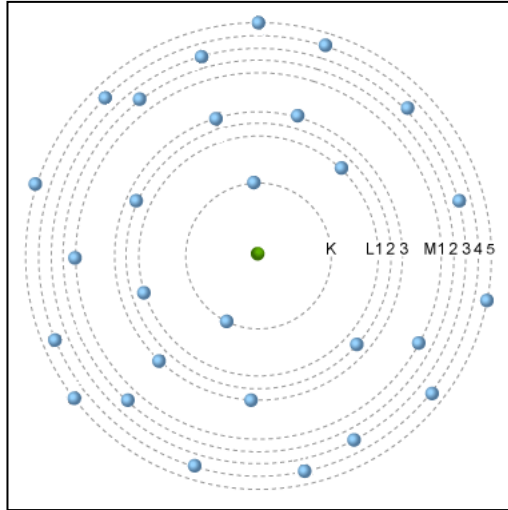


**Şekil 2.3.** Oluşturulan ve gözlenen Bremsstrahlung X-ışını spektrumları arasındaki fark (AMMRF 2014)

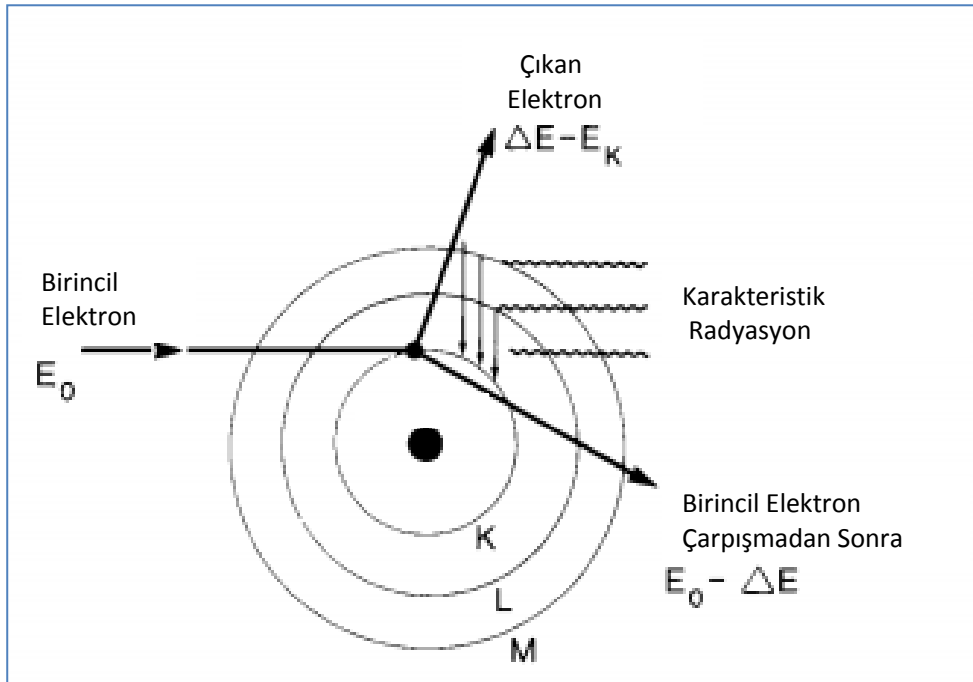
### 2.2.2. Karakteristik X-ışınları

Numunedeki her elementin atomları, nötronlardan ve pozitif yüklü protonlardan oluşan bir çekirdekte ve çekirdeği çevreleyen negatif yüklü elektronlardan oluşmaktadır. Çekirdeğe en yakın kabuk, K kabuğu olarak bilinmekte; L, M, N, O, P ve Q kabukları tarafından dışarıya doğru takip edilmektedir. Karakteristik X-ışınları elektron kabukları arasındaki elektron geçişleri ile üretilmektedir. Her bir kabuktaki ve alt kabuğundaki elektronlar, özel iyonlaşma enerjilerine sahiptir ve bunlar, her element için farklı olmaktadır (AMMRF 2014).

Hedef atom üzerine gönderilen elektronların, hedef atomun yörüngesindeki elektronlarla etkileşimi sonrasında, aldıkları enerjiyle üst enerji seviyelerine çıkarlar. Kararsız durumdaki bu enerji seviyeleri geri bozduğunda dışarıya foton yayınlanır. Bu fotonlara karakteristik x-ışınları adı verilir (Khan 2003). Sebebi ise açığa çıkmış enerjinin, maddenin karakteristiğiyle ilgili olmasıdır. Şekil 2.5'te karakteristik X-ışınlarının üretim süreci şematik olarak verilmektedir.



Şekil 2.4. K, L ve M elektron kabukları tarafından çevrelenmiş çekirdeği gösteren bir atomun şematik çizimi (AMMRF 2014)

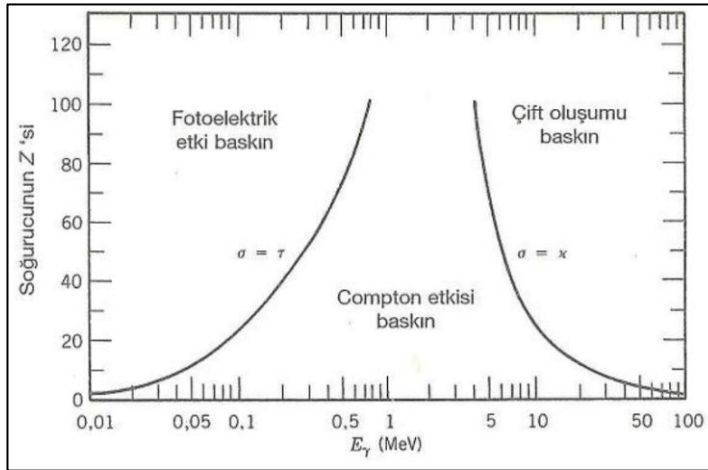


Şekil 2.5. Karakteristik X-ışını oluşum mekanizması (Khan 2003)

### 2.3. Elektromanyetik Radyasyonun Madde ile Etkileşimi

Foton, fizikte elektromanyetik etkileşmeleri sağlayan temel taşıyıcılardır ve madde içerisinden geçtiğinde atom çekirdeği ile ve ya yörüngedeki elektron ile etkileşmektedir. Durgun bir kütleye sahip olmayan fotonlar, her daim ışık hızıyla yol almakta ve bir dalga olmasının yanı sıra parçacık gibi etkileşimlere de girmektedir. Fiziksel olarak boyuta sahip değildir ve alt bileşen oluşturacak şekilde parçalara ayrılması söz konusu değildir. Fotonların enerjileri  $h\nu$ , momentumları  $h/\lambda$  ve enerjisini momentum cinsinde  $E = pc$  şeklinde tanımlamak mümkündür.

X ışınları ve  $\gamma$  ışınlarının madde ile etkileşimlerinde, Şekil 2.6'da gösterildiği gibi üç mekanizmayla enerjilerini kaybederek soğurulmaktadırlar. Bu mekanizmalardan birisi atomun bağlı olduğu elektronlarıyla etkileşme (fotoelektrik olay), diğeri atomda zayıf bağ ile bağlanmış elektronlarla etkileşme (compton olayı), son olarak bir diğer mekanizma ise pozitif/negatif elektron çiftleri meydana getirme yoluyla enerji transferidir (çift oluşum olayı).



Şekil 2.6. X-ışınlarının maddeyle etkileşim şekilleri (Tanır vd. 2013)

Bu olayların olma olasılığında, X-ışınının enerjisi ve etkileştiği maddelerin atom numaraları önemli etkiye sahiptir. Etkileşme mekanizmaları sonucu, foton soğurulmakta ve ya enerjisinin belli bir bölümünü maddeye bırakıp saçılmaktadır. Diğer bir durum ise hiç enerjisini bırakmadan yönünü değiştirmesidir (Khan 2003).

Bu etkileşimlerin yanı sıra fotonlar; Rayleigh saçılması, Bragg saçılması, foto bozunum ve nükleer rezonans saçılması da yapmaktadır. Fakat bu etkileşimlerde azalma veya enerji depolanması önemsenmeyecek kadar küçük olmakta ve genel olarak radyasyondan korunma yönünden ihmal edilebilmektedir.

Son olarak, foton radyasyonu bir malzeme ile etkileşime girdiğinde, enerji ikincil elektronlara (foto elektron, compton elektron, çift üretim elektronları) aktarılır ve kinetik enerjisine yol açar. Aktarılan bu enerjiye kerma denmektedir (ortamda salınan kinetik enerji) (Tanır vd. 2013).

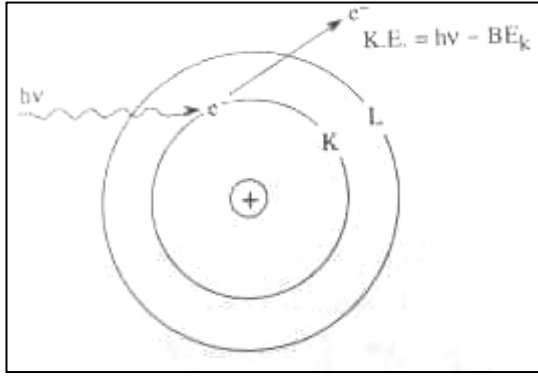


### 2.3.1. Fotoelektrik olay

10 KeV ve 500 KeV arasındaki düşük enerjilere sahip olan foton için önemi büyük olan bir kayıp mekanizmasıdır (Güler vd. 1994). 1905 yılında Einstein tarafından ortaya atılan teoriye göre,  $\nu$  frekansına sahip foton  $h\nu$  enerjisi ile metal bir yüzeye çarparak (eğer ki  $h\nu$  yeterli bir enerjide ise) fotonun çarptığı metal yüzeyden bir elektron kopmaktadır. Bu olayda fotonun anlık şekilde tek bir elektrona transfer ettiği enerji, eğer metalin iş fonksiyonundan yüksek ise elektronun kopmasını sağlar. Eğer enerji çok düşükse, herhangi bir elektron kopmaz ve fotonlar  $h\nu$  enerjilerinin tamamını maddenin atomlarına sıkı bağlanmış elektronundan birisine aktarır kaybolmaktadır. Bununla birlikte eğer foton, iş fonksiyonundan ( $\Phi$ ) yüksek bir enerjiye sahipse, bu fazla enerji kopan elektronun kinetik enerjisine dönüşür (Khan 2003).

$$K_{\max} = h\nu - \Phi \quad (2.1)$$

Burada elektronun kinetik enerjisi ( $K_{\max}$ ), foton enerjisinin ( $h\nu$ ) ve metalin iş fonksiyonu ( $\Phi$ ) olarak tanımlanmaktadır. Şekil 2.7’de Fotoelektrik etkinin şematik olarak gösterilmektedir.



**Şekil 2.7.** Fotoelektrik etkinin şematik gösterimi (Tanır vd. 2013)

Bu etkileşimler atomun bazı yörüngelerinde (K, L, M, N) bulunan elektronlar ile olmaktadır. Elektronlar atom yörüngesinden fırladığında, yörüngelerde bir boşluğu gerilerinde bırakırlar. Belli bir süre sonunda bu boşluklar dış yörüngelerdeki bir elektronla doldurulmakta ve bu sırada X-ışını yayılmaktadır. Bu olay yaşanırken atomda x-ışını soğurulmasıyla birlikte, tek enerjili auger elektronlarının üretilmesinin ihtimali olmaktadır.

### 2.3.2. Compton etkileşimleri

Bu saçılma etkileri genellikle orta enerji (0,5-1,0 MeV) gama ışınlarında önemlidir ve doku benzeri düşük atom numarasına ( $Z$ ) sahip maddelerde 0,1 MeV altında da baskın olabilmektedirler. Compton saçılması Şekil 2.8’de gösterildiği üzere bir foton ve serbest/çok gevşek bağlı elektronlar arasında oluşan bir çarpışma olayı olarak tarif edilmektedir. Bu etkileşim sonucunda enerji ve momentumdaki korunum sağlanır (Khan 2003).

Bu etkileşim olayında gelen foton enerjisinin bir kısmı elektrona kinetik enerji şeklinde verilmektedir. Elektron  $\theta$  açısıyla yayınlanırken, foton azalmış enerjisi ile yönünü değiştirir ve  $\phi$  açısı ile saçılmaya uğramaktadır. Compton olayında aşağıdaki Einstein bağıntısı geçerli olmaktadır:

$$h\nu = h\nu' + \frac{1}{2}mV^2 \quad (2.2)$$

Burada;  $h\nu$  gelen foton enerjisini,  $(1/2) mV^2$  terimi ise atomdan çıkmış elektrona ait kinetik enerjiyi ifade etmektedir. Diğer bir ifade ile X ve ya gama ışın fotonlarının elektronlarla etkileşimleri sonucunda enerjilerinin bir kısmı elektrona kinetik enerji olarak verilmekte, buna bağlı olarak ta kendileri azalmış bir enerjiyle farklı doğrultularda yayılmasıdır. Bu olay sonucu meydana gelmiş yüksek enerjideki elektron “Compton Elektronu” olarak bilinir ve bu elektronlar, foto elektronlar gibi ikincil bir iyonizasyon meydana getirmekte ve soğurulmaktadır. Zayıflamış X veya gama ışın fotonlarıysa ya diğer compton etkileşimleriyle enerjilerini kaybetmekte ya da fotoelektrik olay ile soğurularak tamamıyla kaybolmaktadır. Bu elektron tıpkı bir foto elektron gibi ikincil iyonizasyon meydana getirmekte ve soğurulmaktadır (Fasso 2006).

### 2.3.3. Çift oluşum

Fotonlar, elektron ve pozitron çifti üreterek yok olmaktadır. Elektron ile aynı kütleyle sahip ve yükü pozitif olan elektronlara pozitron denmektedir. Çift oluşum olayı enerjisi 1,02 MeV’in üstünde olan yüksek enerjiye sahip fotonlar ile meydana gelmektedir.  $E = mc^2$  prensibi gereği bu etkileşim olayında foton, atom çekirdeğindeki EM alanla kuvvetli bir şekilde etkileşirken bütün enerjisini vererek negatif veya pozitif elektronları içeren bir çift meydana getirmektedir. Oluşan bu çift, içerisinde oluştukları elektrik alanında ters yönlerde etkilenecek birbirinden uzaklaşmaktadır. Elektronla ait serbest kütle enerjisinin 0,511 MeV olması nedeniyle, çift oluşum olayında eşik enerjisi 1,02 MeV’dir, çünkü elektron çiftinin oluşumu için minimum 1,02 MeV enerji gerekmektedir. Eşik enerjisinin dışında kalan foton enerjileri, parçacıkların kendi aralarında kinetik enerji olarak paylaşılmaktadır (Fasso 2006).

### 2.4. Radyasyon Doz Birimleri

İyonlaştırıcı radyasyonun tıpta kullanılmaya başlanmasıyla, radyasyon ölçümünün değerine gerek duyulmuş ve buna bağlı olarak radyasyonla ilgili sınırlayıcı birimler getirilmiştir. Günümüzde Çizelge 2.1’de verilen Uluslararası Birim Sistemi (System International d’Unites ya da kısaca SI) tarafından belirlenen yeni birimler kullanılmaktadır (Gülsoy 2003).

Radyasyonun tipinden bağımsız olarak, yayılmakta olduğu ortamda enerji transferi yaparak çeşitli etkileşimlere yol açmaktadır. Hedefteki enerji birikim miktarı radyasyonun dozunu temsil etmektedir, fakat hedefimiz canlı dokudan oluşuyorsa, çoğunluk olarak istemediğimiz biyolojik etkiler gözlemiş olmaktadır. Bu etkileşimleri anlamak, doğal olarak radyasyon ışınlama (poz) ve radyasyon dozu ile bunların tanımlanmasında kullanılan birimlerin belirlenmesine öncülük etmektedir (Tanır vd. 2013).

**Çizelge 2.1.** Eski ve yeni radyasyon doz birimleri, birbirleri arasındaki dönüşümleri (Gülsoy 2003)

Fiziki Büyüklük	Eski Birim	Yeni Birim	Dönüşüm Değeri
Işınlama Birimi	Röntgen (R)	Coloumb/kilogram (C/kg)	1R= 2,58x10 <sup>-4</sup> C/kg 1 C/kg= 3876 R
Soğurulan Doz Birimi	Rad (rad)	Gray (Gy)	1 Rad= 0,001 Gy 1 Gy= 100 Rad
Biyolojik Doz Birimi	Rem (rem)	Sievert (Sv)	1 Rem= 0,01 Sv 1 Sv= 100 Rem
Radyasyon Doz Hızı	Röntgen/Saat (R/s)	Gray/Saniye (Gy/sn)	1 R/s= 2,425 Gy/sn 1 µGy/sn= 0,4124 R/s

Radyasyon doz terimlerini tanımlamak için iki önemli kavram tanımlanmaktadır. Bunlardan birisi soğurucu ortamda, özellikle doku içerisinde, gram başına depolanan enerji olarak ifade edilen "soğurulan doz" kavramıdır. Diğer bir kavram ise radyasyon tipine bağlı olarak hasarın etkisini ifade eden "etkin doz eşdeğeri" kavramıdır. Bunlardan ayrı olarak ifade etmemiz gereken bir diğer terimimiz ise, yalnızca hava için tanımlanmış ve havadaki X veya gama radyasyonu tarafından üretilmiş iyonizasyonun miktarını ölçü alan radyasyon pozunu (ışınlama) kavramıdır (ICRU 2005).

#### 2.4.1. Soğurulan radyasyon dozu

Soğurulan radyasyon dozu (D), kütle başına depolanmış enerji miktarının ölçüsüdür. Soğurulan dozun geleneksel birimi Rad (radiation absorbed dose)'dır. Soğurulan ortamda, dokunun 1 gramındaki 100 erg'lik enerjinin soğurulmasına eşittir:

$$1 \text{ Rad} = 100 \text{ erg/g}$$

Soğurulan doz kavramının SI birimi Gray (Gy)'dır. Gray kavramı ortamda, kilogram başına soğurulan 1 J'lük enerjiyi ifade eder ve:

$$1 \text{ Gy} = 1 \frac{\text{J}}{\text{kg}} = 100 \text{ rad}$$

olarak ifade edilir (ICRU 2005).

### 2.4.2. Radyasyon doz eşdeğeri

Soğurulmuş enerjinin miktarı aynı fakat radyasyonun tipi gereği verdiği biyolojik hasar farklı olabilmektedir. Bu nedenle doz eşdeğeri tanımlamasına ihtiyaç duyulmaktadır. Radyasyon nedeniyle oluşan biyolojik etki, depolanmış enerji ile doğru orantılı olmamaktadır. Eğer bu geçerli bir düşünce olsaydı, soğurulan radyasyonun dozu biyolojik hasarın kesin bir ölçüsü olabilirdi. Ancak durum bundan farklıdır ve biyolojik etkiler yalnızca soğurulmuş toplam enerjiye değil, radyasyonun yolu boyunca dağılımına da bağlı olmaktadır. Radyasyon hasarının artışı ifade eden bir diğer terim Lineer Enerji Transferi (LET)'tir. Radyasyonun yolu boyunca birim mesafede maddeye transfer ettiği enerji miktarı LET olarak ifade edilmektedir. Birim keV/μm'dir. Soğurulan dozun aynı kalması halinde bile, yüksek LET'li radyasyona (alfa parçacıkları vb.) maruz kalan ortamlardaki biyolojik hasarı, düşük LET'li radyasyonunkine (X-ışınları vb.) göre daha fazla olmaktadır. Doz eşdeğeri H terimi ile ifade edilmekte ve Q-kalite faktörü ile soğurulan dozun çarpımına eşittir.

$$H (\text{Doz eşdeğeri}) = D (\text{Soğurulan doz}) \times Q (\text{Kalite faktörü}) \quad (2.3)$$

Q-kalite faktörü burada radyasyon tipine bağlı olarak hasarı temsil etmektedir. Geleneksel birim sistemindeki karşılığı Rem ve SI birimindeki karşılığı Sievert (Sv)'tir (Tunçel 2014).

### 2.4.3. Işınlama doz birimi

Poz terimi, elektrik yüklerinin birikmesiyle doğrudan ölçülebilmektedir. X veya gama ışınlarının hava içinde oluşturduğu iyonizasyon miktarının bir ölçüsüdür. Radyasyon poz birimi Roentgen (R)'dir ve yalnızca havaya özgü bir tanımdır. X-ışınları ve 3 MeV yakınlarındaki gama ışınları için uygulanmaktadır. Roentgen, havanın içerisinde tanımlandığı için, radyasyonun dozunu temsil etmez, ancak uygun düzeltmelerle doza dönüşümü mümkün olmaktadır. Roentgen, 0,001293 g havada (atmosfer basıncı ve 0° deki havanın 1cm<sup>3</sup>'ü), 1 elektrostatik yük birimlik (1 esu = 3,336x10<sup>-10</sup> C) yük üreten X veya gama radyasyon miktarıdır. Bu fotonlar, fotoelektrik, compton ve varsa çift oluşum etkileşimleri ile iyonizasyona sebep olmaktadır.

Işınlamanın SI birimindeki karşılığı X ile ifade edilir ve 1 kg hava içerisinde 1 C yükün üretilmesi için gerekli olan radyasyonun miktarını temsil eder.

$$X = 1 \text{ C/kg}$$

X birimi, 1 kg hava içerisinde 33,97 J'lük enerjinin depolanmasıyla eşdeğerdir ve 3876 R'e eşit olmaktadır. Roentgen ve X birimleri parçacıktan enerjinin depolanması ya da vücuttaki enerjinin depolanmasının tanımlarında kullanılmamaktadır (Tanır vd. 2013).

## 2.5. Radyasyonun Biyolojik Etkileri

İyonize radyasyon, canlıda biyolojik etkilere sebep olabilmektedir. Bunun için sahip olduğu enerjinin, canlının hücreleri ve ya dokuları tarafından soğurulması gerekmektedir. Radyasyonun deterministik etkileri ( cilt yanıkları, katarakt, ölüm gibi) ve stokastik etkileri (kanser ve genetik etkiler) söz konusu olabilmektedir (EURATOM 2013).

İyonize radyasyonun canlılarda oluşturduğu etkilerin üç basamakta sıralanması mümkündür (Stell 1997). Bu basamaklardan ilki fiziksel kademedir oluşmaktadır. Burada iyonize radyasyon enerjisini canlının dokusuna transfer etmekte ve buna bağlı olarak dokudaki atom ve moleküllerde iyonlaşmanın ve uyarılmanın meydana gelmesi gerçekleşmektedir. Fiziksel kademeyi kimyasal kademe izlemektedir. Burada ise hasara uğramış atom veya molekül, başka hücre yapılarıyla reaksiyona girerek serbest radikaller üretmektedir (Güler 1994). Etkileşimler sonucu oluşan  $\text{OH}^-$  gibi serbest radikaller DNA hasarları meydana getirmektedir. Serbest radikallerin dış yörüngelerinde bulunan eşleşmemiş elektronlar, diğer moleküllerin dış yörünge elektronları ile eşleşerek yeni kararlı moleküller meydana getirir (Çetingöz 2015). Radyasyon etkisinin sonucunda oluşmuş bu moleküller değişiklik, üçüncü kademeyi başlatmaktadır. Bu kademe biyolojik kademe olarak adlandırılır. Burada çeşitli hasarların oluşmasına neden olan enzimatik reaksiyonlar gerçekleşmektedir (Özalpın 2001). Radyasyon, direkt hedefteki molekülle etkileşir ve hasar oluşturursa buna radyasyonun doğrudan (direkt) etkisi denilmektedir. Bir dizi biyolojik olaylar sonucu gelişmekte olan radikaller aracılığında oluşan etkilere ise radyasyonun dolaylı (indirekt) etkisi denilir (Gülsoy 2003).

İyonize radyasyon, moleküllerde ayrıca kromozomlarda hasar oluşturmaktadır. Bu etki mutasyon olarak bilinmektedir. Hücreler bu genetik hasarları onaramazsa, hücrenin ölümü gerçekleşebilir. Bu etki nedeniyle, iyonize radyasyonlar sürekli hücre çoğalması ile kendini gösteren kanser hastalığının tedavisinde kullanılmaktadır (Coşkun 2011).

Ayrıca farklı kaynaklardan yayınlanan iyonize radyasyon, insanların sağlığı üzerinde ciddi zararlara yol açtığı gözlenmiş ve bu amaçla radyasyondan korunmaya yönelik Uluslararası Radyasyondan Korunma Komitesi oluşturulmuştur. 1928 yılında faaliyete geçen bu komite, 1950 yılında Radyolojik Korunmada Uluslararası Komisyon (ICRP) adı altında yeniden şekillendirilerek günümüze kadar gelmektedir. Bu komisyon yaptığı çalışmalarla teşhis ve tedavi amaçlı radyasyonun deterministik ve stokastik etkilere yol açtığı, bu türden zararlı etkilerin oluşması için kısa veya uzun süreli bir latent periyot geçmesi gerektiğini belirtmiştir (Gülsoy 2003).

## 2.6. Radyoterapinin Tanımı ve Tarihçesi

Radyoterapi, iyonlaştırıcı radyasyon kullanılarak kanser hücrelerini doğrudan veya dolaylı şekilde yok etme temeline dayanmaktadır. Bununla birlikte, hastalıkların tedavisinde yüksek enerjiye sahip X ve gama gibi foton ışınlarının yanı sıra elektron vb. yüklü parçacıkların kullanılmasıyla uygulanmaktadır.

Radyoterapinin amacı, hedef dokuya istenen doz verilirken, hedefe yakın normal dokulara en az hasarı vermektir. Radyoterapi, bölgesel yinelemeyi azaltırken, genel sağ kalımın artmasına olanak sağlamaktadır (Parker 1991).

Mega volt mertebesinde elde edilen tedavi ünitelerinden olan lineer hızlandırıcılar elektron hızlandırıcısı olup tıpta tedavi amacı ile kullanılmaktadır ve bu tedavi üniteleri 4-25 MV arasında X-ışını, 3-18 MeV arasında elektron üretebilmektedir. Yüksek enerjilere sahip X-ışınlarının konvansiyonel tipte çalışmakta olan cihazlarla elde edilemeyeceği anlaşıldığında, yüklü parçacıklar hızlandırılıp farklı sistemler üzerinde incelemeler yapılmıştır. Bu gelişmenin ardından 1928 yılında İsviçreli fizikçi Wideröe tarafından ilk lineer hızlandırıcı bu amaç için tasarlanmıştır. 1930'lu yıllarda yüksek frekanslara ve çok kısa dalga boylarına sahip osilatörler geliştirilmiş ve lineer hızlandırıcılarda elektron hızlandırılması da yapılmıştır. Bununla birlikte farklı enerjilere sahip hem X-ışını hem de elektron demetleri veren cihazlar tasarlanmıştır. Dünya üzerinde tıp alanında kullanılmakta olan 15.000 parçacık hızlandırıcısının %3'ü nükleer tıp alanında, %30'u ise radyoterapi alanında kullanılmaktadır (Çobanoğlu 2011).

## 2.7. Lineer Hızlandırıcılar

William Röntgen 1895 yılında X-ışınlarını, 1896'da ise Henry Becquerel tarafından radyoaktivite keşfedilmiştir. Bu keşiflerle birlikte, kısa bir süre içerisinde yapay ve doğal iyonize edici radyasyonlar tıpta görüntüleme ve tedavi amacı ile kullanılmaya başlanmıştır. Bu tarihsel süreçle birlikte yıllar içerisinde iyonize radyasyonların, tanı ve tedavide daha etkin ve kontrollü bir şekilde kullanılmasına imkân sağlayan ayıtlar geliştirilmiştir. Bu gelişime daha yüksek enerjiye sahip X-ışını üretimine olan ihtiyaç sebep olmuştur. X-ışınları, havası alınan cam tüpün içerisinde, flamanndan çıkmış elektronların yüksek bir gerilimin altında hızlandırılmasıyla ve tungsten hedefe çarptırılmasıyla elde edilmektedir. Uygulanmış gerilim arttıkça, üretilmiş X-ışınları da daha yüksek enerjiye sahip olmaktadır. Bu yol ile oluşturulan X-ışınlarının maksimum enerjileri 1 MV'e kadar çıkmaktadır. Ancak, daha yüksek enerjilere sahip X-ışınlarının elde edilebilmesi için voltajı arttırmak mümkün olmamaktadır ve buna yalıtım sorunu neden olmaktadır. Farklı şekillerde birçok yöntem denenerek günümüzde kullanılan lineer hızlandırıcı cihazları üretilerek elektronlar 25 MeV'e kadar hızlandırılabilir (Çetingöz 2015).

Lineer hızlandırıcılar; çok enerjili X-ışını ve elektronlar üreten bilgisayar kontrollü cihazlardır. Enerjileri 1 MV'den büyük olan X-ışınları mega voltaj ışınlar olarak sınıflandırılmaktadır. Bu cihazlar, yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar kullanarak yüklü parçacıkları hızlandırmaktadır. Ayrıca yüksek enerjide elektron ışınlarını doğrudan yüzeysel yerleşimli tümörlerin tedavisinde, ya da hedefe çarptırılarak üretilen X-ışınları ile derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde kullanılabilir. 6 MeV'den küçük enerjide elektronlar düz olarak çıkıp yüksek atom numaralı Tungsten'den yapılmış hedefe çarparak X-ışınları oluşturulmaktadır. Daha yüksek enerjiye sahip elektronlar genelde 270 derece döndürülerek hedefe çarptırılır ve X-ışınları oluşturulmaktadır (Öztürk 2010).

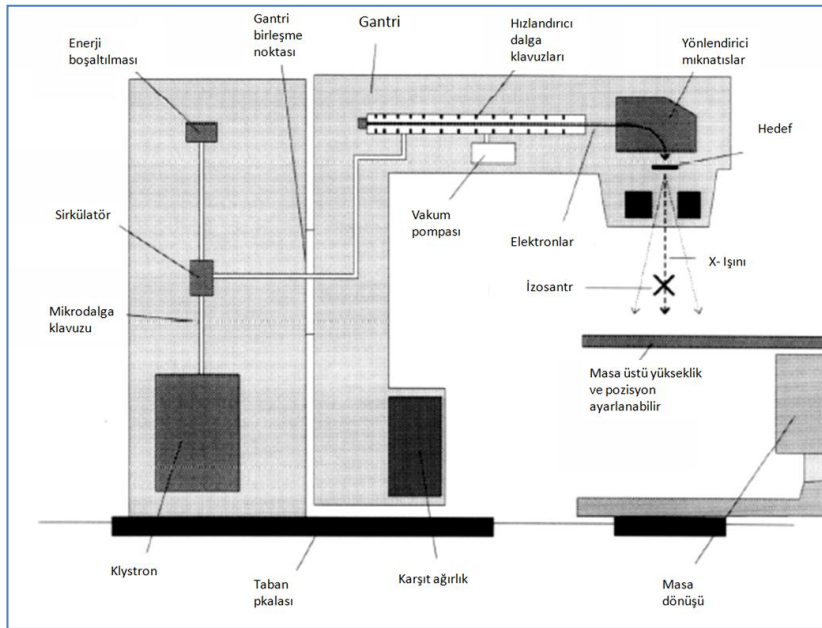
Lineer hızlandırma, elektronların, bir tüp boyunca yüksek frekanslı EM dalgalar kullanılarak hızlandırılması işlemidir. Lineer Hızlandırıcı, temel olarak modülatör,

elektron tabancası, RF (radyo frekans) güç kaynağı (magnetron veya klystron), hızlandırıcı tüp ve kolimatör sisteminden oluşmaktadır (Lauger 1995). Şekil 2.8'de Lineer hızlandırıcının genel yapısı gösterilmektedir.

Medikal lineer hızlandırıcıların temel yapısı Şekil 2.9'da şematik olarak gösterilmektedir. Burada modülatör; şebeke elektriğiyle (210-380 Volt alternatif akım) beslenmekte ve bu gerilim doğru akıma dönüştürülerek 30-40 kV'e kadar çıkartılmaktadır. Modülatör içerisindeki özel donanımlar, bir kaç mikro saniye ( $\mu s$ ) süren ve saniyede bir kaç yüz kere tekrarlayan yüksek gerilim darbesi oluşturarak elektron tabancasını ve RF güç kaynağını eş zamanlı olarak tetiklemektedir.

Lineer hızlandırıcı cihazına ait olan diğer bir aygıt elektron tabancasıdır ve modülatör tarafından tetiklenmektedir. Ürettiği 15-50 keV enerjili elektronları modülatör uyarısı ile saniyede bir kaç yüz kere hızlandırıcı tüpe göndermektedir.

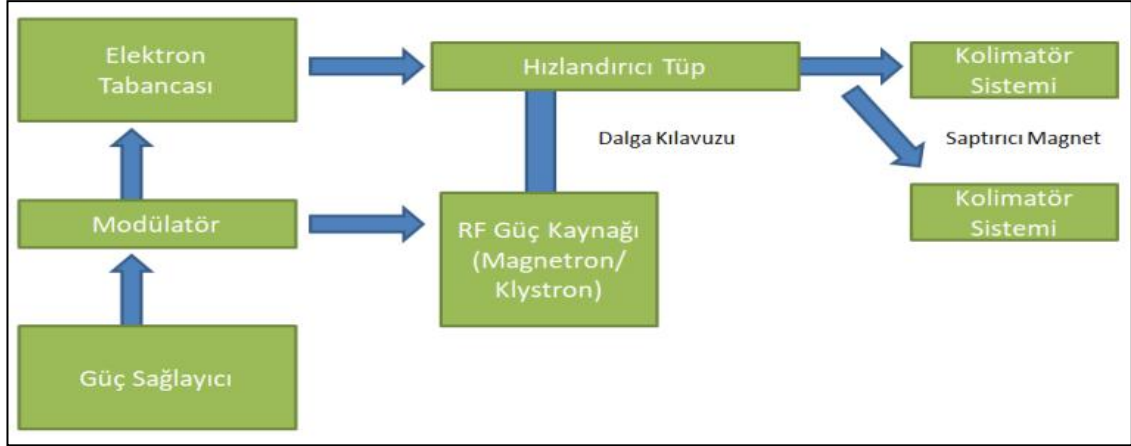
RF güç kaynağı, modülatör aracılığıyla eş zamanlı olarak tetiklenmektedir. RF güç kaynağı, hızlandırıcı tüpe elektron tabancası tarafından gönderilen elektronları hızlandırmak için 3000 MHz frekanslı elektromanyetik (mikro) dalga üretmektedir. Elektronlar hızlandırıcı tüp içerisinde bu mikrodalgaların elektrik alanı etkisiyle hızlandırılmaktadır.



Şekil 2.8. Lineer hızlandırıcının genel yapısı (Khan 2003)

Magnetron; RF güç kaynağı olarak kullanılan bir aygıttır ve mikro saniyeler süren mikrodalga atımları üretmektedir. Saniyede bir kaç yüz atım oluşturmaktadır. Her atım içerisindeki mikrodalgaların frekansı 3000 MHz'dir ve 6 MV gibi düşük enerjili lineer hızlandırıcılarda magnetronların çıkış gücü 2 MW olmaktadır. Klystron ise diğer bir RF güç kaynağı olarak kullanılmaktadır. Magnetrondan farklı olarak mikrodalga üretmez ancak mikrodalga güçlendiricisi olarak görev yapmaktadır. Osilatörler tarafından üretilen mikrodalgalar güçlendirilmek üzere buraya gönderilmektedir (Çetingöz 2015).

Hızlandırıcı tüpler, içerlerinde birçok bakır mikrodalga rezonans oyuğuna sahiptir. Tüp uzunluğu elde edilmek istenen elektron enerjisine göre değişmektedir. Demetleyici ve hızlandırıcı olarak iki bölümden oluşmaktadır. Hızlandırma bölümünde elektronlar 25 MeV enerjiye kadar ulaşabilmektedirler.



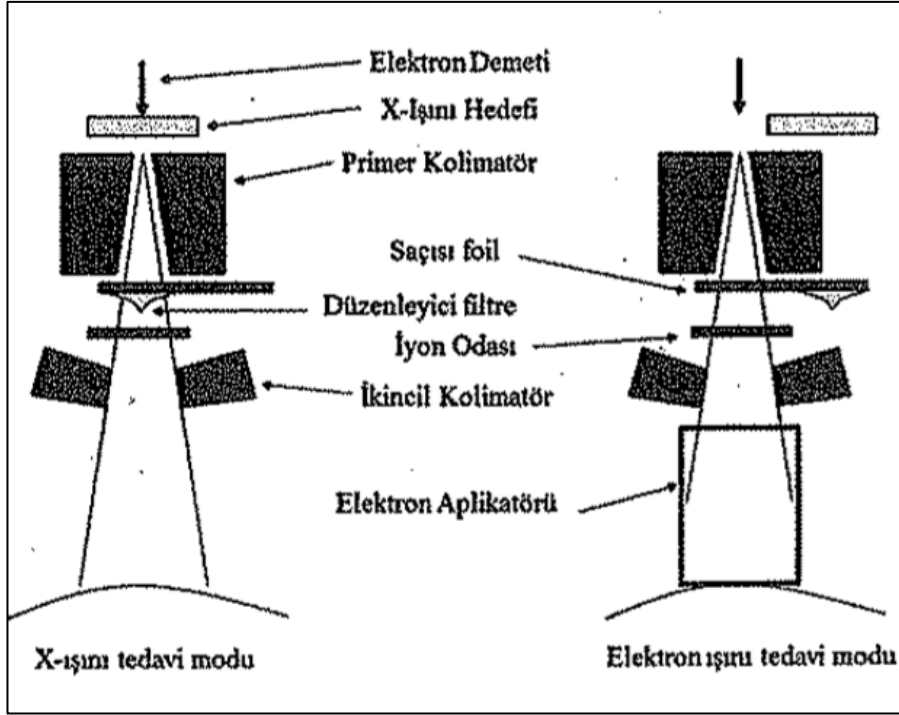
**Şekil 2.9.** Lineer hızlandırıcının şematik gösterimi

Kolimatör sistemleri kurşun, tungsten veya kurşun-tungsten alışımları gibi yüksek yoğunluklu kalın bir tabaka ile çevrilidir. Sistemin yapısında; hedef, saçıcı filtre, düzenleyici filtre, iyon odası, primer (sabit) ve ikincil (hareketli) jawlar (çeneler), çok yapraklı kolimatör (ÇYK) ve radyasyon alanını taklit eden ışık sisteminden oluşur. Bu ışık lokalizör sistemi yardımıyla ışık kaynağı ve ayna kullanılarak tedavi alanının gösterilmesi için kullanılır. İkincil kolimatörler (çeneler), kurşun ya da tungsten malzemeden yapılmış olup, dikdörtgenel tedavi alanlarını belirlemekte ve elektronlar içinse aplikatörler kullanılmaktadır (Khan 2003). Sistem elemanları seçilecek olan elektron ya da X-ışını moduna göre Şekil 2.10'da gösterildiği gibi konumlanmaktadır.

Kolimatör sisteminde, radyasyon alanlarının şekillendirilmesini sağlayan, birbirinden bağımsız hareket eden, ince ve yoğunluğu yüksek metal birçok plakanın oluşturduğu, Şekil 2.11'de gösterilen ÇYK olarak adlandırılan bölüm oldukça önemlidir. ÇYK'de yaprakların sayısı, kalınlıkları, radyasyonu geçirgenliği, yapraklar arası sızdırmazlık, diverjans özelliği ve yaprak hızları üretici firmalara bağlı olarak değişmektedir. ÇYK, yeni radyoterapi tekniklerinin (Konformal, YART, IMAT (YRART), IGRT) uygulanabilmesine olanak sağlamaktadır (Çetingöz 2015).

Medikal alanda kullanılan modern lineer hızlandırıcılar, standart kolimatörleri kullanmak yerine çok yapraklı kolimatörleri kullanmaktadır. ÇYK, kolimatörlere göre büyük avantajlara sahiptir. Bunlardan en belirginini ışını her hedefe, alana ve hastaya göre şekillendirebilmekte ve doğru bir şekilde radyasyon dozunu hedefe gönderebilmektedir (Van Dyk 1999).



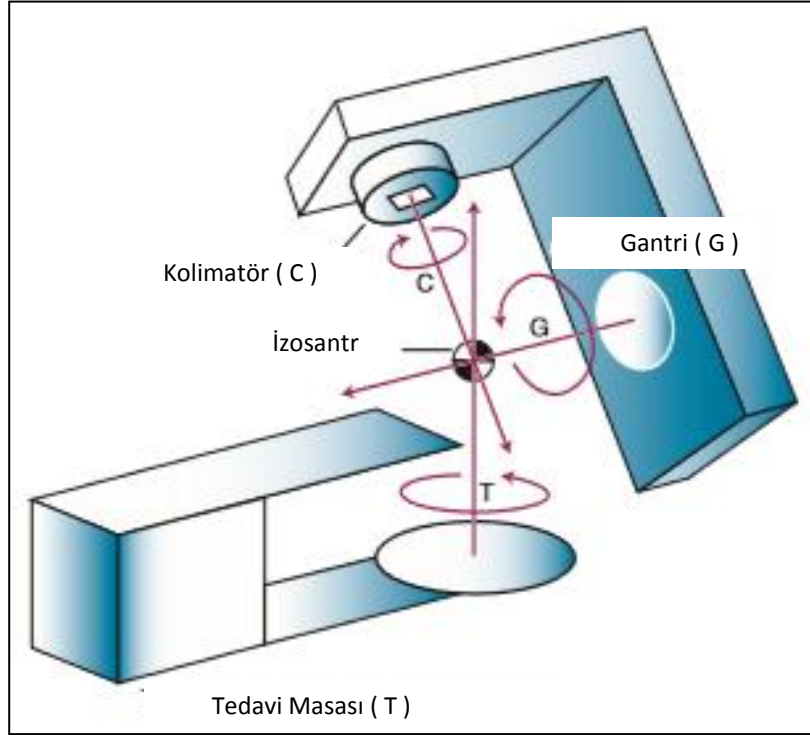


**Şekil 2.10.** Kolimatör sistemi ve seçilen radyasyonun türüne göre sistem elemanlarının konumlanması (Çetingöz 2015)



**Şekil 2.11.** Çok yapraklı kolimatör sistemi (ÇYK) (Çetingöz 2015)

Lineer hızlandırıcıyı oluşturan bölümlerden birisi gantridir. Gantri radyasyon kaynağının yatay eksen üzerindeki dönüşünü sağlamaktadır. Gantrinin yatay eksen üzerindeki dönme hareketi, kolimatörde alanın merkezinden geçmekte olan dik eksek etrafında dönmesiyle gerçekleşmektedir. Gantri dönme eksenine kolimatörün dönme ekseninin kesiştiği noktaya izosantr denir. Modern lineer hızlandırıcılarda gantri aksında 360° dönmektedir. Lineer hızlandırıcı geometrisi Şekil 2.12'de verilmiştir. Üç dönme eksenli, izosantr adı verilen bir noktada kesişir. Masa yüzeyi toplam 6 derecelik serbestlik için üç yönden çeviri yapabilmektedir (Gunderson 2012).



**Şekil 2.12.** Lineer hızlandırıcı geometrisi (Gunderson 2012)

Doğrusal bir hızlandırıcıda, elektronlar yüksek enerjiye hızlandırılır ve bir elektron ışını olarak makineden çıkmasına izin verilir veya bremsstrahlung etkileşimi ile X ışınları üretmek için yüksek bir Z hedefine yönlendirilir. Lineer hızlandırıcı, nispeten küçük bir cihazda mega voltaj x-ışınlarının uygun şekilde üretilmesini sağlar ve varlığı, II. Dünya Savaşı'nda radarın gelişimi sırasında magnetron ve klystron icadı ile doğrudan ilişkilidir. Doğrusal hızlandırıcılar, X-ray ve elektron modları, çoklu enerjiler ve bilgisayar kontrolleri ile oldukça çok yönlüdür (Gunderson 2012).

## 2.8. Radyoterapide Dozimetri Yöntemleri

### 2.8.1. Derin doz dağılımları

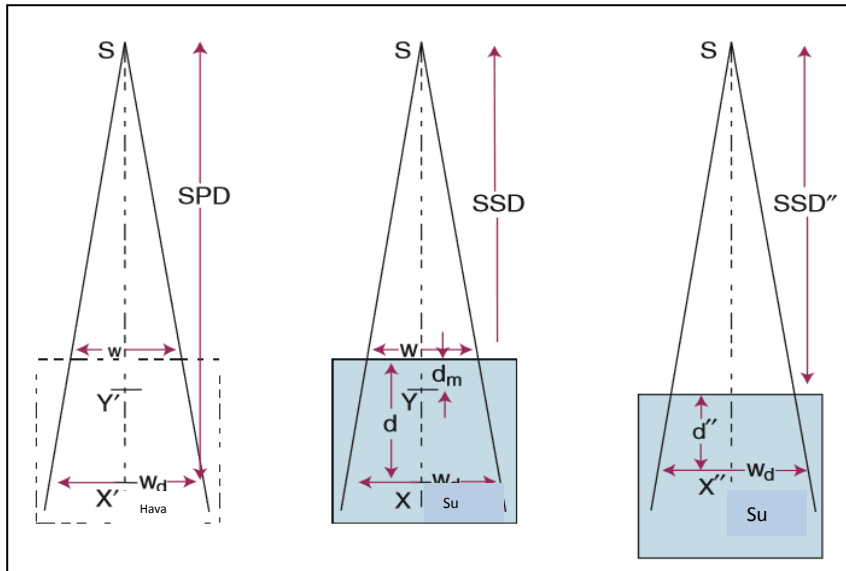
Radyasyon tedavisinde doz dağılımlarını doğrudan ölçmek mümkün olmamaktadır. Doz dağılım bilgilerinin, küçük hacme sahip iyon odaları kullanılarak, su fantomunda veya su eşdeğeri katı fantomlarda ölçülmesi gerekmektedir. Fantom veya hastadaki derinlikle birlikte soğurulan doz değişmektedir. Bu değişim enerji, derinlik, alan büyüklüğü, kaynaktan olan uzaklık, demet kolimasyon sistemi gibi birçok nedene sahiptir (Öztürk 2010).

Harici radyasyon ışınlarının doz karakteristiklerini tanımlamak için üç matematiksel fonksiyon kullanılır: Yüzde Derin Doz (PDD; Percentage Depth Dose ), Doku Hava Oranı (TAR; Tissue Air Ratio), Doku Fantom Oranı (TPR; Tissue Phantom Ratio). Bu doz fonksiyonları, herhangi bir referans noktasında dozu işaret eder. Derin doz ve izodoz dağılımları belirlenirken TLD (Termoluminesans dozimetre), diyot ve film dozimetresi ölçüm yöntemleri olarak kullanılmaktadır (Gunderson 2012).

İzodoz eğrileri, ortamda birbirine eşit dozların absorbe edildiği noktaların birleşmesinden meydana gelen eğilerdir. İzodoz eğrilerinin biçimlenmesi, kaynak büyüklüğü, filtre, alan büyüklüğü ve SSD gibi ışın parametrelerine bağlılık göstermektedir. Radyoterapide önemli bir kavramdır çünkü tümöre verilmek istenen doz, PTV'yi (Primer Tumor Volume) saran izodoz eğrisine göre tanımlanmaktadır.

ICRU 24. raporunda radyoterapi prosedürlerinde, X ve gama ışınları ile ışınlanmış bir hastada emilen dozun belirlenmesi için kullanılan prosedür ve ışınım geometrisi Şekil 2.13'te gösterilmektedir (ICRU 1976).

Foton huzmesi dokuya veya fantoma girdiğinde absorbe doz derinlik ile değişmektedir. Derinlik değişimden yararlanılarak, ölçümler merkezi eksen boyunca yapılmakta böylece referans bölge radyasyon ölçümlerinin fonksiyonu olarak ifade edilmektedir (Çetingöz 2015). Bu referans koşulları IAEA TRS-398 protokolü gereği gerçekleştirilmektedir (IAEA 2000).



**Şekil 2.13.** Derinlik dozunun, doku-hava oranının ve doku-fantom oranının ölçülmesi için kullanılan referans ışınlama geometrileri (Gunderson 2012)

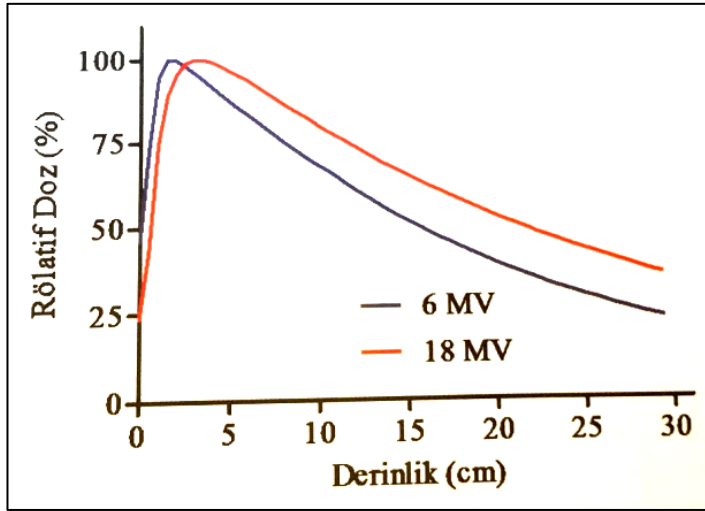
Yüzde derin doz (PDD), Dd derinliğindeki dozun, Işının merkez eksenini boyunca ölçülen ve yüzde olarak ifade edilen maksimum doza (Dm) oranı şeklinde ifade edilmektedir. X ve Y noktaları, sırasıyla Şekil 2.13'de gösterilen derinlikteki Dd ve Dm konumlarıdır. Birçok parametre PDD'leri etkilemektedir. Bunlar; derinlik (d), dm (maksimum doz noktası), ışın kalitesi ve enerjisi (E), alanın büyüklüğü ve şekli, kaynak yüzey mesafesi (SSD) ve yüzeydeki alanın boyutuna bağlı olmaktadır. Matematiksel olarak PDD:

$$PDD(d, d_m, E, SSD, w) = \frac{D_d}{D_m} \times 100\% = \frac{D_x}{D_Y} \times 100\% \quad (2.4)$$

Burada; d derinlik, dm maksimum doz noktası, E ışın enerjisi, SSD kaynak yüzey mesafesini göstermektedir.

PDD ölçümleri merkez eksen boyunca, yüzeyden başlayarak ve derinliğe kadar ilerleyerek suda elde edilir. PDD, foton ve elektron ışınları için kullanılmaktadır ve genellikle yüzde olarak değil, bir kesir olarak ifade edilmektedir. Ölçüm basitliğinden dolayı teşhis ve tedavi radyasyonu ışınları için ölçülen doz fonksiyonu olarak kullanılmıştır ve ışın karakterizasyonu için temel doz ölçümü olarak ta kalmıştır. Bir PDD ölçümünün doğasında, kaynağın uzaklığı değiştikçe, malzeme ve ters kare etkisiyle zayıflamanın etkileri vardır (Gunderson 2012).

Derin doza etki eden faktörlerden en önemlisi derinliktir ve her derinlikteki PDD değeri fotonun enerjisi ile artarken, Şekil 2.14'te görüldüğü gibi PDD eğrisinde eğim azalmaktadır (Çetingöz 2015). Bu nedenle yüksek enerjili fotonların giricilikleri daha yüksektir ve Çizelge 2.2'de gösterildiği gibi yüksek PDD değerlerine sahiptir.

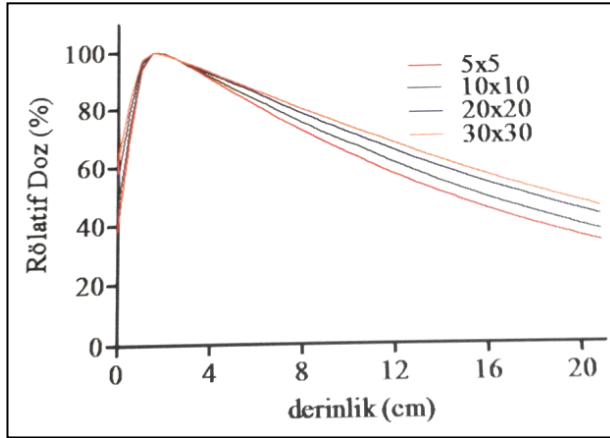


**Şekil 2.14.** İki farklı enerjide foton ışınının derin doz dağılımı (SSD 100 cm ve 10 x 10 cm<sup>2</sup> alan için) (Çetingöz 2015)

**Çizelge 2.2.** Farklı enerjilerde foton ışınlarının 10 x 10 cm<sup>2</sup> alan büyüklüğünde ve 10 cm derinlikteki PDD değerleri ve maksimum doz derinlikleri (Çetingöz 2015)

Enerji	SSD (cm)	PDD (10 cm)	$D_{maksimum}$
300 kV X-ışını (4.0 mm Cu)	50	35,0	0
Co-60	80	56,4	0,5
6 MV	100	67,7	1,5
10 MV	100	73,0	2,3
16 MV	100	76,8	2,8

PDD eğrilerini etkileyen bir diğer faktör ise alan boyutundaki değişimdir. Alan büyüklüğündeki artış ile saçılan radyasyonun absorbe doza katkısı da Şekil 2.15'te gösterildiği gibi artmaktadır.



**Şekil 2.15.** 6MV foton enerjisi için farklı alan büyüklüklerinde derin doz dağılımları (Çetingöz 2015)

PDD'de meydana gelen bu artış her enerji seviyesindeki fotonlar için geçerli olmaktadır. Fakat enerjinin artması ile saçılan radyasyon azaldığından ve yüksek enerjili fotonlar daha yoğun olarak ileri doğru saçıldığından, PDD'nin alan bağımlılığı yüksek enerjilerde düşük enerjilere oranla daha az olmaktadır (Çetingöz 2015).

### 2.8.2. TAR- Doku Hava Oranı (Tissue Air Ratio)

TAR kavramı 1953 yılında Johns tarafından geliştirilmiştir ve rotasyon tedavilerindeki dozların hesaplanması için kullanılmıştır. Uzayda sabit bir ışınlama noktası verildiğinde, fantomda oluşan  $D_x$  dozunun, havada oluşan  $D_x'$  ile aynı noktaya oranı TAR olarak adlandırılır (bkz. Şekil 2.13). Noktadaki alan boyutu ve kaynak- nokta mesafesi sabittir; tek değişken, fantomdaki derinliktir.

$$TAR(d, w_d, E) = \frac{D_x(d, w_d, E)}{D_x'(w_d, E)} \quad (2.5)$$

Burada;  $D_x$  fantomda soğurulan radyasyon dozunu,  $D_x'$  havada soğurulan radyasyon dozunu, E foton ışını enerjisini ve d uzaklığı göstermektedir.

TAR sadece foton ışınları için kullanılır ve elektron ışınları için geçerli değildir. TAR foton enerjisine, derinliğe, alan genişliğine bağlı olarak değişirken, SSD (kaynak uzaklığı)'den bağımsızdır. Çünkü SSD'den bağımsız olarak saçılma (scatter) katkıları sabit alan boyutları için neredeyse sabit olmaktadır. Bu bağımsızlık, TAR'ın geniş çapta klinik olarak kullanılan SSD'lerin düzeltilmeden kullanılmasını sağlar. Alan boyutlarının artması ile doz saçılmaları da artmaktadır (Gunderson 2012).

### 2.8.3. TPR- Doku Fantom Oranı ve TMR- Doku Maksimum Oranı

TAR için gerekli hava içi ölçümlerin pratik olmadığı durumlarda yaklaşık 4 MV'nin üzerindeki foton enerjileri için TPR (Tissue Phantom Ratio) kullanılmaktadır.

PDD ve TAR'da olduğu gibi, TPR iki dozun oranıdır; bununla birlikte, her iki doz da fantomda yapılır. TPR, D derinliği ile ölçülen Dx dozunun, referans d'' derinliğinde (5 - 10 cm) ölçülen Dx'' dozuna oranıdır (bkz. Şekil 2.13).

$$TPR(d, w_d, E, d'') = \frac{D_x(d, w_d, E)}{D_x''(d'', w_{d''}, E)} \quad (2.6)$$

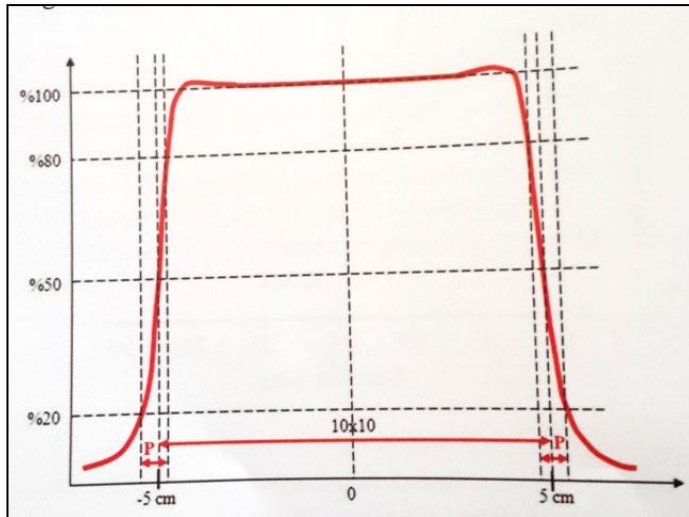
Burada; Dx fantomda soğurulan radyasyon dozunu, Dx' havada soğurulan radyasyon dozunu, E foton ışını enerjisini, d uzaklığı ve d'' fantom üzerindeki referans derinliği göstermektedir.

Her iki ölçüm, alan büyüklüğü her noktada aynı olacak şekilde ve SSD sabit olacak şekilde yapılmaktadır. X noktasının derinliği, belirli bir alan boyutu için bir dizi derinlik üzerinde TPR'lerin üretilmesi için değiştirilmiştir. TPR sadece foton ışınları için kullanılır ve elektron ışınları için geçerli değildir.  $D_{maks}$  Maksimum dozun derinliği olduğunda, TPR doku-maksimum oranı (TMR- Tissue Maximum Ratio) olarak adlandırılır. TPR ve TMR, doz hesaplamalarında TAR ile aynı şekilde kullanılır. TMR, basit bilgisayar programlarında ve manüel (el ile) hesaplamalarında monitor unit (MU) hesaplamaları için kullanılan en yaygın veri formatıdır (Gunderson 2012).

Lineer hızlandırıcılar da genellikle ışının maksimum doz noktasında 1 cGy=1 MU (monitör ünitesi) olacak şekilde doz kalibrasyonu yapılmakta ve böylece ışınlama zamanı MU cinsinden ifade edilmektedir. Işınlama zamanı (MU veya cGy/dk), her ışın alanı için farklı olan birçok parametreye bağlı olarak değişmektedir (Çetingöz 2015).

#### 2.8.4. Foton ışınlarında doz profili, flatness ve simetri

Foton ışınlarında doz profili, merkezi eksene dik (fantom yüzeyine paralel) bir düzlemde, merkezi eksenden radyasyon alanının kenarlarına doğru oluşan doz dağılımını göstermektedir (bkz. Şekil 2.16).



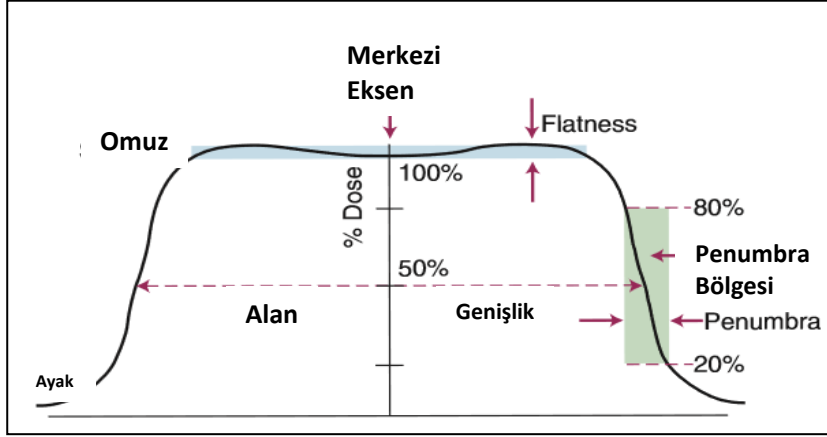
**Şekil 2.16.** Bir foton ışını için doz profili (Penumbra-P) (Çetingöz 2015)

Doz profillerinin kullanım amacı; foton ışınlarının düzgünlüğünün (flatness), simetrisinin ve penumbrasının (yarı gölge) belirlenmesidir. Bir ışın alanı için doz



profili, belirli derinlikteki (ör: Dmaks, d5, d10 vb.) yatay düzlemlerde, o alanın merkezinden geçen X, Y ve diyagonal hattı boyunca ölçülür (Çetingöz 2015).

Işın düzlüğü flatness (F), Şekil 2.17’de gösterildiği gibi, doz profilinde merkezden kenarlara doğru alan yüzeyinin %80’i içinde bulunan maksimum (Dmaks) ve minimum (Dmin) dozlar bulunarak değerlendirilmektedir.



Şekil 2.17. Tipik bir foton huzmesinin doz profilleri (Gunderson 2012)

Standart linak ölçümlerinde izosantr mesafesinde mümkün olan en büyük alanda (ör: 40x40 cm<sup>2</sup>), SSD=100 cm ve 10 cm derinlikte yapılan ölçümlerde, genellikle F değerinin %3’ten küçük olması gerekmektedir.

$$F = \left( \frac{D_{maks} - D_{min}}{D_{maks} + D_{min}} \right) \times 100 \quad (2.7)$$

Işın simetrisinin değerlendirilmesi ise merkezi eksenin eşit uzaklıkta simetrik iki noktadaki dozların birbirine göre farkının  $\pm\%2$  içinde kalması olarak tanımlanır (Gunderson 2012).

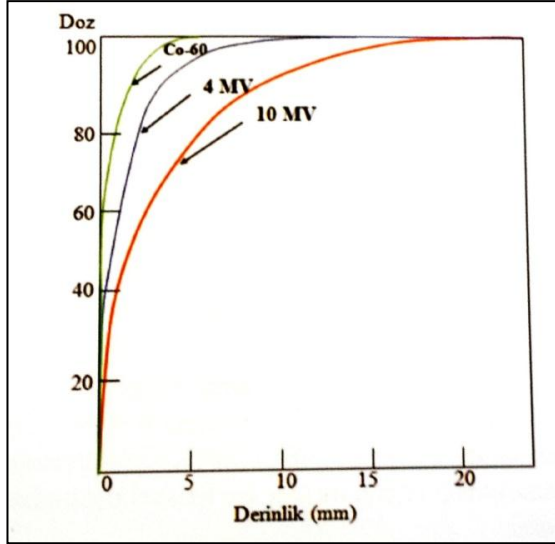
### 2.8.5. Build-up bölgesi

Işınlanan dokuya enerji, radyasyon kaynağından yayılan primer foton huzmesi ile taşınmaktadır. Ancak enerji, primer (birincil) fotonlar tarafından dokuda saçılan sekonder (ikincil) elektronlar ile dağıtılmaktadır. Doz dağılımları genellikle bu ikincil elektronların erişim mesafesi ve yönlerine bağlıdır. Yüksek enerjiye sahip fotonlarda bu ikincil elektronların erişim mesafesi daha uzun ve bu sebeple maksimum doz, Şekil 2.18’de gösterildiği gibi düşük enerjilere sahip fotonlara göre daha derinlerde oluşmaktadır (Çetingöz 2015).

Radyoterapi için kullanılan mega voltaj foton ışınları, soğurucu bir ortamda dozun yüzeyde nispeten düşük olduğu ancak bir kaç mili metre veya on mili metre boyunca hızla maksimum bir hızla arttığı bir davranış sergilemektedir. Hızla artan dozun bu bölgesi, build-up (birikme) bölgesi olarak adlandırılmaktadır.

Mega voltaj foton etkileşimleri tarafından üretilen ikincil elektronlar öncelikle etkileşim noktasından ileriye doğru hareket etmektedir. Yön ve aralık, Şekil 2.19’da

gösterilen ok grupları ile temsil edilmektedir. Yüzey ilk etkileşim noktasıdır ve bu etkileşimlerden gelen doz ileri yönde (A noktası) iletilmektedir. Sekonder elektron üretmek için yüzeyden yukarı yönde herhangi bir etkileşim noktası olmadığından, yüzey dozu düşüktür.

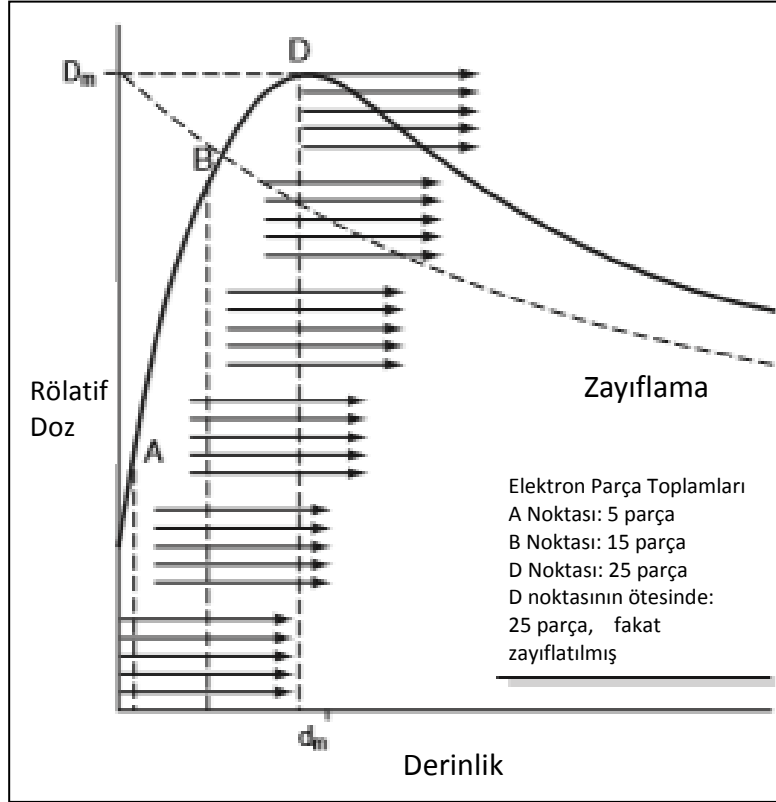


**Şekil 2.18.** Farklı enerjilerdeki ışınların, build-up doz karakteristikleri (Çetingöz 2015)

Bu elektron parçaları yüzeyden gelenlerle örtüşür (toplam). Derinlikteki ek tabakalar, benzer etkileşimlere ve daha önceki olanlarla toplanan ikincil elektron dağılımlarına sahiptir. Doz miktarı, ardışık elektron parçaları üst üste geldikçe hızla ve lineer olmayan şekilde artar (B noktası). Ortalama, sınırlı ikincil elektron aralığı göz önüne alındığında, tam elektron örtüşmesinin meydana geldiği noktaya ulaşılır (nokta D). Bu noktada, toplanan elektron parçalarının sayısı sabittir, çünkü üretilen elektronlar kaybedilenlerle eşleşmektedir. Maksimum doza ( $D_m$ ),  $d_m$  derinliğinde ulaşılır ve  $d_m$  ortalama ikincil elektron aralığını göstermektedir.

Foton zayıflaması meydana geldiğinden, etkileşim sayısı ve elde edilen ikincil elektronlar, yüzeyden derinlikle azalır. Zayıflama, birikim süreciyle eş zamanlı düşmektedir. Bununla birlikte, birikme, zayıflamadan daha hızlıdır ve net bir doz kazanımı ile sonuçlanır. Bir birikme bölgesinin varlığı ve dikliği, etkileşimin tipini ve ikincil elektronların dağılımını ve dağılımını yöneten gelen foton enerjisine bağlıdır. Daha yüksek foton enerjilerinde,  $d_m$  daha büyüktür çünkü ortalama ikincil elektron aralığı daha büyüktür.  $D_m$ 'nin ötesinde, foton zayıflaması, geçici elektronik denge ile sonuçlanır ve derinlikli dozda bir azalma Şekil 2.19'da noktalı çizgi olarak gösterilmiştir (Gunderson 2012). Radyoterapide kullanılan çeşitli foton enerjilerinde maksimum doz, Co-60 için 0,5 cm, 4 MV X-ışınlarında 1,2 cm, 6 MV X-ışınlarında 1,5 cm, 10 MV X-ışınlarında 2,5 cm ve 15 MV-18 MV X-ışınlarında yaklaşık 3,5 cm derinlikte oluşmaktadır.





Şekil 2.19. Radyasyon dozu birikmesi (Gunderson 2012)

### 2.8.6. Penumbra (yarı gölge)

Işın kenar keskinliği veya penumbra, tipik olarak 7 ila 12 mm genişliğindedir ve ikincil elektronların veya dağınık fotonların miktarı ve enerjisine göre değişmektedir. Dağılım miktarı arttıkça, penumbra da benzer şekilde değişmektedir. Penumbra; derinlik, enerji ve SSD arttıkça artmaktadır. Daha yüksek etkili bir enerjiye sahip olan saçılmış elektronlar ve fotonlar, ışın kenarının dışında karşılık gelen daha yüksek bir yanal dağılım aralığına sahiptir. Bu etki profilin bozulması (daha belirgin omuz ve ayak kısmı) olarak görülmekte ve Şekil 2.17’de bu alan gösterilmektedir (Gunderson 2012).

## 2.9. Temel Tedavi Teknikleri ve Doz Hesaplama Teknikleri

### 2.9.1. Tedavi planlama sistemi

Geçmiş radyoterapi süreçlerinde, hastalar tedavi cihazlarına alınarak, alanlar radyasyon onkologlarının genel anatomik bilgilerine ve hastanın türüne göre seçilmekteydi. Lokalizasyona yardımcı olmak amacı ile tanı amaçlı radyografiler mevcuttu. Bu işlemler klinik kurulum olarak adlandırılmaktaydı, çünkü tedavi cihazında ışın geometrisine karar vermek için çeşitli yardımcılarla birlikte kullanılmaktaydı. Basit ışın alanları ve el ile engelleme kullanılmaktaydı. Klinik kurulum artık yaygın olarak yapılmamaktadır. Bunun yerine, simülasyon, bir simülatör olarak adlandırılan, bir klasik simülatör olarak adlandırılan (BT simülatörünün aksine) özel bir X-ray makinesi üzerinde gerçekleştirilir.

Günümüzde bilgisayarlı dozimetri sistemleri kullanarak hacimsel doz hesaplama teknikleri kullanılmaktadır (Tunçel 2017). Tıbbi fizikçiler tarafından gerekli radyasyon alanları oluşturularak, bu alanların doz dağılımları elde edilmektedir. Doz hesaplamaları gerekli fiziki parametreler ayarlanarak bu BT görüntüleri üzerinden yapılmaktadır. BT kesitleri kullanılarak yapılan sanal planlamada, alanların boyutunu ve şeklini gösteren görüntüler bilgisayar tarafından dijital olarak oluşturulur (DRR; Digitally Reconstructed Radiograph). TPS' de oluşturulan bu görüntüler tedavi ünitesine gönderilmektedir. Tedavide çekilen portal görüntülerin doğruluğu, TPS' de oluşturulan ve referans olarak kabul edilen DRR görüntüleri karşılaştırılarak yapılmaktadır (Çetingöz 2015).

Radyoterapide kullanılan tedavilerin planlanmasında alan sayılarının artmasıyla ve alan şekillerinin daha karışık hal almasıyla hastanın tedavi planının yapılması için konvansiyonel simülatörler yerini sanal simülatörlere (TPS) bırakmıştır. Bu gibi planlamalarda, hastanın transvers (aksiyel) kesitlerinden elde edilen anatomik bilgilerine ihtiyaç bulunmaktadır. Hastanın tedavi alanları, bilgisayarlı tomografi (BT) simülatöründen elde edilen kesitlerin 3-boyutlu olarak (transvers, sagittal, koronal düzlem) rekonstrüksiyonlarının yapılabildiği TPS' de (Tedavi Planlama Sistemi) özel bir simülasyon/3D planlama yazılımı kullanılarak bilgisayar ortamında sanal olarak belirlenmektedir. BT simülasyonunda öncelikle hasta üzerinde referans noktaları belirlenmektedir. Hastanın BT görüntüleri sanal simülasyon konsoluna gönderilerek bu konsollarda BT kesitleri üzerinden gerekli volüm sınırları radyasyon onkologları tarafından çizilmektedir. Bu işlem hedef hacimlerin konturlanması olarak adlandırılmaktadır. Konturlanmış BT görüntüleri TPS bilgisayarlarına gönderilmektedir.

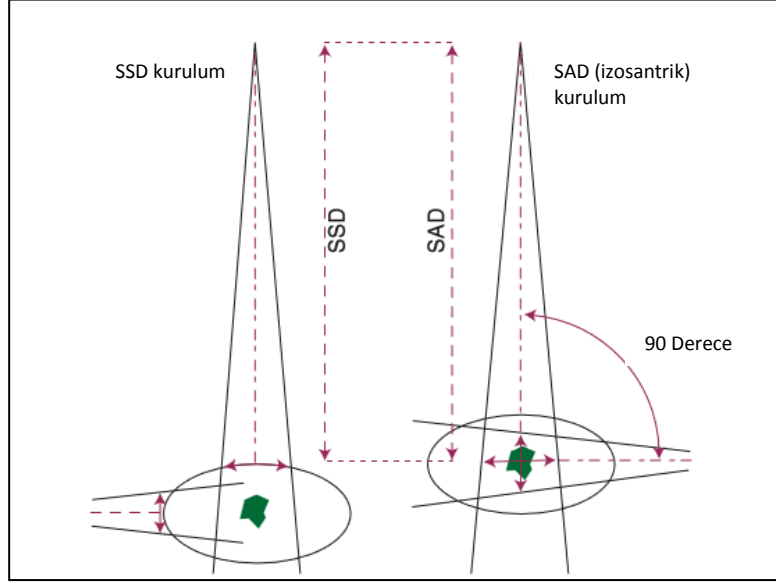
Geleneksel bir simülatör, radyoterapi makinesinin tüm geometrik parametrelerini yeniden üretir ve kullanımı aşağıdaki avantajlara sahiptir:

1. Klinik kurulumda tedavi işlemi için zamandan tasarruf sağlamaktadır. Özel bir simülatörde simülasyon yapılmaz.
2. Simülatörler, radyografik ve floroskopik yeteneklere sahip tanısal makinelerdir. Görüntüler, zayıf port film kalitesi yerine tanı kalitesindedir.
3. Makine SSD, SAD, blok pozisyonu ve alan boyutu ile ilgili farklı işleme makinesi geometrilerini simüle edebilir.
4. Simülatörler simülasyon sürecine adanmıştır ve farklı tedavi geometrileri rahatlıkla araştırılabilir (Gunderson 2012).

### **2.9.2. SSD tekniği (kaynak– yüzey mesafesi)**

Hasta kurulumu için iki temel yöntem vardır: Şekil 2.20'de gösterilen SSD (source skin distance) ve SAD (source axis distance) teknikleridir. SAD tekniği en çok günümüzün izosentrik tedavi cihazları ile kullanılmaktadır (Gunderson 2012).

Sabit SSD tedavi tekniği genellikle tek alandan yapılan foton ve elektron tedavilerinde kullanılmaktadır. Kaynak ile merkezi ışının cilde giriş noktası arasındaki mesafe (SSD) sabittir ve alan boyutları hastanın cildi üzerinde tanımlanmaktadır. Bu mesafe (izosantr mesafesi) lineer hızlandırıcılarda 100 cm'dir (Çetingöz 2015). Bir tedavi SSD tekniği ile kurulursa, hastanın cildine olan uzaklık kaydedilir ve her tedavi için bir referans mesafesi olarak kullanılabilir.



**Şekil 2.20.** SSD ve SAD teknikleri (Gundersen 2012)

Farklı bir alan tedavi edildiğinde, yeni SSD hasta tedavi edilmeden önce gerektiği şekilde ayarlanmaktadır. Her alan bağımsız olarak ayarlanarak işlenmektedir (Gundersen 2012). Standart SSD, aynı zamanda makine kalibrasyonu için kullanılan mesafedir. Tedavi cihazları genellikle, 10 x 10 cm<sup>2</sup> referans alan boyutunda ve 10 cm referans derinlikte, Dmaks derinliğindeki doz 1 cGy=1 MU olacak şekilde kalibre edilmektedirler.

SAD tedavileriyle kıyaslandığında, SSD tedavileri hedefi daha uzak bir noktaya yerleştirir. Ters kare etkisi daha az olduğu için, PDD'ler daha büyüktür ve daha büyük alan boyutları mümkün olabilir. Dezavantajı ise her tedavi alanının bireysel olarak ayarlanması ve tedavi masası ile hastanın ardışık alanlar arasında, hastanın hareket etmesini gerektirmesidir. SSD tekniğinde huzmeler genellikle Dmaks derinliğindeki %100 doz birimi ağırlığındadır (Gürdallı 2002).

### 2.9.3. SAD tekniği (kaynak– aks mesafesi)

Birden fazla foton alanı kullanılacağı zaman tercih edilen bir tekniktir. Tedavi edilmek istenen hedef hacmin merkezi, cihazın izosantr noktasına yerleştirilmektedir (bkz. Şekil 2.20). Buna bağlı olarak farklı gantri açılarındaki tedavi alanları için SSD mesafesi hasta konturuna bağlı olarak değişmekte, ancak izosantr üzerinde yer alan hedef volüm ile kaynak arasındaki mesafe (SAD) sabit kalmaktadır.

$$SAD = SSD - d \quad (2.8)$$

Burada d, eş merkez derinliğidir.

SAD tekniğinin bir avantajı, bir alan doğru bir şekilde ayarlandıktan sonra, hedefin izosantr olması ve sonraki tedavi alanlarının çoklu SSD'leri ayarlamak zorunda kalmadan hızla kurulabilmesidir. Bu nedenle, çoklu alan planlarının tedavisi, daha az kurulum süresi nedeniyle daha çabuk yapılmakta ve hedef atlanmamaktadır.

Dezavantajı, alan boyutlarının bazen sınırlı olabilmesi ve birazda ters kare etkisinde olmasıdır. SAD tedavisi için hızlı kurulum ve hedeflemenin avantajları, çoğu durumda SSD tedavileri için daha büyük alan boyutuna ve artmış PDD'ye kıyasla daha ağırdır ve çoğu hasta için SAD tedavileri gerçekleştirilir (Gunderson 2012).

SAD ışın huzmesinin yönüne bakmaksızın sabit kalmaktadır. SSD, huzme yönüne ve hasta konturunun şekline bağlı değişebilmektedir. Farklı yönlerden gelen ışın huzmelerinin ve tedavi cihazı izosantrın hasta içinde belirli bir derinliğe yerleştirilmesine bağlıdır. Bu tedavi tekniğinde hasta hareketi söz konusu değildir. Yalnızca gantri hareket eder ve alan boyutları izosantrda tanımlanmaktadır (Gürdallı 2002).

#### 2.9.4. Tedavi volüm tanımları

Radyoterapide kullanılan volümlerin tanımı ICRU 50 (Internatonal Comission on Radiation Units and Measurement) raporunda tanımlanmıştır. Volüm tanımlamaları tedaviyi tanımlama, kaydetme ve raporlama konusunda gereklidir. Bu volüm tanımlaması 1993 yılında ICRU 50 raporunda GTV, CTV, PTV, TV, IV ve OAR şeklinde tanımlanmış, 1999 yılında ise ICRU 62 raporuyla IM, ITV, SM, PRV tanımlamaları da eklenmiştir (ICRU 1994, ICRU 1999). ICRU Raporu 62, ICRU Raporu 50'nin 1993 yılında yayınlanmasından bu yana mevcut olan yeni ve geliştirilmiş ışınlama tekniklerini kullanarak, foton ışın tedavilerinin reçetelendirilmesi, kaydedilmesi ve raporlanmasında da önemli olan hacimler ve soğurulan dozlar hakkında öneriler sunmaktadır. Bu tanımlar ideal bir durum için Şekil 2.21'de gösterilmiştir.

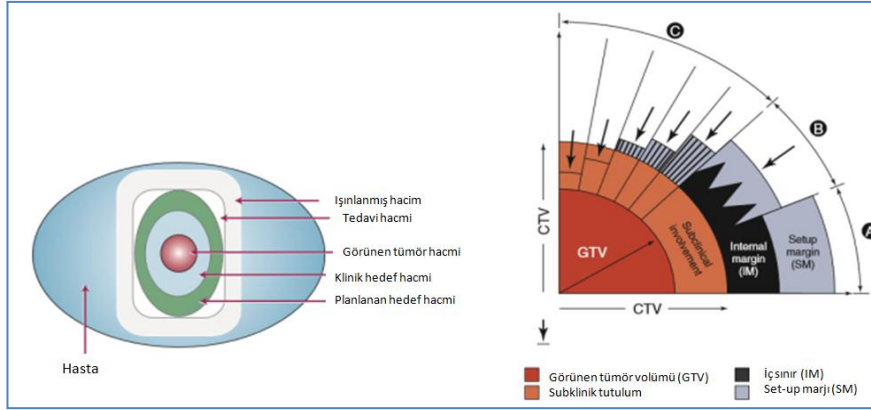
**Görünen tümör hacmi (GTV):** GTV, malign büyümenin brüt, palpe edilebilir veya görülebilir ölçüde ve yerini içeren hacimdir. GTV basit bir kontur, radyografi veya kesit görüntüleri üzerinde tanımlanabilir.

**Klinik hedef hacmi (CTV):** CTV, GTV ve şüphelenilen mikroskobik hastalığı içeren hacimdir. CTV, tedavi veya palyasyona etki etmek için reçete edilen dozu alması gereken hacimdir.

**Planlanan hedef hacmi (PTV):** PTV, GTV ve CTV'yi içeren ve ışınlama geometrisini ve organ ve hasta hareketleri ve ayarlama hataları gibi tedavi konusundaki tüm belirsizlikleri hesaba katan bir hacimdir. Klinik hedef volüme ilave bir marj bırakılarak tanımlanır. CTV'ye marj (sınır) bırakılarak PTV'nin tanımlanmasının sebebi tedavideki set-up (kurulum) hatalarından ve diğer belirsizliklerden dolayı CTV'nin tedavi süresince tedavi alanı içerisinde kalmasını sağlamaktır.

**Tedavi hacmi (TV):** Bir izodoz yüzeyi tarafından tamamıyla sınırlanmış hacimdir ve tanımlanan tedavi dozunu alması gerekmektedir (referans izodoz +%7 ve -%5) (ICRU 1994).

ICRU 50 sadece radyasyon hedef hacimleri olarak kabul edildi ve normal doku hacimlerini belirtmemektedir. ICRU 62 bu eksikliği, risk altındaki organları (OAR'ler) ve risk değerlerini belirleyen planlama organlarını (PRV'ler) belirterek gidermektedir. ICRU 62 raporunda GTV, CTV ve PTV kalmakla birlikte yeni tanımlanan hacimler şunlardır:



**Şekil 2.21.** ICRU 50 raporunda tedaviyle ilgili beş volüm tanımlaması ve farklı klinik senaryolarda, farklı hacimler arasındaki ilişkilerin şematik gösterimleri (ICRU 1994, ICRU 1999)

**Dâhili hedef hacmi (ITV):** ITV, CTV'nin hareketini hesaba katmak için CTV'nin bir genişlemesidir, örneğin solunum veya sindirim hareketlerinden kaynaklanır.

**Risk altındaki organ (OAR):** Planlanan tedavi alanının içinde kalacak ve radyasyon duyarlılığı nedeniyle tedavi planı veya doz değişimine neden olacak yapılardır (Ör: medulla spinalis, beyin sapı, akciğer vb.)

**Risk seviyesinde planlama organı (PRV):** PRV, muhtemel hareket nedeniyle OAR'ın genişlemesidir. Ancak, OAR'a hareket dâhil etmek zorlu bir süreç olabilmektedir (ICRU 1999).

### 2.9.5. Üç boyutlu konformal radyoterapi planlaması (3B-KRT)

3B-KRT'de amaç, uzayda üç boyut ile tanımlanabilen izodozun, hedef hacmi tamamıyla sarması ve aynı zamanda hedef hacim etrafındaki sağlıklı dokunun mümkün olan en az dozu almasıdır (Low 2011). 3B-KRT tekniğinde hedef hacmin izdüşümüne göre kolime edilmiş statik foton demetleri kullanılmaktadır. Alan içinde foton demetleri homojen yoğunluğa sahiptir. Demet homojenitesi kama filtreler veya kompensatörler gibi basit ekipmanlar ile değiştirilebilir (Boyer vd. 2001). Alan şekillendirmeleri için daha önceleri kullanılan fokalize bloklar yerine günümüzde alan şekillendirmelerini sağlayan ÇYK sistemi ile bu işlem kolaylıkla ve daha güvenilir olarak yapılmaktadır (bkn. Şekil 2.11). Alan şekillendirmeleri 3B-KRT planlamasında TPS aracılığıyla, PTV dikkate alınarak ve ÇYK sistemi kullanılarak yapılmaktadır. Bu sistem ile oluşturulan tedavi planlarının genel ismi 3B-KRT olarak adlandırılmaktadır.

Planlama için gerekli olan hasta bilgileri TPS'e, BT simülatörden doğrudan aktarılmaktadır. Tedavi alanlarının her gantri açısı için kaynaktan bakıştaki görüntüsü (BEV- beam's eye view, ışın gözü görüntüsü) TPS sisteminde elde edilmektedir. 3B-KRT prosedüründe, radyasyon ışını statiktir yani ışın değiştiriciler, gantri açısı, kolimatör ve tedavi masası açısı ışınlama sırasında sabit kalmaktadır.

### 2.9.6. Yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniği (YART)

Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Tekniği (YART) ilk olarak Rock Mackie tarafından 1993 yılında tanımlanmıştır (Özden vd. 2017). 3B-KRT temel alınarak geliştirilen bir tedavi tekniğidir. Bu teknikte optimize edilmiş homojen olmayan foton demetleri ile hedef ışınlanmaktadır. Her ne kadar 3 boyutlu konformal radyoterapi planlamasıyla PTV'nin daha homojen ışınlanması ve sağlıklı dokunun daha iyi bir şekilde korunması büyük ölçüde gerçekleşse de, bazı tümörlerin yerleşimi ve risk organına yakınlığı nedeniyle istenilen başarıya ulaşılamamaktadır. Yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT; Intensity Modulated Radiotherapy), 3-boyutlu konformal radyoterapiye göre (3B-KRT) karmaşık bir tedavi tekniğidir ve kullanımı son yıllarda hızla artmıştır. Yoğunluk ayarlı radyoterapinin 3B-KRT'ye göre daha konformal bir doz dağılımı sağladığı ve sağlıklı dokuları daha iyi koruduğu birçok çalışma ile gösterilmiştir (Shimohigashi 2012). Bu ışınlama tekniğinde her bir alan kendi içinde küçük alancıklara bölünerek ve radyasyon miktarını değiştirerek ışınlama yapılmaktadır. Alanların alt alanlara (segmentlere) bölünerek yapılan tedaviler YART olarak adlandırılır.

YART tekniği, ÇYK'lerin kullanılmasıyla; "Step and Shoot" (Statik) ve "Sliding Windows" (Dinamik) olmak üzere iki farklı şekilde uygulanmaktadır. Her iki yöntemde de ışınlama yapılırken gantri ve kolimatör açısı sabit kalmaktadır. Statik YART yönteminde alt alancıklar (segmentler) ÇYK'ler sayesinde oluşturulur ve segmentler hazır olduğunda ışınlama yapılır. Dinamik YART yönteminde ise ÇYK'ler hareket ederek segmentleri oluştururken ışınlama durmadığı için tedaviler diğer yöntemlere göre daha kısa sürmektedir.

Son olarak YART tekniği, hedefe istenilen dozu verirken, hedefi çevreleyen riskli organlarda ve normal dokuda dozu azaltmayı başarmış, tümör kontrolünde artış ve radyasyon toksisitesinde düşüş sağlamaktadır (Özden vd. 2017).

### 2.9.7. Yoğunluğu rotasyonla ayarlanabilen radyoterapi tekniği (YRART)

İyonlaştırıcı radyasyonun kullanım alanlarından birisi de radyoterapi merkezlerinde kullanılan lineer hızlandırıcılardır. Bu cihazlarla amaçlanan, risk altındaki organların maruz kalacağı radyasyon dozunun en aza indirilmesiyle birlikte tümör dozunu maksimize etmeyi sağlamaktır (Low 2011). Bu hedefi gerçekleştirme yöntemlerinden birisi, foton akısının rotasyonla anlık olarak değiştirilmesine olanak sağlayan YRART tekniğidir (Bakhtiari 2011).

YART'ın bazı dezavantajlarının üstesinden gelebilmek için Yu vd.. tarafından başlatılan, daha sonra Otto, Duthoy, Cotrutz ve arkadaşları tarafından geliştirilen ve bu dezavantajları ortadan kaldıran YRART (IMAT) tekniği geliştirilmiştir (Yu 2002). Bu tedavi tekniğinde foton akısı tedavi boyunca anlık olarak değişmektedir ve gantri dönüş hızı, ÇYK hareket hızı, doz hızı modülasyonu gibi üç mekanik değişken söz konusudur (Zhang vd. 2010).

YRART tekniği statik gantri YART tekniğine göre daha kısa tedavi süresi sunmaktadır (MU avantajı) ve yüksek konformalite sağlamaktadır. Bu teknik ile oluşturulan planlar 360 derecelik rotasyon ve 177 sabit kontrol noktasına sahiptir.

## 2.10. YRART Doz Doğrulama Teknikleri

Foton ışınlarıyla yapılan modern konformal dış radyoterapide (external), hızlı bilgisayarların, gelişmiş algoritmaların ve hassas mekaniklerin avantajlarından yararlanılarak sağlıklı doku korunurken tümör üzerindeki hasara yoğunlaşabilmektedir. Bir dezavantaj olarak, doğrulama ve güvenlik konuları son derece külfetli ve çok önemli hale gelebilmektedir (Amerio vd. 2004).

YRART, yoğunluk modülasyonlu radyoterapinin yeni bir gelişen yöntemidir. Eş zamanlı sürekli gantri dönüşü, dinamik huzme modülasyonu ve değişken doz oranı ile yüksek düzeyde konformal doz dağılımları sağlayabilmektedir. Rotasyonel iletim özellikleri sayesinde YRART, hem planlama hem de dozimetrik değerlendirmelerde konvansiyonel YART' tan daha karmaşıktır (Ceberg 2013).

Radyoterapi süreci oldukça karmaşık bir süreçtir ve radyasyon tedavilerinde kalite güvenilirliğinin amacı; verilmek istenen radyasyon dozunun bilimsel olarak uygun görülen ve kabul edilen kriterler içerisinde, doğru olarak hedefe aktarılmasını sağlamaktır. İyi bir radyoterapi sonucu ve tedavi güvenliği, planlanmış radyasyon dozunun, hedef alana doğru dozda verilmesiyle elde edilmektedir. Oluşturulan tedavi planları sonucu hastanın tedavisinde kalite güvencenin sağlanması için TPS'de hesaplanan doz dağılımlarının, dozimetrik araçlar sayesinde geçerliliklerinin kontrol edilmesi gerekir. Bu araçlar, iyon odası, film dozimetre, termoluminesans dozimetre (TLD) veya iki boyutlu iyon odası dizileri (2D-Array) olabilmektedir (Şahin 2011).

### 2.10.1. Kalite güvenliği araçlarının önemi (QA- Quality Assurance)

Radyoterapide kalite kontrolün amacı, planlama ve tedavinin her aşamasında oluşabilecek hataları önlemektir (STUK 2003). Bu nedenle tedavi aygıtları ve simülatörlerin, tedavi planlamanın, hastaya ait bilgilerin belli aralıklarla ölçülmesi ve kontrol edilmesi gerekmektedir.

YRART tedavilerinin artan popüleritesi, özel olarak tasarlanmış medikal lineer hızlandırıcıların PUK programlarını gerektirmektedir. Gantri açısı YRART tedavilerinin sonucunda önemli bir etkiye sahip parametrelerden biridir, çünkü hastaya özel PUK için doz rekonstrüksiyonu, portal açısına dayanmaktadır. Öngörülen tedavi dozunun doğru şekilde verilmesi için TPS üzerinde oluşturulan ve hastaya verilmesi hedeflenen radyoterapi plan doğruluğunun sağlanması esas olmaktadır (Rowahanfarzad 2012). Genel olarak bir tedavi planlama sisteminden elde edilen üç boyutlu doz dağılımları dozimetrik yöntemlerle doğrulanmalıdır. İlke olarak, iki boyutlu doz dağılımlarını ölçmek için birçok olasılık bulunmaktadır (Herzen 2007). Tüm genel yöntemler AAPM (American Association of Physicists in Medicine) Raporu 67'de açıklanmaktadır (AAPM 1999).

Kalite kontrolde kullanılan dozimetreler genel olarak 1 boyutta dozimetreler (iyon odaları, diod dedektörler, TLD, lineer array dedektörler), 2 boyutta dozimetreler (2D-Array (MatriXX, MapCHECK, PTW Seven29, PTW Octavius Fantom)), 3 boyutta dozimetreler (Gel, Delta4, ArcCHECK vb.) olarak sınıflandırılabilir. Kullanılan dozimetreler küçük boyutlara sahip, kesin ve doğru ölçümler almalıdır. Doza lineer cevap göstermeli beklenirken, kısa ve uzun dönem kararlılığa sahip olmalıdır. Enerjiden

bağımsız ve yüksel uzaysal ayırma gücünde olmalıdır. Ayrıca doz hızından bağımsız ve yöne bağımlılığının minimal olması gerekmektedir.

Kalite güvenliğinin sağlanması aşamasında uluslar arası protokoller ve raporlardan (American Association of Physicists in Medicine (AAPM) 1994, European Society for Therapeutic Radiology and Oncology (ESTRO) 1995, Clinical Oncology Information Network (COIN) -1999) yararlanılmaktadır (AAPM 1994, Karp 1999). Bunun yanı sıra geniş kapsamlı cihaz kullanma talimatları ve kılavuzlar, tedavi cihazının üretici firması tarafından verilen kılavuzlar (derin doz tablosu, izodoz eğrisi, fiziksel parametreler), ölçüm ekipmanları ve cihazları ihtiyaç duyulan materyallerdir.

### 2.10.2. İyon odaları

Çeşitli radyasyon tiplerinin maddeyle etkileşiminde, kaynak tarafından yayımlanan ve soğurulan radyasyon miktarının ölçülmesi için kullanılmakta olan mekanizmalar temel oluşturmaktadır. Bu etkileşmelerin sistematik olarak incelenmesi, radyasyon kaynağının veya radyoaktif çekirdeklerin karakteristik özelliklerinin belirlenmesinde yardımcı olmaktadır. Radyasyon ölçüm cihazları genel olarak, radyasyon dedeksiyonu ve ışınlamayı veya soğurulan radyasyon dozunu ölçmek için tasarlanmıştır. Bu cihazlar radyasyon kaynağının tanımlanması ve miktarının hassas bir şekilde ölçülmesine izin veren laboratuvar cihazlarını içermektedir (Tanır vd. 2013).

Radyasyon ölçüm sistemlerinde kullanılan ölçüm cihazlarının genel özellikleri verim, cevap verme süresi, enerji bağılılığı ve ölü zaman olarak sınıflandırılmaktadır. X-ışını dedektörler foton sayıcı sistemlerdir. Bunlar gazlı dedektörler (iyon odalı dedektörler, orantılı sayaç dedektörleri, geiger müller tipi dedektörler, nötron sayıcılar), sintilasyon dedektörleri, yarı iletken dedektörlerdir. Dedektörler, içerisinden geçen radyasyon enerjisinin hepsini ya da bir kısmını elektriksel sinyal haline getiren cihazlardır.

Küçük alanlarda ( $0,5- 3 \text{ cm}^2$ ) küçük hacimli (0,015, 0,1cc, 0,125cc, 0,13 cc vb. ) iyon odaları kullanılır. Tedavi sahalarının büyümesiyle iyon odalarının hacim etkisi artmaktadır. Küçük alanlarda büyük hacimlere sahip iyon odaları lateral elektron denge eksikliklerine neden olmaktadır. Işının merkezine (alan çapraz çizgisi) yerleştirilen iyon odaları, hem yüksek hem de düşük doz bölgelerinin düşük doz gradyanlarında kullanılmaktadır.

Gazlı dedektörler sınıfına giren iyon odaları, yüksek şiddetteki radyasyon alanlarında kullanılır ve genelde akım modunda kullanılırken, çok sık olmasa da puls modunda da kullanılmaktadır. Işın odacığıdaki gazı iyonlaştırdığında gaz iletkenleşir, bir elektrik akımı meydana gelir ve bu akım ölçülür. İyonlaştırıcı radyasyon ışını bir gaz içinden geçtiği zaman, gaz molekülleri ile çarpışarak iyon çiftleri meydana getirmektedir. Eğer ortamda bir elektrik alan bulunuyorsa, her bir iyon zıt işarete sahip kutuplara doğru hareket etmektedir. İyon odaları bu sisteme göre çalışan dedektörlerdir. Odacıklar genellikle metal bir kaptır ve merkezinde kabın kenarlarından izole edilen tel bir elektrot bulunmaktadır. Kap uygun bir gazla doldurulup, kabın dış kısmı ise elektrot arasına doğru akım voltajının uygulanmasıyla bir elektrik alan oluşturulmaktadır. Gaz içerisinden ışın geçtiğinde meydana gelen iyonlar, kendilerinin ters işaretine sahip elektrotlara doğru çekilirler. İşlem sonunda bu elektrotta oluşan akım ölçülmektedir.



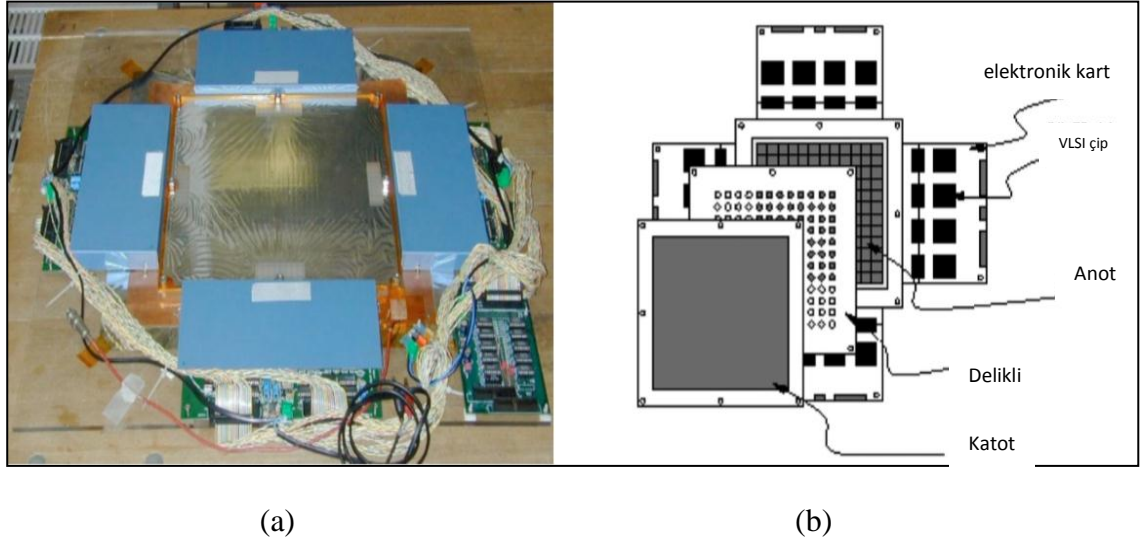
Silindirik iyonizasyon odaları, mükemmel kararlılığı, emilen doza doğrusal tepki, küçük yön bağımlılığı, Işın kalitesinde tepki bağımsızlığı ve birincil kalibrasyon standardına izlenebilirlik nedeniyle mega voltaj foton radyasyon tedavisinde nokta doz ölçümleri için kullanılır. Yüksek uzaysal çözünürlük, YART ve YRART ölçümleri için önemlidir.

### 2.10.3. 2-boyutlu dizilimli (2D-Array) iyon odaları

YRART gibi ileri tedavi tekniklerinin, ön tedavi plan doğrulaması için hızlı ve güvenilir bir dozimetrik cihaz gereklidir (Boggula 2011). Rotasyonel tedavilerde diğer dozimetrik yöntemlerin aksine alternatif olarak son yıllarda yeni elektronik iyon odası ve diyot dedektör dizilerinin ticari olarak kullanılabilir olması ve bu düzlemsel dizilerin set-up kolaylığından dolayı birçok klinik, 2 boyutlu dedektör dizisi sistemlerine geçiş yapmaktadır. İki boyutlu dedektör dizilerinin YART ve YRART planlarının doğrulanmasında klinik olarak uygunluğu birçok çalışmada gösterilmiştir (Shimohigashi 2012). Ayrıca 2 boyutlu iyon odası dizilerinin TPS kalite kontrolünde oldukça başarılı olduğu, özellikle merkezi ekseninde minimum hata payıyla sonuca ulaştığı görülmektedir. İki boyutlu iyon odaları (2D-Array), pratik kurulum ve hızlı sonuç elde etmesiyle tedavi planlarının doğrulanması için hem zaman tasarrufu, hem de plan doğruluğunun maksimum düzeyde kontrolünü sağlayarak kaliteli tedaviye ulaşılması konusunda yardımcı olacaktır (Şahin 2011). Ayrıca bir iyonizasyon odacığının önemli yararı, standart bir Ethernet kablosuyla bir bilgisayara bağlayarak basit bir şekilde ele alınmasıdır.

Amerio vd.. tarafından gerçek zamanlı olarak iki boyutlu, radyasyon ölçümüne izin vermek için parçalı bir iyonizasyon odacığı ile gerçekleştirilen bir detektör geliştirilmiştir. Geniş alanlı pixel bölümlü iyonizasyon odacığı Torino Üniversitesi ve INFN (The Italian National Institute for Nuclear Physics) tarafından tasarlanmış ve inşa edilmiştir (Amerio vd. 2004).

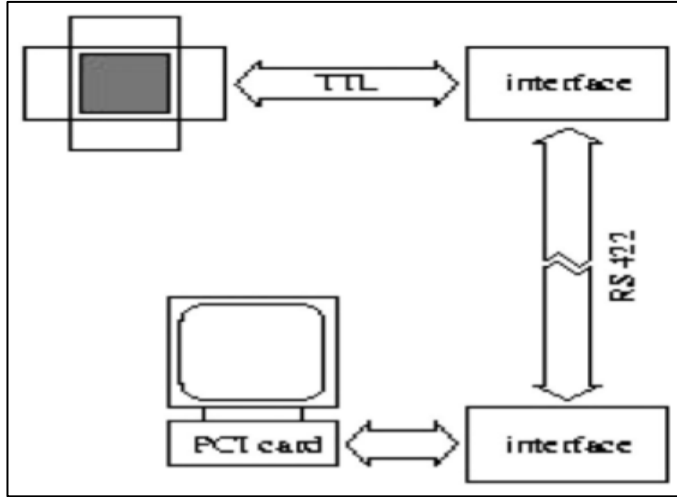
Dedektör, temel özellikleri 2D okuma özelliği, geniş algılama alanı, iyi homojenlik ve ölü zaman içermeyen okunması olan piksel bölmeli bir iyonizasyon odacığı (PXC)'dır. Odanın merkezi kısmı (hassas bölge) ve okunan elektronikleri koruyan dört mavi örtücü bölmeyi gösteren Şekil 2.22a'da görülebilmektedir. Şekil 2.22.b'de ise, kareli pleksiglas plakalara monte edilen iki düzlemsel elektrotun görülebildiği odacığın şematik bir görüntüsünü vermektedir.



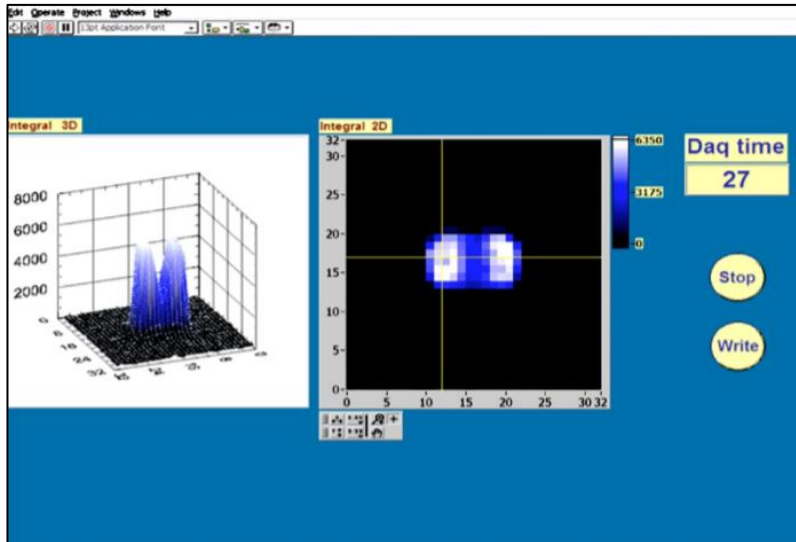
**Şekil 2.22. a)** Pixellere bölünmüş iyon odası (PXC); **b)** PXC'nin birleşenlerine ayrılmış görünümü (Amerio vd. 2004)

Dedektör, 1021 adet birbirinden bağımsız silindirik iyonizasyon odacığına bölünmektedir. Her bir iyonizasyon odasının hassas hacmi  $0,07 \text{ cm}^3$ 'tür. 1024 ayrı ayrı okunan silindirik iyonizasyon bölmelerinde (piksel) 4 mm çapında ve 5,5 mm yükseklikte, 7,5 mm aralıkla bölünmüş  $24 \times 24 \text{ cm}^2$ 'lik bir aktif alana sahiptir. Ölü zaman vermeden  $500 \mu\text{s}$ 'de okunabilmektedir. Detektörün amacı, karmaşık şekillere ve büyük gradyanlara (eğimlere) sahip alanların, iki boyutlu (2D) doz doğrulamalarını kolaylaştırmaktır. Doz profilleri, bir 3D-Line dinamik çok eğrili kolimatör tarafından sağlanan alan boyutları için su fantomunda bir iyonizasyon bölgesi ile elde edilenlerle karşılaştırılmıştır. Bu bulgular, bu detektörün, X-ışını foton ışınlarının 2D dozimetrisi için kullanılabilirliğini ve iyi bir mekânsal çözünürlüğü sağladığını ayrıca karmaşık radyasyon alanlarının dozimetrik doğrulamasında harcanan zamanı belirgin bir şekilde düşüreceğini göstermektedir.

Şekil 2.23'te veri toplama sisteminin blok diyagramı gösterilmektedir. Aynı sistem, 1024 pixel sinyallerinin, çevrimiçi olarak görüntülenmesine ve verilerin diskte saklanmasına imkân sağlamaktadır. Tipik bir veri toplama işlemi sırasında bilgisayar ekranının örnek ekranı Şekil 2.24'te gösterilmektedir (Amerio vd. 2004). Bu yazılım, gamma indeksi yöntemini kullanarak iki boyutta doz akı haritalarını karşılaştırabilir (Cyriac 2014).



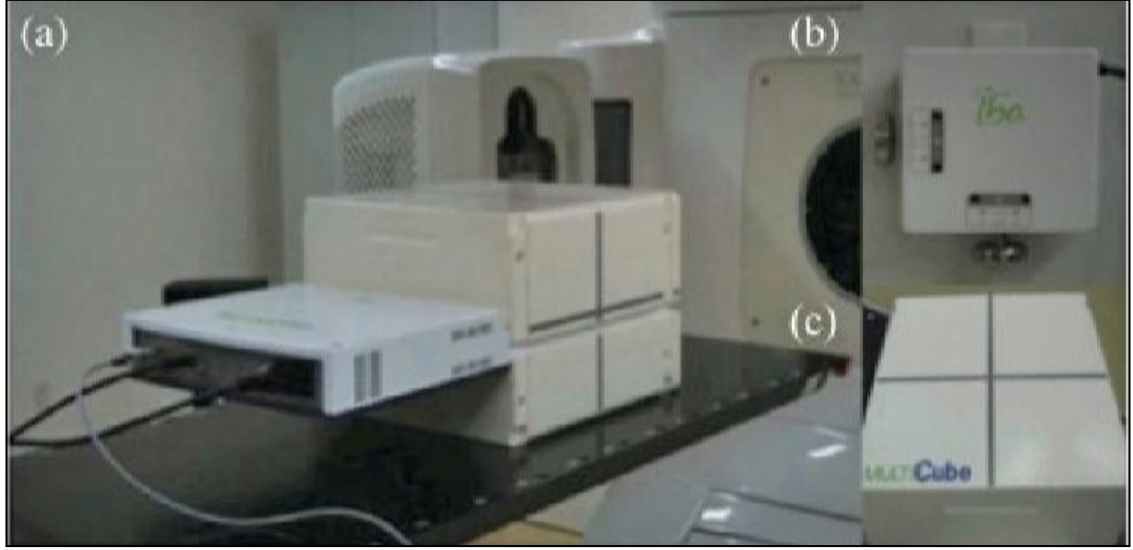
Şekil 2.23. Veri toplama sisteminin blok diyagramı (Amerio vd. 2004)



Şekil 2.24. Tipik bir veri toplama oturumu sırasında bilgisayar ekranı (Amerio vd. 2004)

MatriXX (IBA Dozimetri) mega voltaj dozimetre için geliştirilmiş bir 2D dedektördür (Zhaohui 2010). Standart uygulamalarından birisi lineer hızlandırıcıların kalite kontrolünde ve IMAT tedavileri öncesinde koronal planda, her bir ışın alanı için 2D doz akı haritalarının (dose fluence map) elde edilmesinde kullanılmaktadır. Hastaya özgü doz doğrulamasında, MatriXX gantri üzerine monte edilebileceği gibi tedavi masası üzerine de yerleştirilebilmektedir. İkinci durumda, tek bir düzlemdeki kümülâtif plan dozu ölçülebilmektedir (Wolfsberger 2010).

MatriXX Evolution sistemi Şekil 2.25'te gösterildiği gibi bir MatriXX cihazı, MULTICube Lite (IBA Dozimetri) fantomu, bir açı sensörü ve OmniPro-I'mRT'den oluşmaktadır. Şekil 2.25.a, MULTICube Lite fantomuna yerleştirilen MatriXX cihazını göstermektedir. MULTICube Lite, 31,4 cm uzunluğunda, 22 cm yüksekliğinde ve 34 cm genişliğinde plastik sudan yapılmıştır (Shimohigashi 2012).



**Şekil 2.25.** MatriXX, MULTICube Lite fantomu ve açılı sensörü kombinasyonu (Shimohigashi 2012)

Yapılan bazı çalışmalar göstermiştir ki, YRART planlarının doğrulanması için MatriXX sabit bir fantomda (MULTICube) kullanılırsa, ölçülen doz ışın açısına bağlı olmaktadır (Amerio vd. 2004). Açısal bağımlılık, farklı gantri açılarında MatriXX' in doz yanıtı olarak da tanımlanmaktadır. Işın açıldığında, eğimölçer okumaları gantri dönüşüyle değişmeye başlamaktadır (Rowahanfarzad 2012). Üreticinin önerdiği MatriXX detektörünün deneysel kalibrasyonu yalnızca ışın alanına dik düzlemlerde kalibrasyon alanlarını içermekte ve MatriXX'in açısal bağımlılığına hitap etmemektedir. Bu açısal bağımlılık düzeltilmediği takdirde, planların doğrulanmasında doz yanılgıları yaratabilmektedir (Wolfsberger 2010). MatriXX'in YRART planlarında açısal bağımlılığını gösteren çalışmalar mevcuttur.

#### 2.10.4. Gama faktörü ve gama analiz yöntemi

YRART tekniğinde, hasta bazlı kalite kontrol için iyon odaları, termoluminesans dozimetreler ve diyot dizileri gibi dozimetrik sistemler doğru ölçüm yapabilmektedir. Buna rağmen YRART tekniklerinde kalite kontrol (QA) için yeterli değildir çünkü tek nokta veya belirli bir hat üzerinde ölçüm almaktadırlar. Kullanılan dozimetrik ekipman ne olursa olsun önemli olan hesaplanan doz dağılımı ile ölçülen doz dağılımını nicel olarak karşılaştırmaktır.

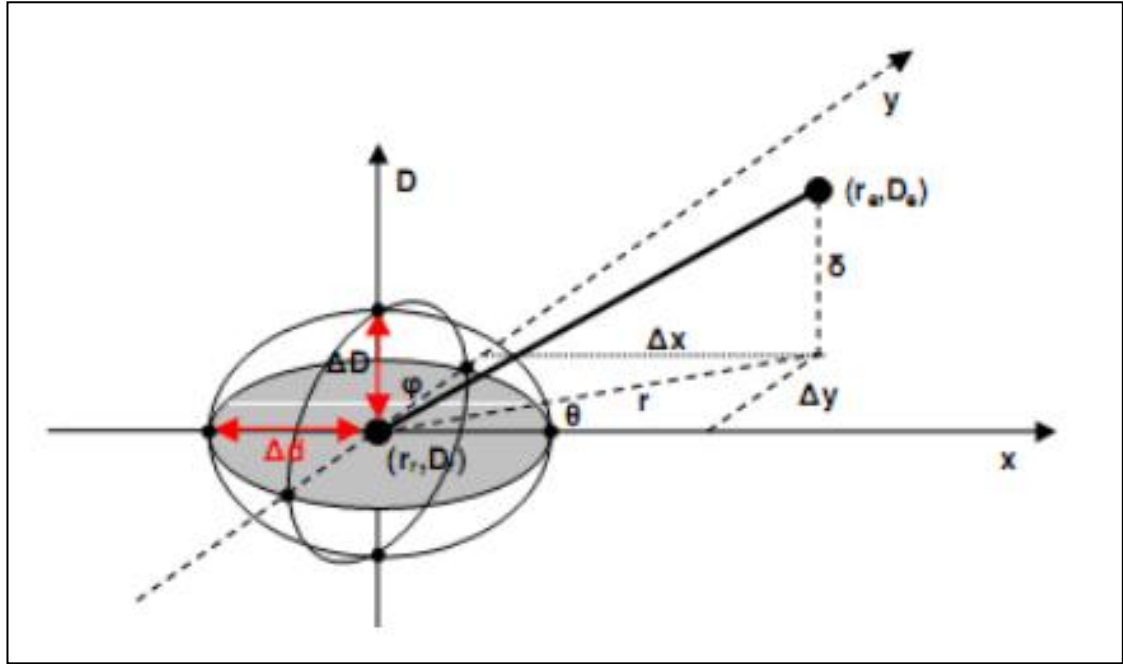
Günümüzde bu karşılaştırma işlemleri özel olarak geliştirilmiş bilgisayar programlarıyla yapılmakta ve dolayısıyla bu karşılaştırma işlerinin kalitesi de direkt olarak bu programların kullandığı algoritmaya bağlı olmaktadır. Bu algoritmalar gerçeği yansıtan belirli matematiksel ve fiziksel modellemeler üzerine oluşturulmaktadır. Gama analizi modeli de, ölçülen doz ve hesaplanan doz karşılaştırılması yapmaya olanak sağlayan özel bir modelledir (Yedekçi 2013).

Gama analizi, Low ve arkadaşları tarafından Van Dyk'in çalışmalarının geliştirilmesiyle günümüzdeki halini almaktadır (Low 2011). Van Dyk, doz dağılımının düşük ve yüksek gradyanları olarak iki farklı bölgeye ayrılmasını öngörmekteydi. Bu iki

bölge içinde kendine özgü kabul kriterlerinin oluşturulup, düşük gradyanlı bölgelerde ölçülen ve TPS yardımıyla hesaplanan dozun doğrudan karşılaştırılması yapılmaktadır. Ancak yüksek gradyanlı bölgelerdeki küçük uzaysal hatalar nedeniyle büyük doz farklılıkları elde edileceği için dozların doğrudan karşılaştırılması mümkün değildir (Van Dyk 1993).

Bu nedenden dolayı, yüksek doz gradyanına sahip bölgelerde, kabul edilebilir uygunluk (DTA; distance to agreement) kavramı kullanılmaktadır. DTA kavramı, referans doz dağılımındaki veri noktası arasındaki mesafe olarak tanımlanmaktadır. Doz dağılımı karşılaştırılmalarında, doz farkı ve DTA hesaplamaları birbirlerini tamamlayıcıdır (ICRU 1987).

İki boyutlu doz dağılımlarını karşılaştırmakta gama analizi teoride çok başarılı olmaktadır. Low ve arkadaşları bu temeller üzerine YART planlarının kalite kontrolü amacıyla geliştirdikleri gama analiz yöntemi şematik olarak Şekil 2.26'da gösterilmektedir.



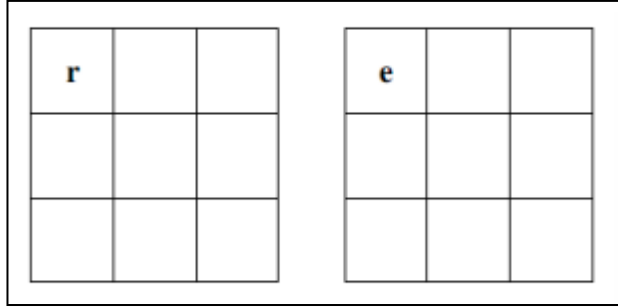
Şekil 2.26. Gama analizi şematik gösterimi (Low 2011)

Burada  $\vec{r}_e$  ve  $\vec{r}_r$  sırasıyla, değerlendirilen ve referans noktaların konumlarıdır.  $D_e(\vec{r}_e)$  Terimi değerlendirilen ve  $D_r(\vec{r}_r)$  terimi ise referans dozları temsil etmektedir.  $\Delta d$  ve  $\Delta D$  terimleri ise sırasıyla, DTA ve doz farkı kriterleridir. **DTA**, tipik olarak bir doz dağılımı arasındaki en yakın mesafeyi ölçerek ve ikinci dağılımın aynı doz seviyesine geldiği yerde hesaplanmaktadır (Low 2011).

Değerlendirme için doz farkı ( $\Delta D$ ) ve mesafe ( $\Delta d$ ) parametreleri tanımlanmaktadır. Gama indeksini bu parametreler ile hesaplar ve karşılaştırmaya alırız. Değerlendirmede birinci ve ikinci doz dağılımları olarak adlandırdığımız iki doz dağılımı görüntüsü karşılaştırılmaktadır (bkz. Şekil 2.27). Birincil doz dağılımının sahip olduğu ilk nokta referans noktasıdır ( $r$  noktası) ve değerlendirme noktası ( $e$  noktası) ile

karşılaştırılır. Karşılaştırma r noktasındaki ölçülen  $D_r$  ve e noktasındaki ölçülen  $D_e$  dozu ile yapılmaktadır.

Öncelikle referans ve değerlendirilen noktalar arasındaki mesafe (DTA) R olmak üzere denklem 2.9'daki gibi hesaplanmaktadır.



**Şekil 2.27.** Referans ve doz dağılımı şematik gösterimi

$$R(\vec{r}_e, \vec{r}_r) = \sqrt{\Delta x_{(e-r)}^2 + \Delta y_{(e-r)}^2} \quad (2.9)$$

Burada  $\vec{r}_e$  ve  $\vec{r}_r$  sırasıyla, değerlendirilen ve referans noktalarının konumlarıdır.  $\vec{r}_e$  ve  $\vec{r}_r$  noktaları arasındaki yüzde doz farkı ( $\Delta D$ ) denklem 2.10'daki gibidir.

$$\delta(\vec{r}_e, \vec{r}_r) = \frac{|D_e(\vec{r}_e) - D_r(\vec{r}_r)|}{D_r(\vec{r}_r)} \cdot 100 \quad (2.10)$$

Burada;  $D_e$ ,  $\vec{r}_e$  noktasındaki doz,  $D_r$  ise  $\vec{r}_r$  noktasındaki dozu temsil etmektedir. Değerlendirilen noktanın, belirlenen parametreleri sağlayıp sağlamadığı, referans noktanın çevresine bir elipsoide çizilerek belirlenmektedir. Şekil 2.26'da görüldüğü gibi bu elipsoidin çapı doz ve mesafe boyutlarından oluşan bir uzaydadır. Değerlendirilen nokta bu elipsoidin içerisinde ise parametreler sağlanmış olmaktadır. Gama değeri ( $\Gamma$ ), denklem 2.11'deki gibi hesaplanır ve hesaplanan değer 1'den küçükse, değerlendirilen nokta elipsoidin içerisinde ve parametreler sağlanmış demektir.

$$\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r) = \sqrt{\frac{R^2(\vec{r}_e, \vec{r}_r)}{\Delta d^2} + \frac{\delta^2(\vec{r}_e, \vec{r}_r)}{\Delta D^2}} \quad (2.11)$$

Burada;  $\Delta D$  doz farkı,  $\Delta d$  mesafe (DTA) parametreleridir. Gama değeri yalnızca bir kabul ölçütü değil, ayrıca DTA parametresini de içinde barındıran, hesaplama bölgesinin belirlendiği sayısal bir kalite göstergesidir. Fantom dozu doğrulaması, %3 doz farkına ve 3 mm'lik doz-mesafe kriterlerine sahip gamma indeksi, AAPM Görev Grubu 119 ve diğer bazı makalelerde bildirildiği üzere tedavi öncesi YART ve YRART kalite kontrollerinde yaygın olarak kullanılmaktadır (Ceberg 2013).

Şekil 2.27'de gama değeri belli bir nokta için hesaplanmaktadır. Şekil 2.28'de ise aynı referans nokta, diğer noktalar ile de karşılaştırılmaktadır. Böylece hesaplanan doz dağılımındaki referans nokta, ölçülen doz dağılımında DTA ( $\Delta d$ ) içerisindeki her nokta ile karşılaştırılmış olmaktadır.

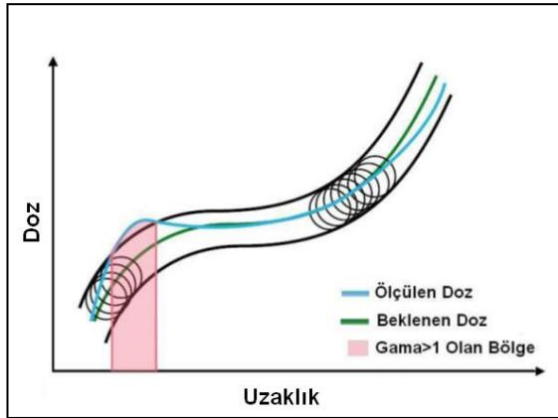
Hesaplanan Doz Dağılımı	Ölçülen Doz Dağılımı	Gama Değerleri
$r$	$\Gamma$	$\gamma$
	$\Gamma$	
	$\Gamma$	

**Şekil 2.28.** Gama değerinin hesaplanması (Yedekçi 2013)

Tüm diğer noktalar için  $\Gamma$  değeri hesaplanmış ve hesaplanan bu değerlerden en küçüğü referans noktaya ait gama ( $\gamma$ ) değeri olarak belirlenmekte ve aşağıdaki gibi gösterilmektedir.

$$\text{Her } \vec{r}_e \text{ noktası için: } \gamma(\vec{r}_e) = \min[\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r)] \quad (2.12)$$

Şekil 2.29'da mavi ile gösterilen çizgi ölçülen doza ve yeşil ile gösterilen çizgi de beklenen doza eşittir. Beklenen dozun bütün noktaları için çevrelerinde yarıçapı 1 birim olan sanal daireler çizilmektedir. Uzaysal yönelimdeki bu 3 mm, doz yönelimindeki beklenen dozun maksimumunun %3'üne eşittir.



**Şekil 2.29.** Gama analizinde ölçülen ve beklenen doz karşılaştırması (Yedekçi 2013)

Buradaki tolerans çemberlerinin toplamı, beklenen dozun etrafında bir tüp şekline dönüşmektedir. Gama değeri, ölçülen dozun tüp içerisinde olduğu bölgelerde 1'den küçüktür ve dışında olduğu bölgelerde 1'den büyük olacak şekilde tanımlanmaktadır. Bu değerlendirme işlemi tek bir nokta için yapılırken, analizde doz haritasındaki tüm noktalar için bu işlem uygulanır. Analizi geçenlerin oranı %95'in üzerinde ise tedavi planı kalite kontrolden geçmiş ve güvenli bir şekilde hastaya uygulanabilir olarak değerlendirilmektedir.

Low vd.. (2011) tarafından önerilen  $\gamma$  değerlendirme yöntemi en çok kabul gören yaklaşımdır ve birçok grup tarafından uyarlanmıştır. Ayrıca gama analizi yöntemi iki boyutlu doz dağılımlarının kantitatif karşılaştırması için hala geliştirilme aşamasındadır (Stock 2005).



### 3. MATERYAL VE METOT

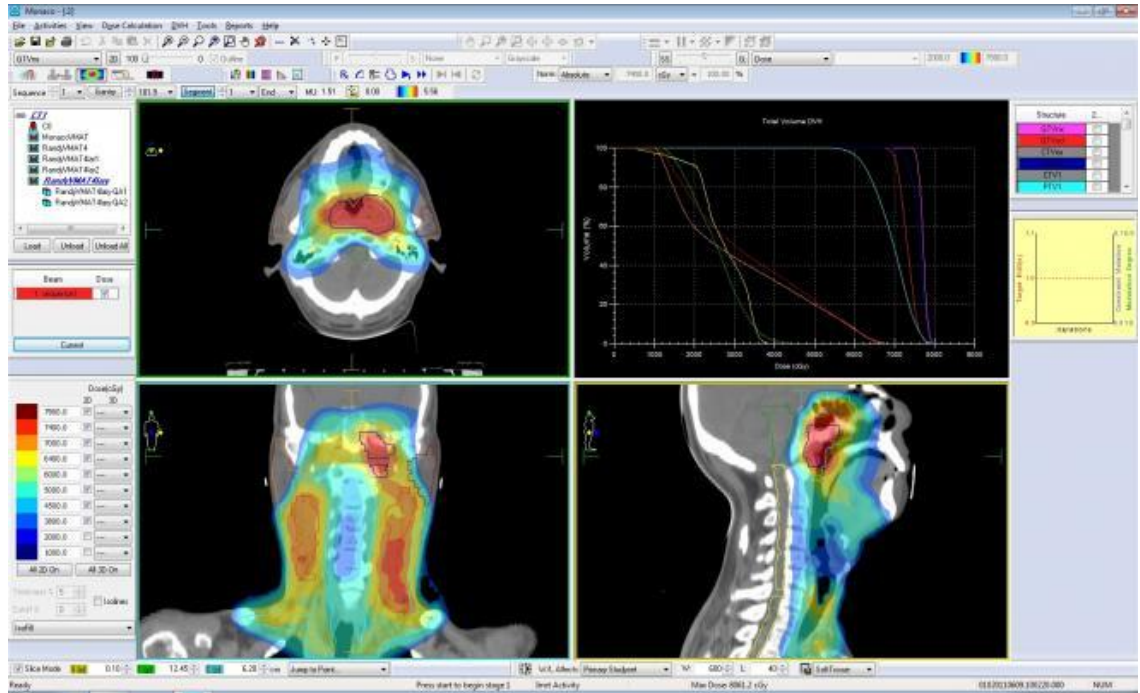
#### 3.1. Materyal

Bu çalışma Adana Şehir Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkoloji Ünitesi'nde yapılmıştır. Kullanılan araç ve gereçler aşağıda listelenmiştir:

- CMS Monaco TPS 5.1 Versiyon
- Elekta marka Versa HD model lineer hızlandırıcı
- IBA MartiXX Evolution Sistemi
  - MatriXX dedektörü
  - MultiCube Lite Katı Fantomu
  - Açık sensörü
  - OmniPro I'mRT 2.0
- IBA marka FC65-P farmer tipi iyon odası
- IBA marka RW-3 katı su fantomu
- IBA marka Dose1 model elektrometre

#### 3.1.1. CMS Monaco TPS 5.1 Versiyon

Tedavi Planlama Sistemleri (TPS), istenilen hedef dozun farklı etkilerini simüle eden ve hedef ile riskli organlar arasındaki ilişkiyi inceleyerek değer fonksiyonları ve yardımcı matematiksel formüller kullanarak tedavi planlarını optimize ederek doz haritalarını (dose map) çıkaran yazılımlardır. YRART tedavi planlarında Monaco TPS, Monte Carlo algoritmasını kullanarak doz hesaplamaları yapmaktadır. Şekil 3.1'de CMS Monaco planlama sisteminin ara yüzü gösterilmektedir.



Şekil 3.1. CMS Monaco TPS ara yüzü



Monaco ürünü, PC (personel computer) iş istasyonları üzerinde çalışmakta ve XiO veya diğer tedavi planlama sistemleri ile birlikte kullanılabilir. Plan inceleme, plan analizi ve onayı için bir dizi gözden geçirme aracı ve hızlı çevrim dışı erişim sunan bir uygulamadır. Simülasyon 4D desteği, şekillendirme araçları, füzyon, ışın yerleştirme, blok/port tanımları ve gerçek zamanlı DRR'leri içermektedir. Birden fazla özelleştirilebilir görünüm, tüm gerekli görüntülere ve erişim perspektiflerine verimli erişim sağlar. Bu çalışmada CMS Monaco versiyon 5.1 TPS içerisinde kullanılan IMAT tekniği, işlevselliği daha karmaşık tedavi planları için gereken esnekliği ve kontrolü sağlayarak, tek veya çoklu düzlemsel olmayan arkları aynı anda optimize edebilmektedir (ELEKTA 2013).

CMS Monaco üzerinde YRART planlarının optimizasyonu için iki ayrı istatistiksel modül bulunmaktadır. Bunlardan ilki Constrained (normal doku önceliği) modülü ve bu seçenek Monaco için varsayılan en iyi iyileştirme modülüdür. Hedef hacimlere doz yönlendirilirken, normal dokudaki korumaya yönelik kısıtlamalar ağır basmaktadır. Diğer bir modül ise Pareto (hedef hacim önceliği) modülüdür. Bu seçenek belirlendiğinde, Monaco'nun normal olarak çalışma prosedürünü tam tersine çevrilmektedir. Sağlıklı dokudaki kısıtlamaları en aza indirir ve tümör hacim üzerindeki hedeflenen dozlara öncelik tanımaktadır (ELEKTA 2013).

### **3.1.2. Elekta marka Versa HD model lineer hızlandırıcı**

Çalışmada Elekta marka Versa HD model lineer hızlandırıcı cihazı kullanılmıştır. Elekta marka Versa HD model lineer hızlandırıcı cihazı çok çeşitli foton ve elektron enerjilerine sahiptir. Elekta'nın çok yapraklı kolimatörleri (ÇYK) 80 karşıt yaprak çiftiyle toplamda 160x5 mm liften oluşmaktadır. Her birisi izomerkez de 1 cm genişliğine kadar uzanmaktadır (Özden 2017). Tam alan boyutu 40 x 40 cm<sup>2</sup> olan bu cihazda, her bir arkta 1026 dinamik kontrol noktası bulunmakta ve ÇYK hareketi 2 kat daha hızlı hareket ettiği için ışın şekillendirmesini yüzde 60 daha hızlı yapmaktadır. Bu da ışınlamaların hızında büyük bir zaman kazanımına yol açmaktadır. 5 kat daha az doz sızıntısına sahip ÇYK yapısı sayesinde, sağlam organların radyasyondan etkilenmesini en aza indirirken ikincil kanser oluşum risklerini en düşük değerlere sahiptir (ELEKTA 2017). Şekil 3.2'te Elekta Versa HD lineer hızlandırıcı gösterilmektedir (ELEKTA 2017).



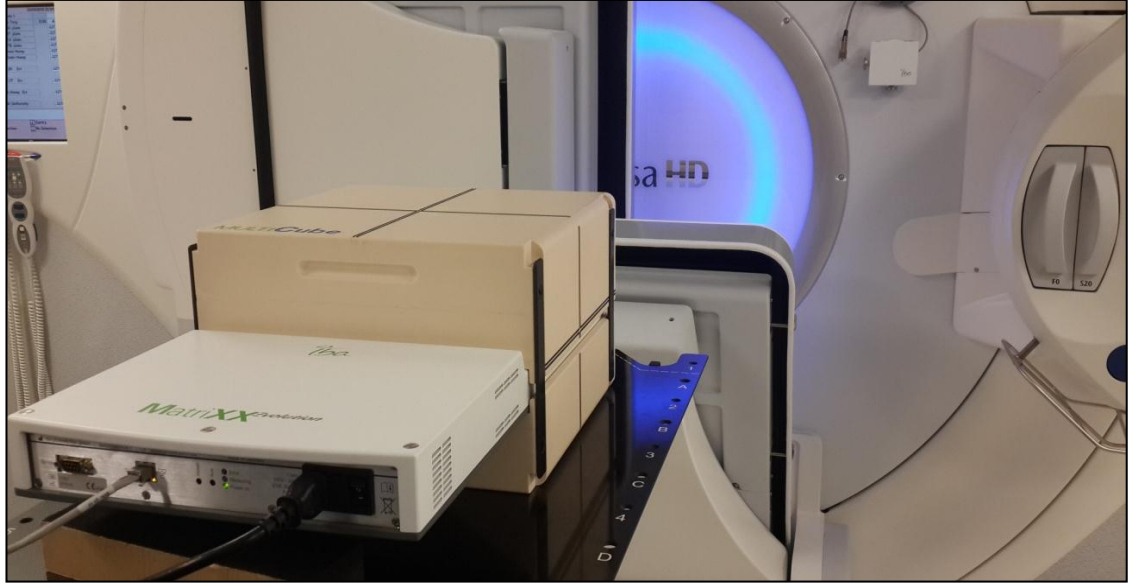
Şekil 3.2. Elekta marka Versa HD model lineer hızlandırıcısı

### 3.1.3. IBA marka MartiXX Evolution sistemi

İki boyutlu-dizimli iyon odaları (2D-Array), YRART tekniğinin kalite güvencesi için yapılandırılmakta ve kullanılmaktadır (Zhaohui 2010). Bu amaçla geliştirilen cihazlardan birisi de IBA firması tarafından üretilmiş olan MatriXX Evolution sistemidir. Bu iyon odası dizileri mega voltaj X-ışınlarının dozimetrisi için tasarlanmaktadır. Potansiyel kullanım alanlarından birisi de YRART tekniklerinin kalite kontrol uygulamasıdır. Bu sistem lineer hızlandırıcıdaki tüm gantri açılarında sabit bir detektöre doz iletmekte ayrıca dozun deneysel olarak doğrulanmasını amaçlamaktadır (Wolfsberger, 2010). Yapılan çalışmalar sonucu MatriXX Evolution'un yeterince yüksek doğrulukta bir cihaz olarak nitelendirilebileceği sonucuna varılabilmekte ve doğrudan bir okuma cihazı olarak MatriXX Evolution sistemi radyoterapide ölçüm prosedürlerini kolaylaştırma yeteneğine sahip olduğu bilinmektedir (Herzen 2007).

**MatriXX Evolution sistemi;** MatriXX dedektörü (2D-Array), MULTICube Lite (IBA Dozimetri) fantomu, gantri üzerine sabitlenmiş bir açısı sensörü ve OmniPro-ImRT'den oluşur. Şekil 3.3'te ölçüm için kullanılan MatriXX Evolution sistemi görülmektedir.

Bu çalışmada kullanılan **MatriXX dedektörü**, 1021 adet birbirinden bağımsız silindirik iyonizasyon odacığına bölünmektedir. Her bir iyonizasyon odasının hassas hacmi  $0,07 \text{ cm}^3$ 'tür. 1021 ayrı ayrı okunan silindirik iyonizasyon bölmelerinde (piksel) 4 mm çapında ve 5,5 mm yükseklikte, 7,5 mm aralıkla bölünmüştür. Ölü zaman vermeden, tüm iyon odalarının 500  $\mu\text{s}$ 'de paralel okunmasını sağlamaktadır.



**Şekil 3.3.** Çalışmada kullanılan MatriXX Evolution sistemi

**MULTICube Lite fantomu** su ve eşdeğeri olan katı bir fantomdur. Hasta tedavi alanı pozisyonuna benzeyecek olan fantom malzemenin bir noktasında fiziksel olarak konumlandırmanızı sağlamaktadır. MatriXX dedektörü bu fantom içerisine yerleştirilmektedir. MULTICube Lite, MatriXX Evolution'u farklı derinliklerde, ölçüm düzlemini tedavi masasını 20 cm'ye kadar yükselterek dikey olarak konumlandırmanızı da sağlar ve özellikleri şu şekildedir:

- 31,4 cm (L) x 34 cm (W) x 22 cm (H)
- Yaklaşık ağırlık: 19,8 kg
- Çıkarılabilir film kaseti: 4,1 kg
- Malzeme: Gerçek su dozunun 100 keV'den 100 MeV'e kadar % 0,5'i içinde olan Plastic Water®

MatriXX Evolution içerisinde sunulan **Omnipro-I'mRT 2.0** yardımıyla, MULTICube Lite fantoma aktarılan MatriXX detektörü aracılığıyla, belirlenen noktalarda hesaplanan dozun ölçülerek kontrolü sağlanmaktadır. Omnipro-I'mRT sayesinde iki boyutlu doz akı haritası (dose fluence map) oluşturularak, TPS'de oluşturulan doz akı haritasıyla, yine Omnipro-I'mRT içerisinde sunulan gama analiz yöntemi kullanılarak karşılaştırılma ve doğrulama işlemleri yapılmaktadır. OmniPro-I'mRT 2.0 için minimum sistem gereksinimleri:

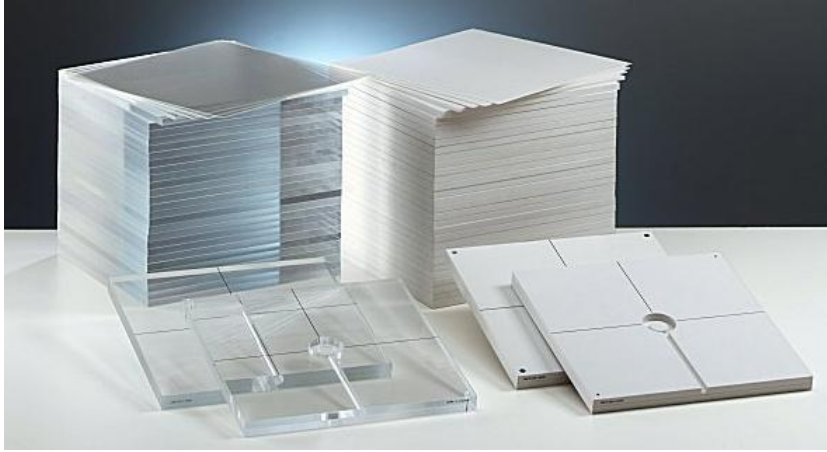
- İşletim sistemi: Microsoft® Windows® (XP, VISTA™ 32 bit)
- İşlemci: Pentium (veya eşdeğer), 1,8 GHz veya daha iyi Bellek (RAM): 2 GB (gerçek zamanlı mod için önerilir)
- Sabit disk: en az 160 MB kullanılabilir, veri arşivleme için önerilen 40 GB
- Monitör ve grafikler: True Color'da (32 bit) 1024 x 768 piksel çözünürlük desteği
- Bağlantı noktaları: kullanılabilir Ethernet bağlantısı (I'mRT MatriXX için RJ-45), tarayıcıya USB 2.0 arabirimi

Son olarak MatriXX Evolution içerisinde sunulan **açı sensörü** ile otomatik açı düzeltmesinin yapılması sağlanmaktadır. Açı sensörünün doğruluğu üretici firma tarafından  $\pm 0,6$  derece olarak belirlenmiştir ve ışın alanına düz eksenlerde kalibre edilmiştir.

#### 3.1.4. IBA marka RW-3 model katı su fantomu

Kalibrasyon ve kalite kontrol amacıyla, iyon odacığı uyarlamasına sahip plakaları içeren akrilik ve suya eşdeğer RW-3 plaka fantomları kullanılmaktadır (PTW 2012). Kullanılacak iyon odalarına uygun boşluklarla birlikte bu fantomların üzerinde doğru merkezlemenin yapılabilmesini sağlayacak çizgiler bulunmaktadır.

Çalışmada, ölçüm öncesi kalite kontrol amacıyla 1 cm yüksekliğinde ve  $30 \times 30$  cm<sup>2</sup> boyutlarında suya eşdeğer RW-3 plaka fantomlar kullanılmıştır. İyon odası konumlandırması içinse 2 cm yüksekliğinde adaptör plaka kullanılmıştır. Bu fantomun fiziksel yoğunluğu  $1,045$  g/cm<sup>3</sup>, elektron yoğunluğu ise  $3,43 \times 10^{23}$  e/cm<sup>3</sup>'tür.



**Şekil 3.4.** Kalibrasyon ve kalite kontrol amacıyla kullanılan akrilik (sol) ve suya eşdeğer RW-3 plaka (sağ) fantomları

#### 3.1.5. IBA marka FC65-P farmer tipi iyon odası

FC65-P farmer tipi iyon odası, doz ölçümlerinde kullanılan, içi ortam havasıyla dolu ve iyonizasyon esasına dayanan bir odadır. Silindir biçimli bu iyon odasının teknik özellikleri Çizelge 3.1'de verilmiştir. Bu iyon odası ile su, hava ve katı su fantomunda radyasyon ölçümleri yapılabilmektedir (Bilek 2015). Radyoterapide proton, foton ve elektron demetlerinin, mutlak ve rölatif ölçümleri için kullanılmaktadır. Çalışmada iyon odası ve elektrometre, ölçümler öncesi lineer hızlandırıcının dozimetrik kalite kontrolü için kullanılmıştır. Şekil 3.5 'da FC65-P iyon odası gösterilmektedir.

**Çizelge 3.1.** FC65-P farmer tipi iyon odası teknik özellikleri

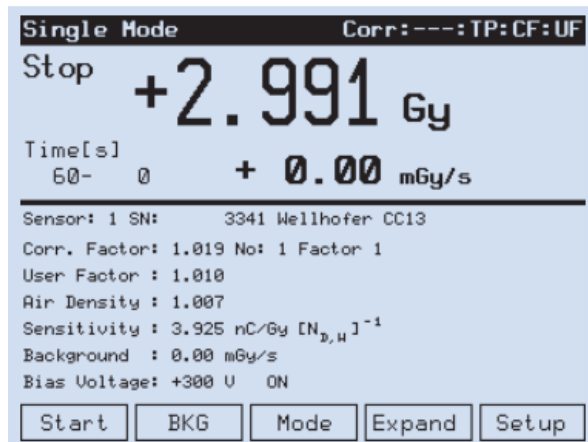
Kavite hacmi	Kavite uzunluğu	Kavite yarıçapı	Duvar materyali	Duvar kalınlığı	Merkezi elektrot materyali	Suda kullanım
0,65 cm <sup>3</sup>	23,1 mm	3,1 mm	Delrin	0,07 g/cm <sup>2</sup>	C552	Evet

**Şekil 3.5.** FC65-P farmer tipi iyon odası (IBA 2014)

### 3.1.6. IBA marka Dose1 model elektrometre

X-ışını ve elektron ışınlarının dozimetrisinde doz ve doz hızlarının ölçülmesi için kullanılmaktadır. Gy cinsinden ve mGy vb. gibi alt birimlerde doz ölçümü ve Gy/min, mGy/min vb. gibi birimlerde de doz hızı ölçümlerini yapmaktadır. C cinsinden yük ölçümü yapılırken, C/min cinsinden de yük hızı ölçümü yapılabilmektedir. Farklı polarizasyon voltajlarında (0-400 V) ölçümlerin yapılmasına imkân vermektedir. Şekil 3.6'da görüldüğü gibi iyon odası aracılığıyla ölçülen tüm değerler ve düzeltme faktörlerinin eksiksiz ve kapsamlı olarak geniş bir izleme alanında grafiksel olarak izlemek mümkündür (IBA 2011).

Elektrometreler soğurulan radyasyon dozu ölçümlerinde, iyon odaları ve yarı iletken dedektörlerle birlikte kullanılmaktadır. Doz, yük, akım, doz hızı, MU başına doz olarak okuma alabilmektedir. Sayısal veriler ve grafikler dijital ekranda görülebilmektedir (Bilek 2015). Şekil 3.7'de IBA marka Dose1 model elektrometre gösterilmektedir.

**Şekil 3.6.** IBA marka Dose1 model elektrometre ara yüzü (IBA 2011)



**Şekil 3.7.** IBA marka Dose1 model elektrometre (IBA 2011)

Bu çalışmada kullandığımız FC65-P Farmer tipi iyon odası ve Dose1 model elektrometrenin kalibrasyonu, Türkiye Atom Enerji Kurumu (TAEK) tarafından yapılmış olup iyon odasının suda absorblanan doz kalibrasyon katsayısı ( $N_{Dw}$ ) 47,892 mGy/nC bulunmuştur. Kalibrasyon; 20,0 °C sıcaklık, 1013,25 mbar basınç, 95 cm SSD ve 10x10 cm<sup>2</sup> alan boyutlarında yapılmıştır.

### 3.2. Metot

MatriXX'teki iki boyutlu-dizilimli iyon odalarının kalibrasyonu yalnızca ışın demetine dik düzlemde yapılmaktadır. Bu çalışmada tedavi planlama sisteminde (TPS) 6 MV enerjili X-ışın demeti kullanarak 10 YRART örnek plan yapıldı. Oluşturulan bu planların yine TPS kullanılarak su ve doku eşdeğeri referans fantomlar kullanılarak 2D doz haritaları çıkarıldı. MatriXX cihazı, MULTICube Lite Fantomu ve gantri üzerine sabitlenmiş bir açı sensörü ile birlikte OmniPro-I'mRT 2.0 kullanıldı. YRART planları için MatriXX ölçümleri açı sensörü aktif ve pasif durumlarda yapıldı, OmniPro-I'mRT 2.0 kullanılarak doz haritaları 2D olarak elde edildi. OmniPro-I'mRT 2.0 yardımıyla her iki durum için elde edilen 2D doz haritaları, TPS' de oluşturulan doz haritaları ile gama analiz yöntemi kullanılarak karşılaştırıldı ve değerlendirildi.

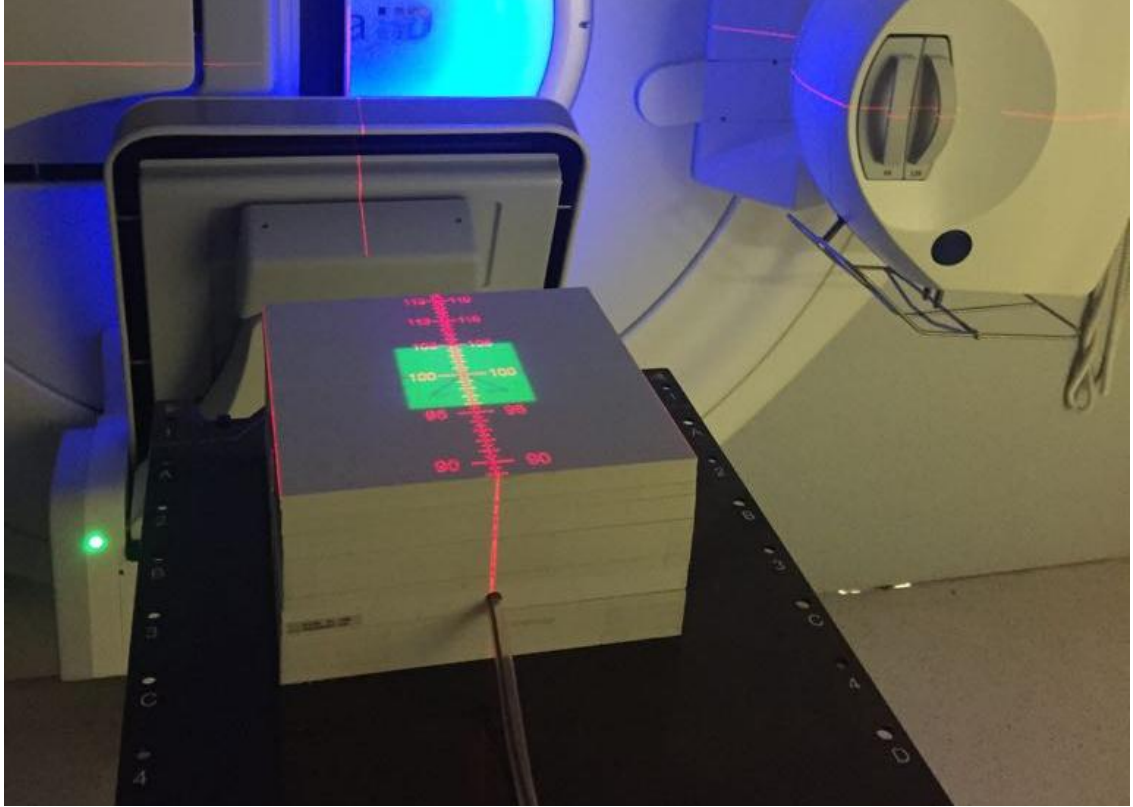
#### 3.2.1. Ölçüm öncesi yapılan kalite kontrol testleri

Klein vd.. tarafından hazırlanan AAPM Task Group 142 no'lu rapora göre lineer hızlandırıcıya ait X-ışını output sabitliği kabul kriteri  $\pm\%2$  olarak belirlenmektedir (bkn. Çizelge 3.2). Bu kabul kriteri baz alınarak Elekta marka Versa HD model lineer hızlandırıcı cihazı için X-ışını output sabitliği kontrolü yapılmıştır.

Elekta marka Versa HD model lineer hızlandırıcısının gantri ve kolimatör açıları 0° yapılarak ölçüm sistemleri kuruldu. İyon odasıyla ölçümler yapılmadan önce ölçüm sisteminin ısınması ve iyon odasının termal dengeye ulaşması için yeterli bir süre beklenmelidir. Warm-up olarak tanımlanan bu işlem lineer hızlandırıcısının gantri ve kolimatör açıları 0° yapılarak, 6 MV foton enerjisi, 1000 MU, 400 (MU/min) doz hızı ile tedavi alanı kapalıyken yapıldı.



Tedavi masası üzerine Şekil 3.8'deki gibi ölçüm düzeneği IAEA TRS 398 protokolüne göre kuruldu. Ölçüm düzeneği kolimatör ve gantri açıları  $0^\circ$  yapılarak, 100 cm SSD' de, cihaz alan çapraz çizgisine göre ortalanarak yerleştirildi. 6 MV foton ışını, 100 MU, 400 (MU/min) doz hızı ile  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup> alan açıklığında ve 10 cm derinlikte RW-3 katı su fantomları ışınlandı. Elekta marka Versa HD model lineer hızlandırıcısının X-ışını out-put sabitliği bulundu.



**Şekil 3.8.** Elekta marka Versa HD model lineer hızlandırıcısında X-ışını out-put sabitliğinin ölçülmesi

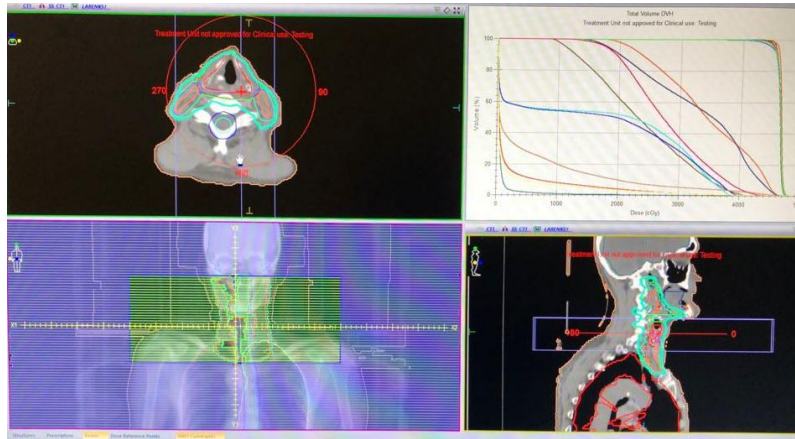
**Çizelge 3.2.** AAPM TG-142'ye göre lineer hızlandırıcı için dozimetrik testler (AAPM 2009)

Test Türü	YART/YRART Kabul Sınırları
Dozimetrik	
X-ışını output sabitliği	$\pm\%2$

### 3.2.2. TPS ile Tedavi Planlarının Oluşturulması

Tedavi Planlama Sistemleri (TPS), hedefe verilmesi istenilen radyasyon dozunun farklı etkilerini simüle etmektedir. Hedef ile riskli organlar arasındaki ilişkiyi inceleyerek değer fonksiyonları ve yardımcı matematiksel formüller kullanarak tedavi planlarını optimize ederek doz dağılımlarını çıkaran bilgisayar yazılımlarıdır. Belirlenen 10 ölçüm hastasının transvers (aksiyel) kesitlerinden elde edilen anatomik bilgilerine göre ICRU 62 raporu baz alınarak tedavi volüm konturları çizildi. Radyasyon tedavileri bu konturlar üzerinden planlandı. Bu tedavi planlarında fraksiyon dozları 180 cGy ve 200 cGy olarak girildi. Monte Carlo algoritması kullanılarak, 6 MV foton enerjisinde 360 derecelik bir rotasyonla bu tedavi planları YRART tekniği ile TPS kullanılarak oluşturuldu.

Bölüm 2.9’da belirtildiği gibi normal doku önceliğinin sağlandığı Constrained modülü kullanılarak tedavi volümü ve risk organ dozları matematiksel fonksiyonlar (Cost Function) yardımıyla optimize edildi. Her bir YRART planı için doz dağılımları bu optimizasyon sonucunda elde edildi. Oluşturulan tedavi planlarının bir örneği Şekil 3.9’da verilmektedir.

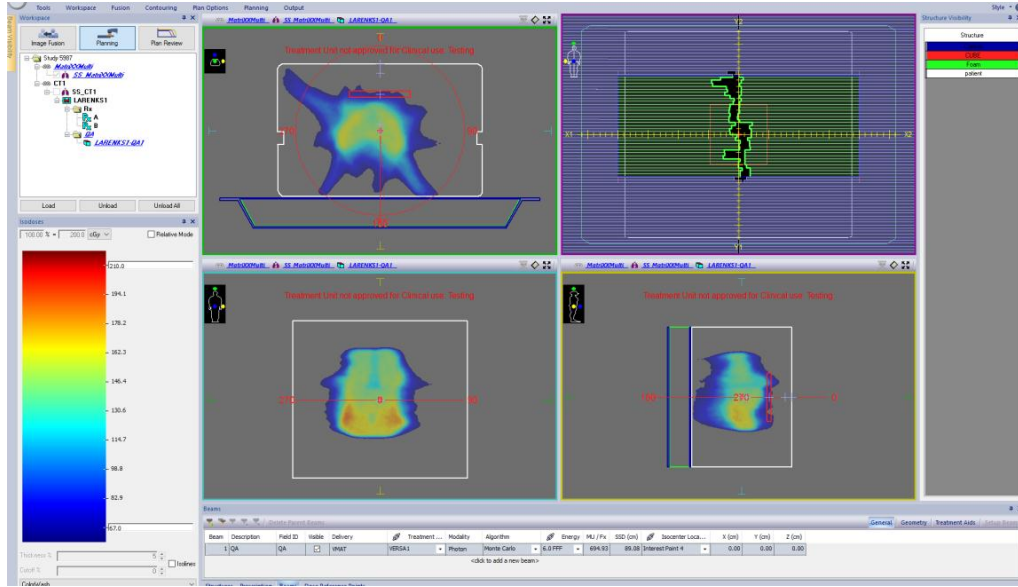


Şekil 3.9. TPS ile oluşturulan tedavi planı örneği

### 3.2.3. TPS ile referans fantomların oluşturulması

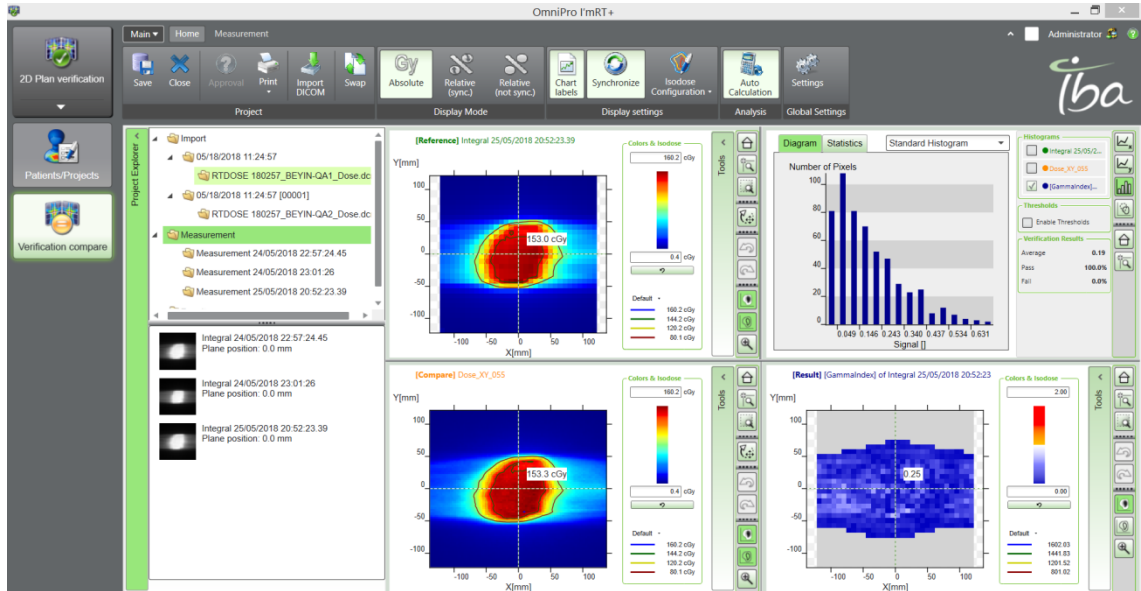
Tedavi planlama sisteminde YRART tekniği ile planlanan 10 planın PUK planları yine TPS ile referans fantom eşliğinde oluşturuldu. Şekil 3.10’da oluşturulan PUK planlarından bir örnek verilmiştir.





Şekil 3.10. TPS yardımı ile oluşturulan referans fantomu

Fraksiyon dozları baz alınarak oluşturulan PUK planları için referans fantom tedavi masası konturuna ortalandı ve TPS’de 2D doz haritaları oluşturuldu. Bu doz haritaları bir taşınabilir bellek yardımı ile Omnipro-I’mRT 2.0’ye aktarıldı. Her bir ölçüm için proje dosyaları oluşturuldu. Omnipro-I’mRT 2.0 yazılımı ara yüzü Şekil 3.11’de gösterilmiştir.



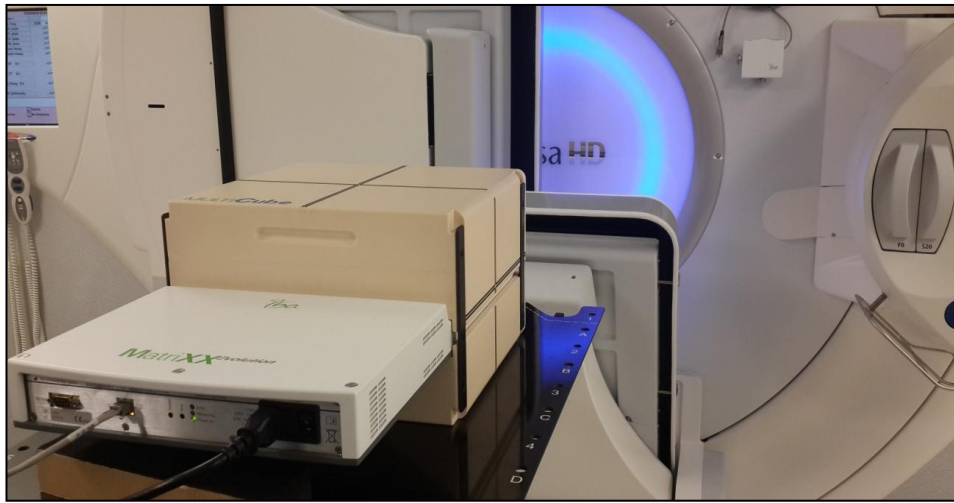
Şekil 3.11. OmniPro-I’mRT 2.0 ara yüzü

OmniPro-I’mRT 2.0 ara yüzü kullanılarak sıcaklık, basınç, açı sensörü kalibrasyonu gibi bazı parametreler girilerek OmniPro-I’mRT ölçüm için hazır hale getirilmiştir.

### 3.2.4. Açı sensörü aktif durumunda ölçümlerin alınması ve gama değerlendirilmesi

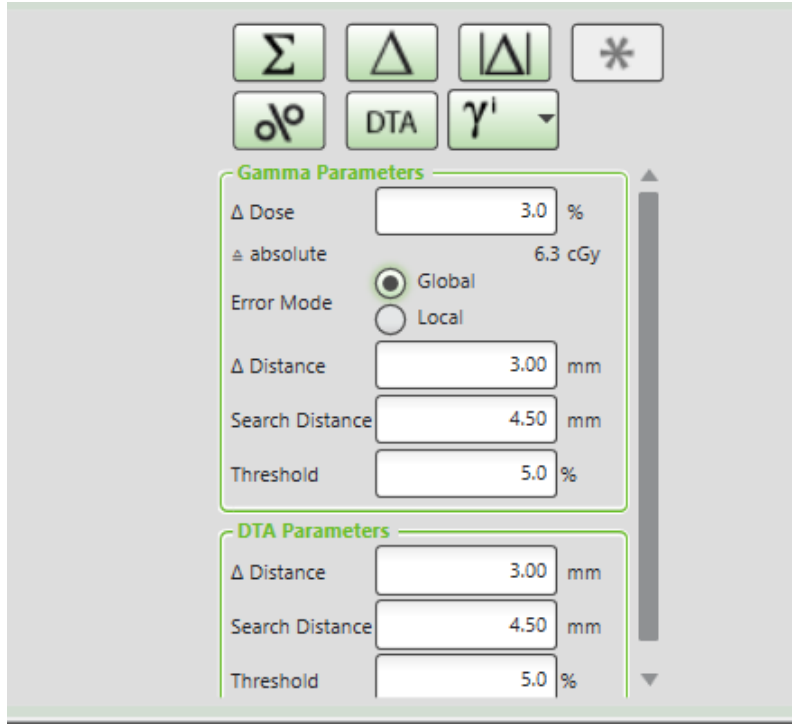
Ölçüm sistemi lineer hızlandırıcı cihazının alan çapraz çizgisine ortalanarak Şekil 3.12'deki gibi tedavi masasına yerleştirildi. Açı sensörü gantri üzerine sabitlendi. Gantri açısı 0 ve 90 derecelere alınarak, sensör üzerinde bulunan su terazisi yardımıyla eğim kontrolü sağlandı. MatriXX cihazının üretici firmanın önerdiği şekilde 15 dakika ısınması sağlandı. Isınma işlemleri bitiminde MatriXX iyon odası dizilerinin ısıtılma işlemi 24x24 cm<sup>2</sup> alan boyutunda, 100 cm SSD'de, 6MV foton enerjisiyle, 1000 MU ve 400 (MU/min) doz hızı ile yapıldı.

Öncelikle açı sensörünün algılanabilirlik durumu Omnipro-I'mRT 2.0 ara yüzünde sunulan ve Şekil 3.11'de gösterilen "Settings" menüsünde "Gantry angle correction" kısmından aktif hale getirildi. Mosaiq ve Omnipro-I'mRT 2.0 eş zamanlı olarak çalıştırılarak ölçülen dozun Omnipro-I'mRT 2.0 ile 2D doz haritaları oluşturuldu. Referans fantomda hesaplatılan ve MatriXX ölçümü sonucu elde edilen 2D doz haritaları Şekil 3.11'de gösterildiği gibi veri alanlarına (Data set 1 (ölçülen) ve Data set 2 (hesaplanan)) yüklendi. Burada referans alınan 2D doz haritası Data set 2 bölümüne yerleştirilen TPS doz haritasıdır. Veri alanlarına yüklenen doz haritalarının piksel eşitlemesi Omnipro-I'mRT 2.0 yazılımında otomatik olarak 1mm piksel boyutunda yapılmaktadır.

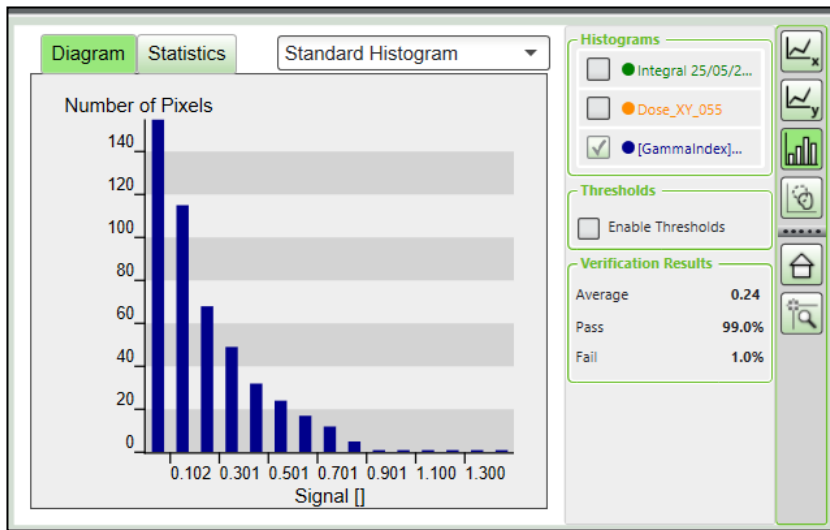


**Şekil 3.12.** MatriXX Evolution sisteminin ölçüm için kurulması

Gama ve DTA parametreleri kabul kriterlerine göre Şekil 3.13'te gösterildiği gibi girildi. Gama indeksi değeri Şekil 3.14'de gösterildiği üzere yüzde fark olarak elde edildi. Gama analiz yöntemiyle, gama indeksi kontrolü 10 YRART plan ölçümü için ayrı ayrı yapıldı ve değerlendirildi.



Şekil 3.13. OmniPro-I'mRT 2.0 ara yüzünde gama ve DTA parametreleri



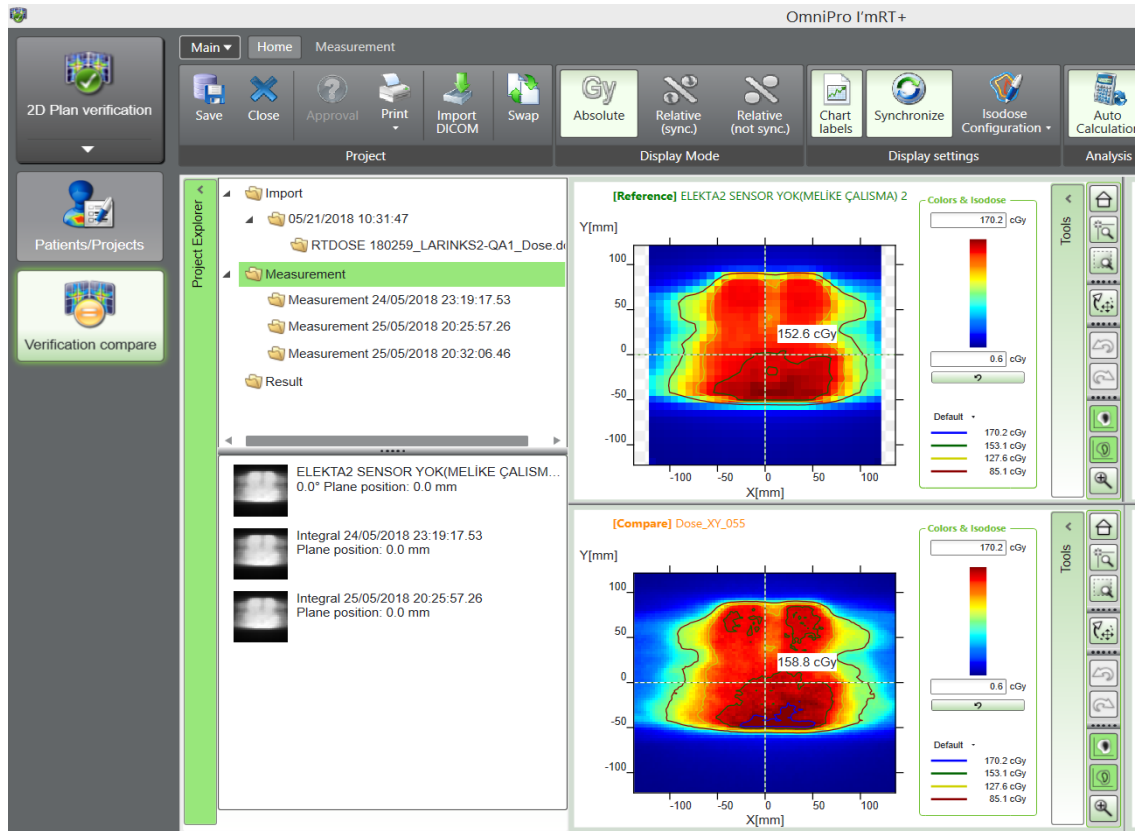
Şekil 3.14. Açık sensörü aktif durumda iken yapılan ölçümün gama analiziyle değerlendirilmesi

Açık sensörü aktifken, TPS ve MatriXX doz haritalarının karşılaştırılması ve gama analiz değerlendirilmesi Ekler 1-5'te verilmiştir.

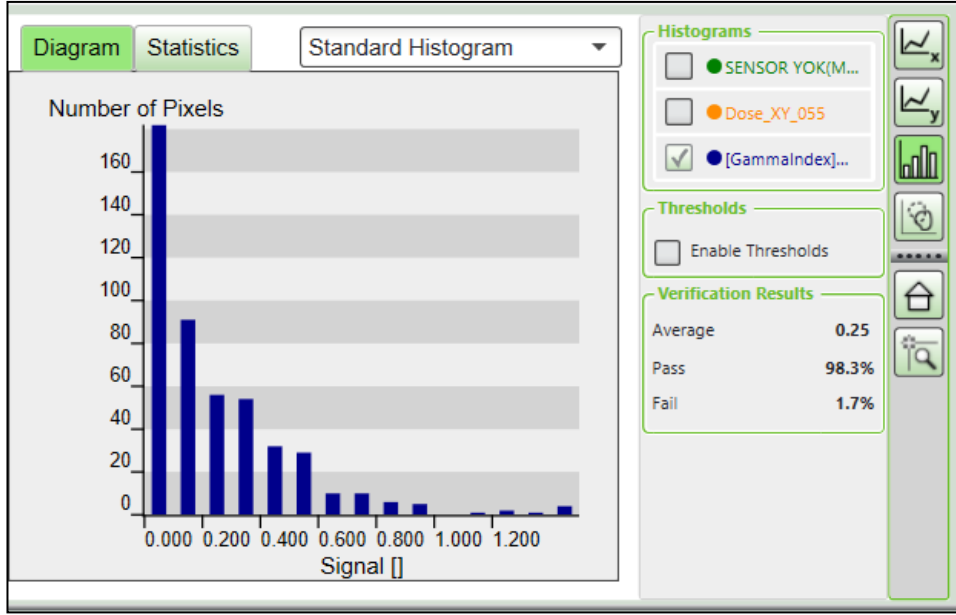
### 3.2.5. Açık sensörü pasif durumunda ölçümlerin alınması ve gama değerlendirilmesi

Bölüm 3.2.4'te yapılan aynı işlemler açık sensörü durumu OmniPro-I'mRT 2.0 ara yüzü kullanılarak pasif hale getirilmesi ile tekrarlandı. Mosaiq ve OmniPro-I'mRT 2.0 eş zamanlı olarak çalıştırılarak ölçülen dozun OmniPro-I'mRT 2.0 ile 2D doz haritaları oluşturuldu. TPS referans fantomda hesaplatılan ve MatriXX ölçümü sonucu elde edilen 2D doz haritaları Şekil 3.15'de gösterildiği gibi veri alanlarına yüklendi.

Gama ve DTA parametreleri kabul kriterlerine göre yine Şekil 3.13'te gösterildiği gibi girildi. Gama indeksi değeri Şekil 3.15'te gösterildiği üzere yüzde fark olarak elde edildi. Gama analiz yöntemiyle, gama indeksi kontrolü 10 YRART plan ölçümü için ayrı ayrı yapıldı ve değerlendirildi.



Şekil 3.15. 2D doz haritalarının OmniPro-I'mRT 2.0'da veri alanlarına yüklenmesi



**Şekil 3.16.** Açık sensörü pasif durumda iken yapılan ölçümün gama analiziyle değerlendirilmesi

Açık sensörü pasifken, TPS ve MatriXX doz haritalarının karşılaştırılması ve gama analiz değerlendirmesi Ekler 6-15'te verilmiştir.

## 4. BULGULAR

### 4.1. Ölçüm Öncesi Yapılan Kalite Kontrol Testleri

20,3 °C sıcaklık ve 1013,2 mbar basınç altında yapılan ölçümlerde IBA marka Dose1 model elektrometre ile okunan ölçüm değeri 100,1 cGy bulundu. Bu değer Çizelge 3.2’de verilen X-ışını out-put sabiti baz alınarak +%0,1 fark ile ±%2 kabul kriterinin içerisinde bulundu.

**Çizelge 4.1.** X-ışını out-put sabitliği ölçüm sonuçları

Sıcaklık	Basınç	Okunan değer	Fark	Kabul Kriteri
20,3 °C	1013,2 mbar	100,1 cGy	-%0,1	±%2

### 4.2. TPS ile Oluşturulan Tedavi Planları

Belirlenen 10 tedavi hastasının ICRU 62 raporu baz alınarak oluşturulan tedavi volümlerine YRART tekniği kullanılarak 6 MV foton enerjisinde 360 derecelik rotasyonlar ile tedavi planları oluşturuldu. 10 YRART planında, tedavi volümü için oluşturulan izodoz eğrileri, referans olarak kabul edilen +%7 ve -%5 kriterleri içerisinde bulundu.

### 4.3. TPS ile Oluşturulan Referans Fantom Planları

TPS' de oluşturulan 10 YRART PUK planı için 180 cGy ve 200 cGy fraksiyon dozları kullanılarak referans fantomda 2D doz haritaları oluşturuldu. Oluşturulan bu doz haritaları Coronal düzlemde 0. kesit baz alınarak OmniPro-I’ mRT 2.0’a aktarıldı. OmniPro-I’ mRT 2.0 ara yüzü kullanılarak 20,0 °C sıcaklık ve 1010,5 mbar değerleri girilerek açı sensörü kalibrasyonu 0° ve 90° gantri açılarında yapıldı.

### 4.4. Açı Sensörü Aktif Durumunda Alınan Ölçümler ve Gama Değerlendirmesi

10 YRART plan için 6 MV foton enerjisinde, 89 cm SSD ve 360 derece arklı ölçümler yapılmıştır. Çizelge 4.2’de açı sensörü aktif durumunda, ölçüm ve referans fantom doz dağılımları arasındaki gama indeksi ve fark yüzdesi gösterilmektedir. Çizelgede sıcaklık (T) , basınç (P) ile gösterilmiştir.

10 YRART plan ölçümleri, AAPM TG 119’a göre %3 doz farkı ve 3 mm mesafede kabul kriterlerine göre yapıldı ve değerlendirildi. Açı sensörü aktif durumunda, ölçülen ve referans fantomda hesaplanan doz dağılımları arasındaki gama indeksi farkı ortalama -%0,52 bulundu. Ölçüm ve referans fantom doz dağılımları karşılaştırıldığında gama indeksi minimum farkı %0, maksimum farkı ise %1,7 olarak görülmektedir. Ölçümlerin %100’ünde %95,0 gama indeksi kabul kriteri sağlanmış olup plan uygunlukları kabul görmüştür.

**Çizelge 4.2.** 10 YRART plan için açu sensörü aktif durumdayken ölçülen ve hesaplanan doz dağılımları arasındaki gama indeksi fark yüzdeleri

No	Planlanan Alan	T (°C)	P (mbar)	TPS (cGy)	MU	Gama İndeksi (%)	Fark (%)
1	Larenks	20,1	1010,7	200	885,0	98,3	-1,7
2	Prostat	20,2	1010,6	200	695,9	98,9	-1,1
3	Prostat	20,3	1010,2	200	667,8	99,0	-1,0
4	GBM	20,2	1010,6	200	549,6	99,8	-0,2
5	B.mukoza	20,3	1010,8	200	1247,4	99,1	-0,9
6	Larenks	20,2	1010,8	200	694,9	100,0	0,0
7	Akciğer	20,3	1010,3	200	1340,8	100,0	0,0
8	Akciğer	20,1	1011,1	180	1027,6	100,0	0,0
9	Prostat	20,2	1009,1	200	658,0	99,7	-0,3
10	Prostat	20,3	1011,1	200	585,8	100,0	0,0

#### 4.5. Açı Sensörü Pasif Durumunda Alınan Ölçümler ve Gama Değerlendirmesi

10 YRART plan için 6 MV foton enerjisinde, 89 cm SSD ve 360 derece arka ölçümler yapılmıştır. Çizelge 4.1’de açı sensörü pasif durumunda, ölçüm ve referans fantom doz dağılımları arasındaki gama indeksi ve fark yüzdesi gösterilmektedir. Çizelgede sıcaklık (T) , basınç (P) ile gösterilmiştir.

**Çizelge 4.3.** 10 YRART plan için açı sensörü pasif durumdayken ölçülen ve hesaplanan doz dağılımları arasındaki gama indeksi fark yüzdeleri

No	Planlanan Alan	T (°C)	P (mbar)	TPS (cGy)	MU	Gama İndeksi (%)	Fark (%)
1	Larenks	20,3	1010,8	200	885,0	97,2	-2,8
2	Prostat	20,2	1010,6	200	695,9	96,2	-3,8
3	Prostat	20,2	1010,1	200	667,8	98,3	-1,7
4	GBM	20,2	1010,6	200	549,6	100,0	0,0
5	B.mukoza	20,2	1010,7	200	1247,4	96,0	-4,0
6	Larenks	20,2	1010,8	200	694,9	95,5	-4,5
7	Akciğer	20,3	1010,1	200	1340,8	86,3	-13,7
8	Akciğer	20,2	1011,1	180	1027,6	90,6	-9,4
9	Prostat	20,2	1009,0	200	658,0	99,2	-0,8
10	Prostat	20,2	1011,1	200	585,8	99,7	-0,3

10 YRART plan ölçümleri, AAPM TG 119’a göre %3 doz farkı ve 3 mm mesafede kabul kriterlerine göre yapıldı ve değerlendirildi. Açı sensörü pasif durumunda, ölçülen ve referans fantomda hesaplanan doz dağılımları arasındaki gama indeksi farkı ortalama -%4,1 bulundu. Ölçüm ve referans fantom doz dağılımları karşılaştırıldığında gama indeksi minimum farkı %0, maksimum farkı ise %13,7 olarak görülmektedir. 7 ve 8 numaralı Akciğer plan ölçümleri %95 kabul kriterini geçememiş ve bazı ölçümlerde ise bu değere çok yakın gama indeks yüzdeleri bulunmuştur.



## 5. TARTIŞMA

İyonlaştırıcı radyasyonun kullanım alanlarından birisi de radyoterapi merkezlerinde kullanılan lineer hızlandırıcılardır. Bu cihazlarla amaçlanan, risk altındaki organların maruz kalacağı radyasyon dozunun en aza indirilmesiyle birlikte tümör dozunu maksimize etmeyi sağlamaktır (Low 2011). Bu hedefi gerçekleştirme yöntemlerinden birisi, foton akısının rotasyonla anlık olarak değiştirilmesine olanak sağlayan YRART tekniğidir (Bakhtiari 2011).

Radyasyon tedavilerinde, belirlenen organ veya dokulardaki iyonlaştırıcı radyasyon dozu, soğurulan doz (D) olarak tanımlanmakta ve bir organ veya dokunun birim kütlesine aktarılan enerji birimi olarak Gray (Gy) cinsinden ifade edilmektedir. Radyasyon tedavi tekniklerinin uygulanabilmesi için en önemli hususlardan birisi, öngörülen tedavi dozlarını doğrulamaktır. Radyasyon tedavisinin güvenliği, bilgisayarlı tedavi planlama sistemleriyle (TPS) planlanan radyasyon dozunun, belirtilen hedefe doğru dozda iletilmesi ile elde edilmektedir. Bu nedenle lineer hızlandırıcıların, simülörlerin, TPS ve bu sistemlerde hesaplanan doz dağılımlarının dozimetrik araçlar kullanılarak doğruluklarının kontrol edilmesi gerekmektedir (Amerio vd. 2004). Bu konuda genel yöntemler AAPM Raporu 67’de açıklanmıştır (AAPM 1999).

İki boyutlu-dizilimli iyon odaları (2D-Array), YRART tekniğinin kalite güvencesi için yapılandırılmakta ve kullanılmaktadır (Zhaohui 2010). Bu amaçla geliştirilen cihazlardan birisi de Iba firması tarafından üretilmiş olan MatriXX *Evolution* ’dır (Amerio vd. 2004). Bu iyon odaları mega voltaj X-ışınlarının dozimetrisi için tasarlanmaktadır ve potansiyel kullanım alanlarından birisi de YRART tekniklerinin uygulanması olup, lineer hızlandırıcıdaki tüm gantri açılarında sabit bir detektöre doz iletmekte ayrıca dozun deneysel olarak doğrulanmasını amaçlamaktadır (Wolfsberger 2010). Yapılan çalışmalar sonucu MatriXX *Evolution*’in yeterince yüksek doğrulukta bir cihaz olarak nitelendirilebileceği sonucuna varılabilmekte ve doğrudan bir okuma cihazı olarak MatriXX *Evolution*’in radyoterapide ölçüm prosedürlerini kolaylaştırma yeteneğine sahip olduğu bilinmektedir (Herzen 2007).

Linak cihazında açısız ayarların yanlış hizalanması ayrıca hızlı doz gradyanları ve karmaşık Çok Yapraklı Kolimatör (ÇYK) şekilleri nedeniyle, YRART plan sunumlarının doz dağılımı ciddi şekilde etkilenebilmektedir. Ayrıca gantri açısı YRART tedavilerinin uygulanmasında önemli etkiye sahip parametrelerden biridir çünkü doz rekonstrüksiyonu portal açısına dayanmaktadır. YRART tedavilerinin artan beğenisi, kendine özgü tasarlanmış PUK programlarını gerektirmektedir. Öngörülen radyasyon dozunun doğru şekilde verilmesi için tedavi planlama sisteminde oluşturulan planın doğruluğunun sağlanması da esastır (Rowahanfarzad 2012).

Yapılan bazı çalışmalar göstermiştir ki, YRART planlarının doğrulanması için MatriXX sabit bir fantomda (MultiCube) kullanılırsa, ölçülen doz ışın açısına bağlı olmaktadır (Amerio vd. 2004). Açısız bağımlılık, farklı gantri açılarında MatriXX’ in doz yanıtı olarak da tanımlanmaktadır. Üreticinin önerdiği MatriXX detektörünün deneysel kalibrasyonu yalnızca ışın alanlarına dik düzlemlerde yapılmaktadır ve MatriXX’in açısız bağımlılığına hitap etmemektedir. Bu açısız bağımlılık düzeltilmediği takdirde, planların doğrulanmasında doz yanılırları yaratabilmektedir (Wolfsberger 2010).

MatriXX'in YRART ve YART planlarında açısız bağımlılığını gösteren çalışmalar mevcuttur. Bu çalışmalardan biri Zhaohui vd.. tarafından yapılmıştır. 0° ile 180° arasında detektör tepkisinde %8'e kadar fark gözlenmiş ve bu hataların olası kaynakları tartışılmakla birlikte bir düzeltme yöntemi önerilmektedir (Zhaohui 2010). Wolfsberger vd.. tarafından yapılan çalışmada yine MatriXX' in açısız bağımlılığı tanımlanmış, kalibrasyon için bir yöntem geliştirilmiştir. Dört adet MatriXX (Evolution serisi) detektörü için posterior ışınlar da (%8 ve %11'e kadar) ve ön ışınlarda yalnızca %1'lik belirsizlik gözlenmiştir (Wolfsberger 2010). Shimohigashi vd.. (2012) yaptığı benzer çalışmada -%5,1'e kadar bir doz yanılıgı elde etmişlerdir ve MatriXX' in açısız bağımlılığının, foton enerjisine ve detektörlerin geometrik pozisyonuna bağılı olduğu sonucuna varmışlardır. Wolfsberger vd.. MatriXX'in açısız bağımlılık düzeltilmesi yapılmazsa, YART ve YRART planlarının doz doğrulamalarını -%3'e kadar bir değişim gözlenebileceği bildirilmiştir (Wolfsberger 2010). Boggula vd.. tarafından yapılan çalışmada ise MatriXX kullanılarak 30'un üzerinde YRART plan doğrulanmakta, 90° ve 180° portal pozisyonlarında yaklaşık %17'e varan sapmalar kaydedilmektedir (Boggula 2011).

Bu çalışmada, YRART tekniklerinde PUK amacıyla kullanılan, radyasyon doz yoğunluğunun ölçülmesi için gerekli görülen iki boyutlu-dizilimli iyon odalarının açısız bağımlılığının gama analizi metodu kullanılarak karşılaştırılması ve değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

**Çizelge 5.1.** Açısız sensörü aktif ve pasif durumlarında alınan gama indeks yüzdeleri

No	Planlanan Alan	TPS (cGy)	Açısız Sensörü Aktif		Açısız Sensörü Pasif	
			Gama İndeksi(%)	Fark (%)	Gama İndeksi(%)	Fark(%)
1	Larenks	200	98,3	-1,7	97,2	-2,8
2	Prostat	200	98,9	-1,1	96,2	-3,8
3	Prostat	200	99,0	-1,0	98,3	-1,7
4	GBM	200	99,8	-0,2	100,0	0,0
5	B.mukoza	200	99,1	-0,9	96,0	-4,0
6	Larenks	200	100,0	0,0	95,5	-4,5
7	Akciğer	200	100,0	0,0	86,3	-13,7
8	Akciğer	180	100,0	0,0	90,6	-9,4
9	Prostat	200	99,7	-0,3	99,2	-0,8

10 YRART plan ölçümleri, AAPM TG 119'a göre %3 doz farkı ve 3 mm mesafede kabul kriterlerine göre yapıldı ve değerlendirildi. Açı sensörü aktif durumunda, ölçülen ve referans fantomda hesaplanan 2D doz haritaları arasındaki gama indeksi fark yüzdesi ortalama  $-0,52$  bulundu. Ölçüm ve referans fantom doz dağılımları karşılaştırıldığında gama indeksi minimum fark yüzdesi %0, maksimum fark yüzdesi ise %1,7 olarak görülmektedir.

Açı sensörü pasif durumunda, ölçülen ve referans fantomda hesaplanan 2D doz haritaları arasındaki gama indeksi fark yüzdesi ortalama  $-4,1$  bulundu. Ölçüm ve referans fantom doz dağılımları karşılaştırıldığında gama indeksi minimum fark yüzdesi %0, maksimum fark yüzdesi ise %13,7 olarak görülmektedir.

Açı sensörü aktif durumunda yapılan 10 ölçümün %100'ünde %95,0 gama indeksi kabul kriteri sağlanmış olup plan uygunlukları kabul görmüştür. Açı sensörü pasif durumda iken yapılan 7 ve 8 numaralı Akciğer plan ölçümleri %95,0 kabul kriterini geçememiş ve bazı ölçümlerde ise bu değere çok yakın gama indeks yüzdeleri bulunmuştur.

MatriXX'de ki iki boyutlu-dizilimli iyon odalarının kalibrasyonu yalnızca ışın demetine dik düzlemde yapılmaktadır. Açısal faktörlerin etkisi ile YRART planlarında ışın demetinin dedektörün hacmine girmemesi söz konusu olmaktadır. Bu nedenle açı sensörü pasif durumunda gama indeksi farklarının yüksek çıktığı düşünülmektedir.

Bu çalışma, YRART planlarının uygulanabilirliğinin güvenilir sınırlara ulaşması için bu plan ölçümlerinin sadece aktif açı sensörlü iki boyutlu dizilimli iyon odaları tarafından kontrol edilebileceğini öngörmektedir.

## 6. SONUÇLAR

Radyasyon tedavi tekniklerinin kalite güvencesi için kullanılacak araçlar ve tedavi sınırlarının belirginleştirilmesinin amaçlandığı bu tez çalışması ile öncelikle, Lineer Hızlandırıcı (Linak) cihazının fantom ortamında oluşturduğu radyasyon dozu ölçülmüştür. Yapılacak ölçümler sonucunda, Yoğunluğu Rotasyonla Ayarlanabilen Radyoterapi Tekniği (YRART) ile oluşturulan planların uygulanabilirliğinin kontrolü (PUK) için kullanılan, iki boyutlu-dizilimli iyon odaları ve linak üzerine entegre edilen portal açısı sensörü yardımıyla, açısal faktörlerin soğurulan radyasyon dozu (D) ölçümüne etkisinin, gama analizi yöntemi ile karşılaştırılması ve incelenmesi amaçlanmıştır.

Günümüzdeki radyasyon tedavileri, bilgisayar teknolojilerindeki ilerlemeler ve lineer hızlandırıcılardaki gelişmelerin sonucu olarak YRART gibi yeni tedavi tekniklerinin kullanılmasına olanak sağlamaktadır. Buna ilişkin tedavi planlarının kalite kontrolü ve güvencesi için yeni doz ölçüm cihazları tasarlanmakta ancak bu cihazların doğru kullanılabilmesi ve aksaklıklarının giderilmesi birçok araştırma yapılmaktadır. Bu çalışmada kullanılan MatriXX' in YRART planlarında portal açısı sensörü aktif ve pasif durumlarda, açısal bağımlılığı daha iyi yansıtan koşulların bulunması ve bir işleyiş protokolünün oluşturulması beklenmektedir. Radyasyon tedavi tekniklerinin kalite güvencesi için kullanılacak araçlar ve tedavi sınırlarının belirginleştirilmesi için soğurulan radyasyon dozunun ölçülmesinde açısal faktörlerin etkisi araştırılmıştır.

10 YRART plan ölçümleri, AAPM TG 119'a göre %3 doz farkı ve 3 mm DTA (mesafe) kabul kriterlerine göre yapıldı ve değerlendirildi. Açısı sensörü aktif durumunda, ölçülen ve referans fantomda hesaplanan doz dağılımları arasındaki gama indeksi fark yüzdesi ortalama -%0,52 bulundu. Ölçüm ve referans fantom doz dağılımları karşılaştırıldığında gama indeksi minimum farkı %0, maksimum farkı ise %1,7 olarak görülmektedir. Açısı sensörü pasif durumunda, ölçülen ve referans fantomda hesaplanan doz dağılımları arasındaki gama indeksi farkı bu 10 YRART plan için ortalama -%4,1 bulundu. Ölçüm ve referans fantom doz dağılımları karşılaştırıldığında gama indeksi minimum farkı %0, maksimum farkı ise %13,7 olarak görülmektedir. Açısı sensörü aktif durumunda yapılan 10 ölçümün %100'ünde %95,0 gama indeksi kabul kriteri sağlanmış olup plan uygunlukları kabul görmüştür. Açısı sensörü pasif durumda iken yapılan 7 ve 8 numaralı Akciğer plan ölçümleri %95,0 kabul kriterini geçememiş ve bazı ölçümlerde ise bu değere çok yakın gama indeks yüzdeleri bulunmuştur.

MatriXX'de ki iki boyutlu-dizilimli iyon odalarının kalibrasyonu yalnızca ışın demetine dik düzlemde yapılmaktadır. Açısal faktörlerin etkisi ile YRART planlarında ışın demetinin dedektörün hacmine girmemesi söz konusu olmaktadır. Bu nedenle açısı sensörü pasif durumunda gama indeksi farklarının yüksek çıktığı düşünülmektedir. YRART tekniği ile oluşturulan tedavi planlarının uygulanabilirliğinin kontrolü, açısı sensörü kullanılarak kontrol edilmesi gerekliliği öngörülmüştür.

## 7. KAYNAKLAR

- AAPM. 1993. Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Commite Task Group 40, USA.
- AAPM. 1994. AAPM Code of Practice for Radiotherapy Accelerators. Report of AAPM Radiation Therapy Task Group 45, 21, 7.
- AAPM. 1999. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high- energy photon and electron beams. AAPM Report 67, Medical Physics Dergisi, 26, 1847–70 s.
- AAPM. 2009. Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. Medical Physics Dergisi, 36, 9, 4197-4212 s.
- Amerio, A., vd.. 2004. Dosimetric characterization of a large area pixel-segmented ionization chamber, Medical Physics Dergisi, 31, 414-420 s.
- AMMRF. 2014. Characteristic X-rays  
<http://www.ammrf.org.au/myscope/analysis/eds/xraygeneration/characteristic/>  
[Son erişim tarihi: 15.05.2018].
- AMMRF. 2014. Bremsstrahlung X-ray generation  
<http://www.ammrf.org.au/myscope/analysis/eds/xraygeneration/bremsstrahlung/>  
[Son erişim tarihi: 15.05.2018].
- Bakhtiari, M. 2011. Using an EPID for Patient- Specific VMAT Quality Assurance, Medical Physics Dergisi, 38, 1366-1373 s.
- Bilek, Y. 2015. Radyoterapide Kullanılan Tedavi Planlama Sistemi İçin Bağımsız “Monitor Unit” Doğrulaması, Yüksek Lisans Tezi, Akdeniz Üniversitesi, Antalya, 87 s.
- Boggula, R., vd., 2011. Evaluation of a 2D detector array for patient-specific VMAT QA with different setups. Institute of Physics and Engineering in Medicine Physics in Medicine & Biology Dergisi, 56, 22.
- Boyer, L.E., Butler, B.E., DiPetrillo, T.A. 2001. Intensity Modulated Radiotherapy: Current Status and Issues of Interest. Radiotherapy and Onchology Dergisi, 51, 880914.
- Ceberg, C. 2013. A note on the interpretation of the gamma evaluation index. 7th International Conference on 3D Radiation Dosimetry (IC3DDose).
- Cyriac, S., vd.. 2014. Pretreatment Patient Specific Quality Assurance and Gamma Index Variation Study in Gantry Dependent EPID Positions for IMRT Prostate Treatments. Journal of Radiotherapy Dergisi, 2014, 325057.
- Coşkun, Ö. 2011. İyonize Radyasyonun Biyolojik Etkileri. SDU Teknik Bilimler Dergisi, 1,2,13-17, Isparta.

- Çetingöz, R. 2015. Temel ve Klinik Radyoterapi. Türk Radyasyon Onkolojisi Yayınları, İstanbul, 39-50 s.
- Çobanoğlu, G. 2011. Lineer hızlandırıcıların özellikleri ve radyoterapide kullanılması, Yüksek lisans tezi, Selçuk Üniversitesi, Konya, 70 s.
- ELEKTA. 2013. Monaco® Training Guide. IMPAC Medical Systems.
- ELEKTA. 2017. Versa HD™ brochure 'Ultimate power and versatility'. <https://www.elekta.com/radiotherapy/treatment-delivery-systems/versa-hd/#contact-us> [Son erişim tarihi: 13.05.2018].
- EURATOM. 2013. Summary of the European Directive 2013/59/Euratom: essentials for health professionals in radiology. Insights Imaging (2015), 6, 411–417 s.
- Fasso, K. vd.. 2006. Shielding Against High Energy Radiation. Springer, Berlin, 265-266 s.
- Gunderson, L. L., vd., 2012. Clinical Radiation Oncology 3th Edition. Elsevier, Philadelphia, 95-133 s.
- Güler, Ç. ve Çobanoğlu, Z. 1994. Elektromanyetik Radyasyon. Çevre Sağlığı Temel Kaynak Dizisi, 32, 17, Ankara.
- Gülsoy, U.K., vd.. 2003. Tıbbi Görüntüleme Fiziği. Rekmay Yayınları, Ankara, 1-60 s.
- Gürdallı, S. 2002. UROK 2002 Temel Radyoterapi. Radyasyon Fiziği ve Radyobiyojoloji Kursu, Kuşadası, 45-52 s.
- Herzen, J., vd.. 2007. Dosimetric evaluation of a 2D pixel ionization chamber for implementation in clinical routine, Physics Medicine and Biology Dergisi, 52, 1197- 1208 s.
- IAEA. 2000. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water. IAEA TRS-398, Austria.
- IBA. 2011. Dose 1 High Performance Reference Class Electrometer. <http://www.iba-dosimetry.com/>. [Son erişim tarihi: 17.05.2018].
- IBA. 2014. Detectors for relative and absolute dosimetry ionization chambers and diode detectors. <http://www.iba-dosimetry.com/>. [Son erişim tarihi: 17.05.2018].
- ICRU. 1976. Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures. ICRU Report 24, International Commission on Radiological Units and Measurements, USA.

- ICRU. 1987. Use of computers in external beam radiotherapy procedures with high-energy photons and electrons. The Commission, Bethesda, U.S.A.
- ICRU. 1994. Recording and Reporting Photon Beam Therapy. ICRU Report 50, Medical Physics Dergisi, 21, 6, 833-834 s.
- ICRU. 1999. Supplement to ICRU Report no.50. Bethesda, International Commission on Radiation Units and Measurements.
- ICRU. 2005. Basic For Dosimetric Quantities Used in Radiological Protection. International Commission On Radiological Protection Committee 2, 21, 110, 05.
- Karp, S.J. 1999. The Clinical Oncology Information Network (COIN) Project: background, purpose and products. 5, 2, 179-87.
- Khan, F.M. 2003. The Physics of Radiation Therapy the 3th Edition. Lippincott Williams & Wilkins Company: 530, Philadelphia, 28-36 s.
- Lauger, A. 1995. Radiation Technics at Cancer, Ankara, 40-42 s.
- Low, D.A., vd.. 2011. Dosimetry tools and techniques for IMRT, Medical Physics Dergisi, 38: 1313-1338.
- NASA. 2015. Tour of the Electromagnetic Spectrum.  
<https://science.nasa.gov/ems> [Son erişim tarihi: 21.05.2018].
- Özalpan, A. 2001. Temel Radyobioloji. Haliç Üniversitesi Yayınları, İstanbul Öztürk, N. 2010. Doz Dağılımları ve Etkileyen Parametreler. Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği Radyofizik Kursu 11-12 Haziran 2010.
- Özden, Ö., vd.. 2017. İki Farklı Volumetrik Ayarlı Ark Terapi Tekniğinin Tedavi Planlaması Ve Dozimetrik Karşılaştırılması. Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi, 43, 2, 53-59 s.
- Öztürk, N. 2010. Radyoterapi Cihazları. Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği Radyofizik Kursu 11-12 Haziran 2010.
- Parker, R.G. 1991. Radiation Oncology in Integrated Cancer Management. Report Of The Inter-Society Council For Radiation Oncology. Philadelphia, 8 s.
- PTW. 2012. Ionizing Radiation Products, PTW Freiburg  
[http://www.ptw.de/acrylic\\_and\\_rw3\\_slab\\_phantoms0.html?&cId=3398](http://www.ptw.de/acrylic_and_rw3_slab_phantoms0.html?&cId=3398) [Son erişim tarihi: 27.05.2018].
- Robley, D.E. 1955. The atomic nucleus. McGraw-hill book company, New York, 600- 603 s.
- Rowahanfarzad, P., vd.. 2012. Gantry angle determination during arc IMRT: evaluation of a simple EPID-based technique and two commercial

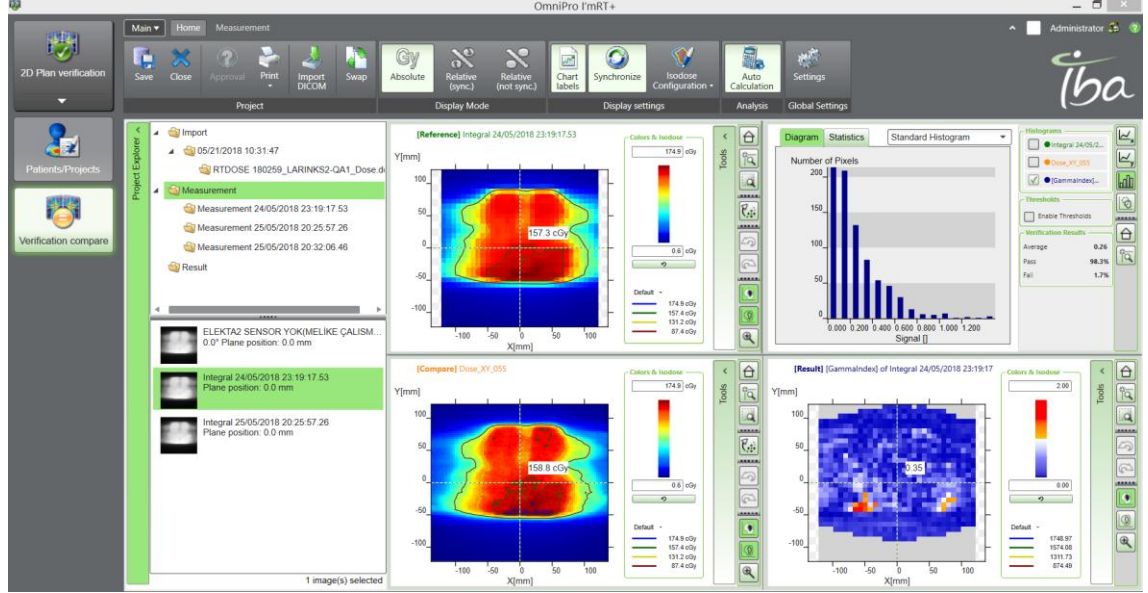
- inclinometers, Journal of Applied Clinical Medical Physics Dergisi, 13,6 , 203-214 s.
- Sarkar, B., vd.. 2015. Derivative based sensitivity analysis of gamma index. Journal of Medical Physics Dergisi, 40, 4, 240-245 s.
- Shimohigashi, Y., vd.. 2012. Angular dependence correction of MatriXX and its application to composite dose verification, Journal of Applied Clinical Medical Physics Dergisi, 6, 13(5), 3856.
- Steel, G. G. 1997. The Significance of Radiobiology for Radiotherapy. Oxford University Press, USA, 1-7 s.
- Stock, M., vd.. 2005. Interpretation and evaluation of the  $\gamma$  index and the  $\gamma$  index angle for the verification of IMRT hybrid plans. Physics and Engineering in Medicine Physics in Medicine & Biology Dergisi, 50, 3.
- STUK. 2003. Radiation and Nuclear Safety Authority, Quality Assurance in Radiotherapy. Guide ST 2.1, Finland, 3 s.
- Şahin, S., vd.. 2011. Tedavi planlama sisteminde hesaplanan doz dağılımlarının dozimetrik kontrolü. Türk Onkoloji Dergisi, 26, 4, 167-173 s.
- Tanır, A.G., Bölükdemir, M.H. 2013. Radyasyon ve Radyasyondan Korunma Fiziği. Palme Yayıncılık: 788, Ankara, 300-480 s.
- ICRU. 1994. Recording and Reporting Photon Beam Therapy. ICRU Report 50, Medical Physics Dergisi, 21, 6, 833-834 s.
- ICRU. 1999. Supplement to ICRU Report no.50. Bethesda, International Commission on Radiation Units and Measurements.
- Tunçel, N. 2017. Brakiterapi Yöntemleri ve Dozimetri Sistemleri. Türkiye Klinikleri Journal of Radiation Oncology, 3,1 ,25-36 s.
- Yedekçi, F.Z. 2013. Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) tekniğinde in vivo dozimetri için elektronik portal görüntüleme sistemi (EPID) ve diyot dedektörlerin kullanılması, Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi,, Ankara, 65 s.
- Van Dyk, J. 1999. The Modern Technology of Radiation Oncology 1. Medical Physics Dergisi, USA, 349-448 s.
- Van Dyk, J., Barnett, R.B., Cygler, J.E., Shragge, P.C. 1993. Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics, 26, 2, 261- 273 s.
- WHO. 1988. The Challenge of Implementation: District Health Systems for Primary Health Care, Geneva.



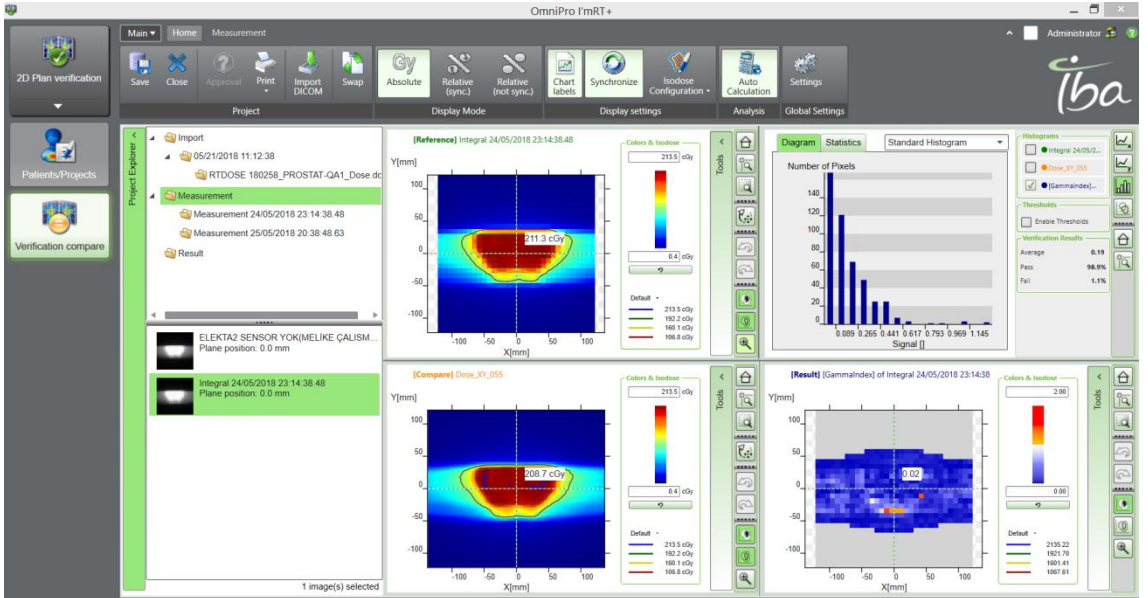
- Wolfsberger, L., vd.. 2010. Angular dose dependence of MatriXX TM and its calibration. Journal of Applied Clinical Medical Physics Dergisi, 28, 11, 1, 3057 s.
- Yu, M.C., Yaun, J.M. 2002. Epidemiology of nasopharyngeal carcinoma. Sermin, Cancer bio., 12, 421, 9.
- Zhang, P., Happerset, L. 2010. Volumetric Modulated Arc Therapy: Planning and Evaluation for Prostate Cancer Cases. Radiotherapy and Onchology Dergisi, 76, 14561462.
- Zhaohui, H., vd.. 2010. Evaluation of MatriXX for IMRT and VMAT dose verifications in peripheral dose regions. Medical Physics Dergisi, 37, 3704-3714 s.

## 8. EKLER

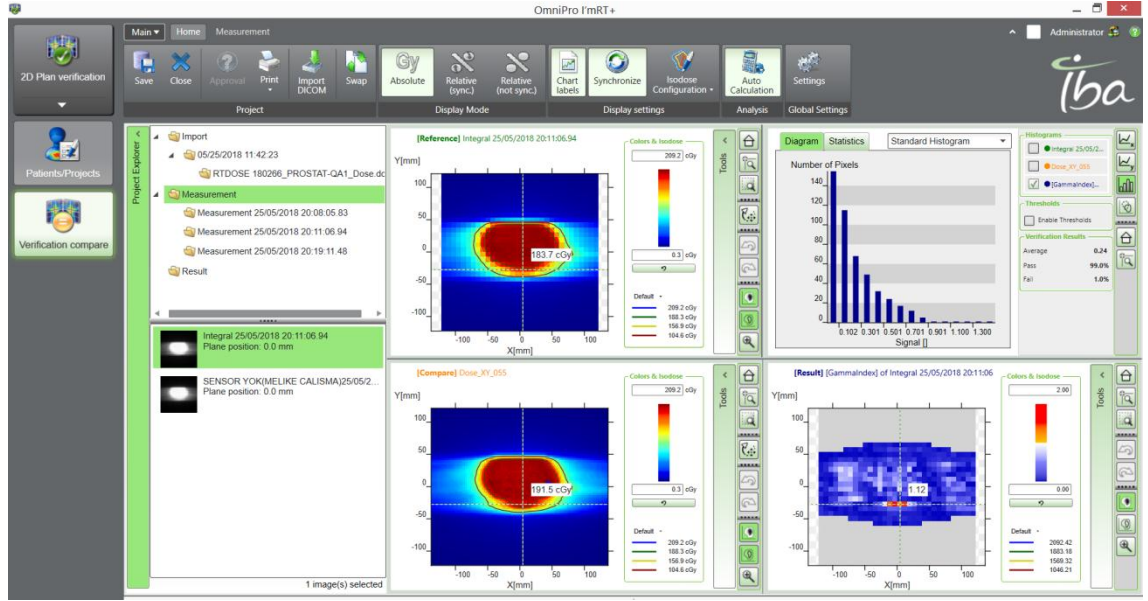
**Ek-1.** 1 numaralı ölçüm için aç sensörü aktifken, TPS ve MatriXX doz haritalarının karşılaştırılması ve gama analiz değerlendirilmesi.



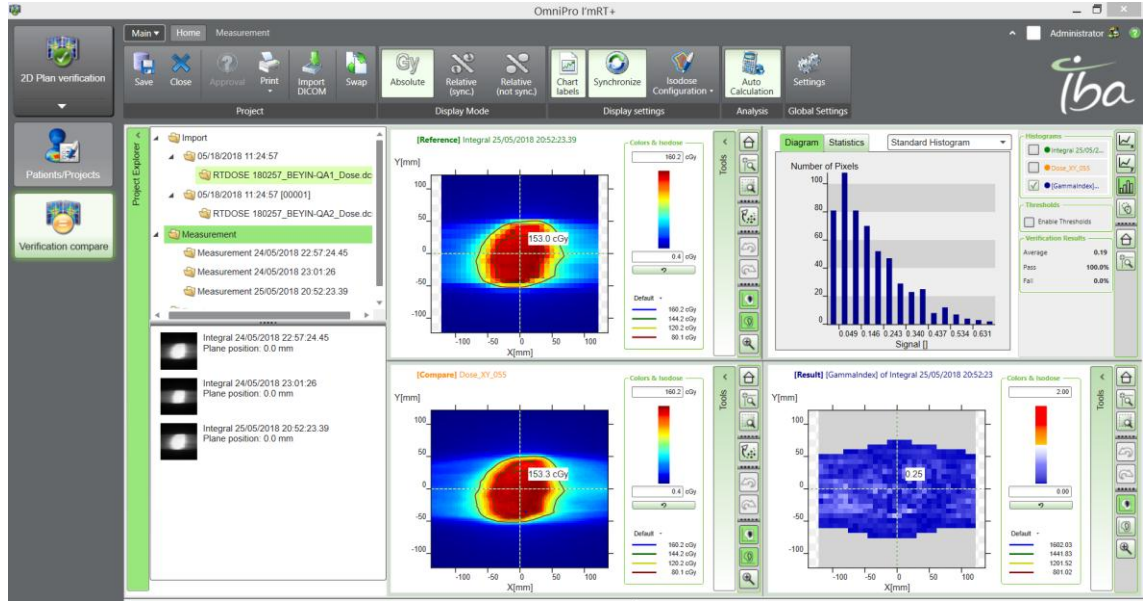
**Ek-2.** 2 numaralı ölçüm için aç sensörü aktifken, TPS ve MatriXX doz haritalarının karşılaştırılması ve gama analiz değerlendirilmesi.



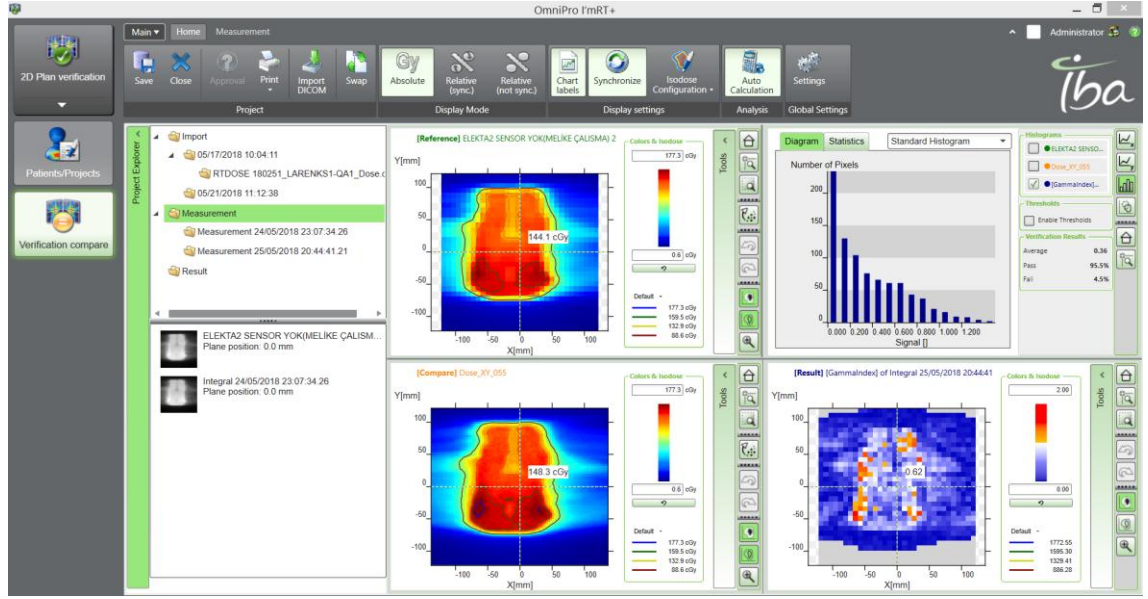
**Ek-3.** 3 numaralı ölçüm için aç sensörü aktifken, TPS ve MatriXX doz haritalarının karşılaştırılması ve gama analiz değerlendirilmesi.



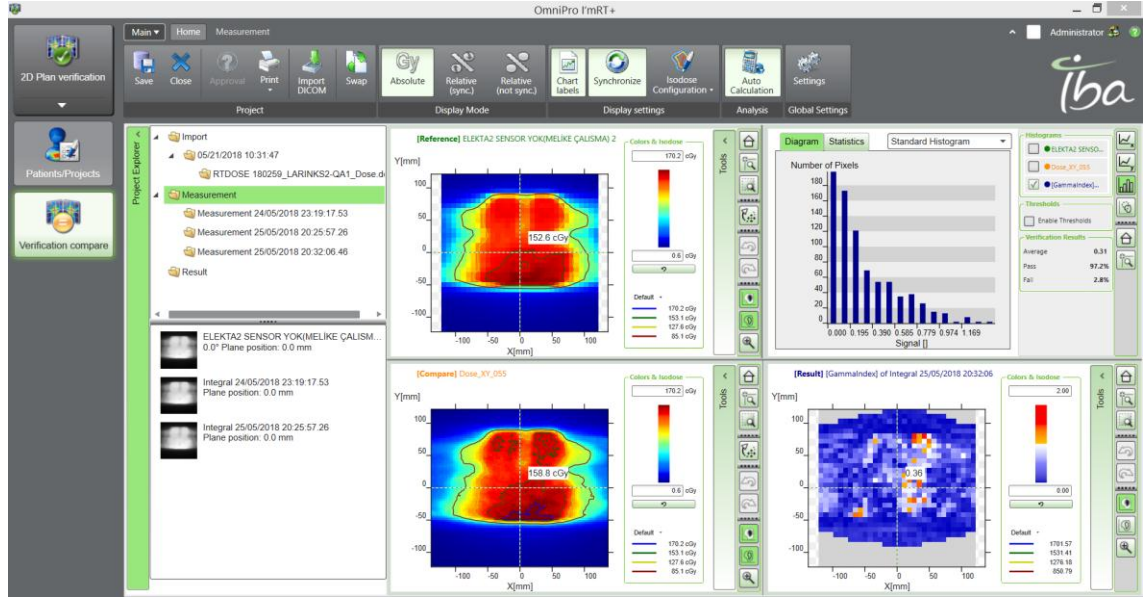
**Ek-4.** 4 numaralı ölçüm için aç sensörü aktifken, TPS ve MatriXX doz haritalarının karşılaştırılması ve gama analiz değerlendirilmesi.



**Ek-5.** 6 numaralı ölçüm için aç sensörü aktifken, TPS ve MatriXX doz haritalarının karşılaştırılması ve gama analiz değerlendirilmesi.

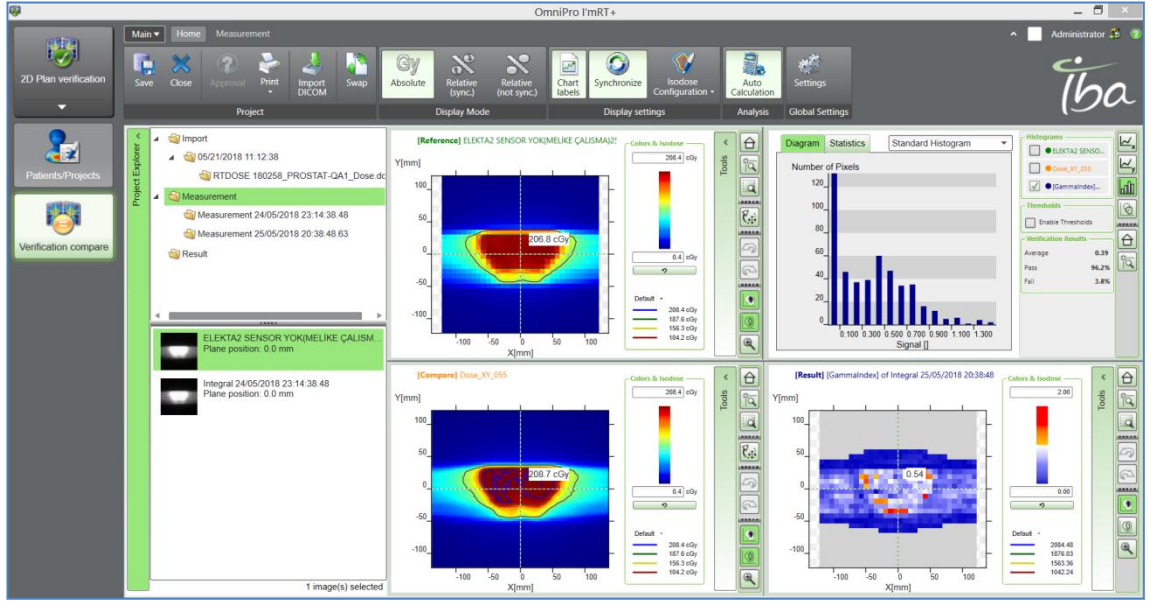


**Ek-6.** 1 numaralı ölçüm için aç sensörü pasifken, TPS ve MatriXX doz haritalarının karşılaştırılması ve gama analiz değerlendirilmesi.

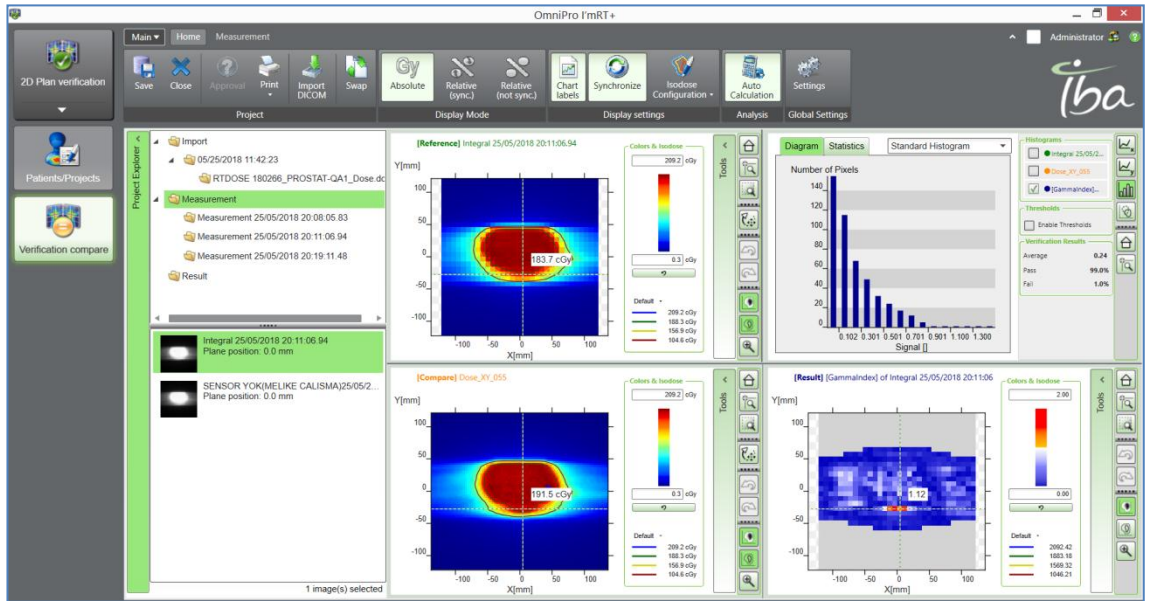




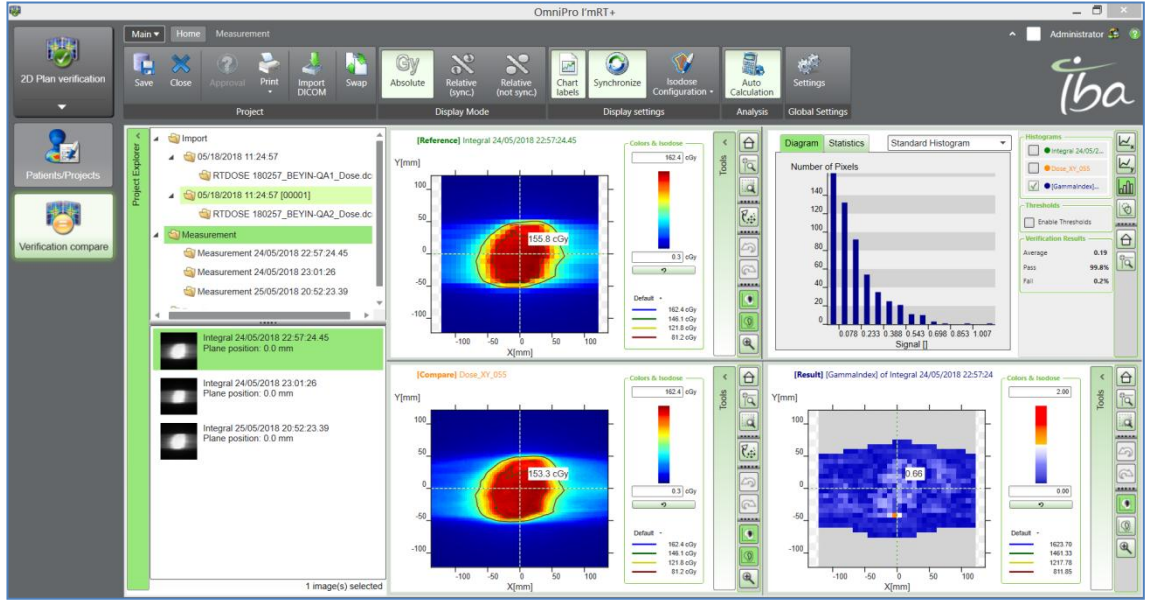
**Ek-7.** 2 numaralı ölçüm için aç sensörü pasifken, TPS ve MatriXX doz haritalarının karşılaştırılması ve gama analiz değerlendirilmesi.



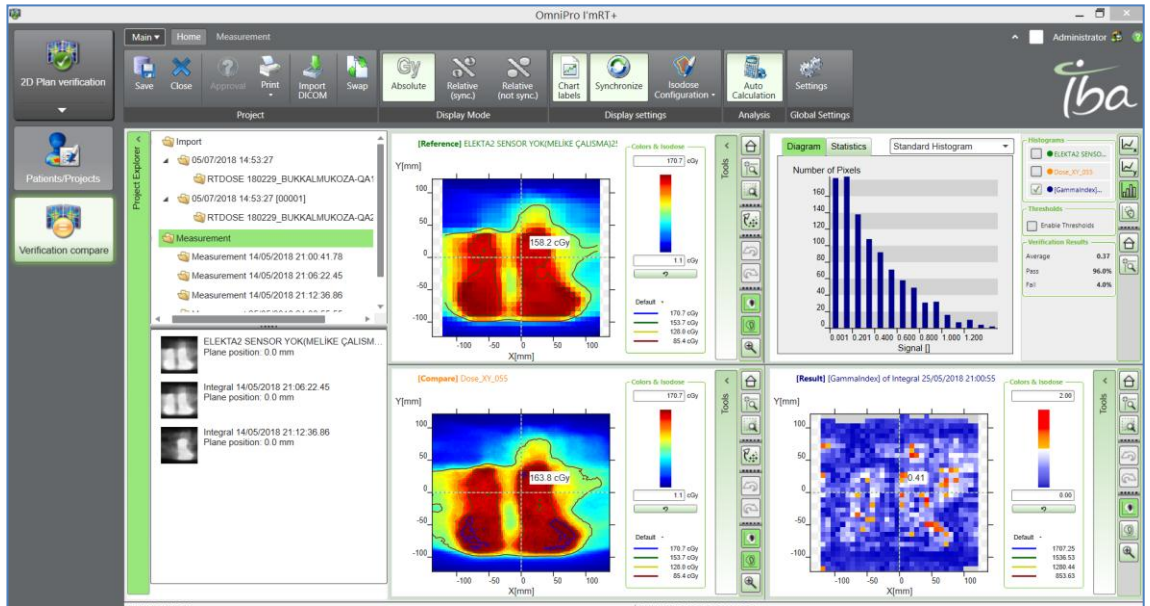
**Ek-8.** 3 numaralı ölçüm için aç sensörü pasifken, TPS ve MatriXX doz haritalarının karşılaştırılması ve gama analiz değerlendirilmesi.



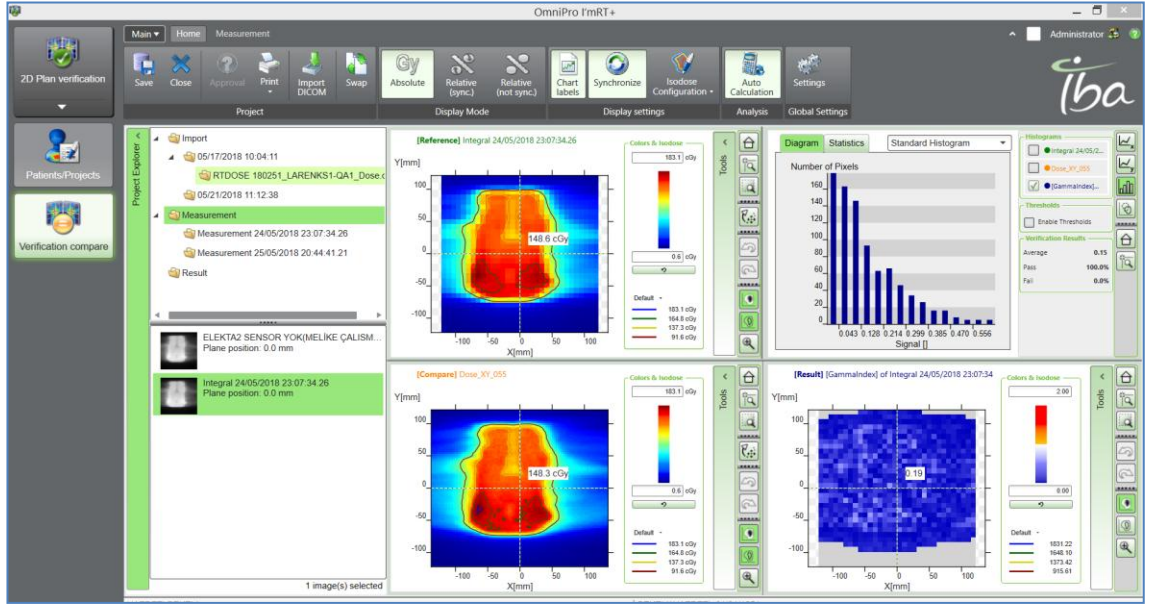
**Ek-9.** 4 numaralı ölçüm için aç sensörü pasifken, TPS ve MatriXX doz haritalarının karşılaştırılması ve gama analiz değerlendirilmesi.



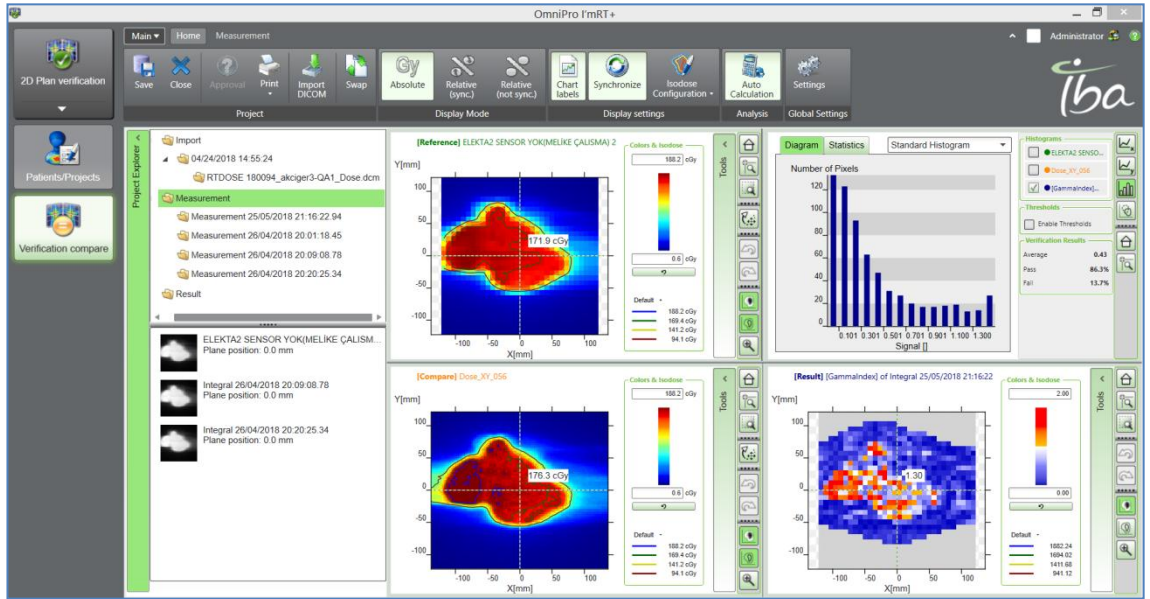
**Ek-10.** 5 numaralı ölçüm için aç sensörü pasifken, TPS ve MatriXX doz haritalarının karşılaştırılması ve gama analiz değerlendirilmesi.



**Ek-11.** 6 numaralı ölçüm için açılı sensörü pasifken, TPS ve MatriXX doz haritalarının karşılaştırılması ve gama analiz değerlendirilmesi.

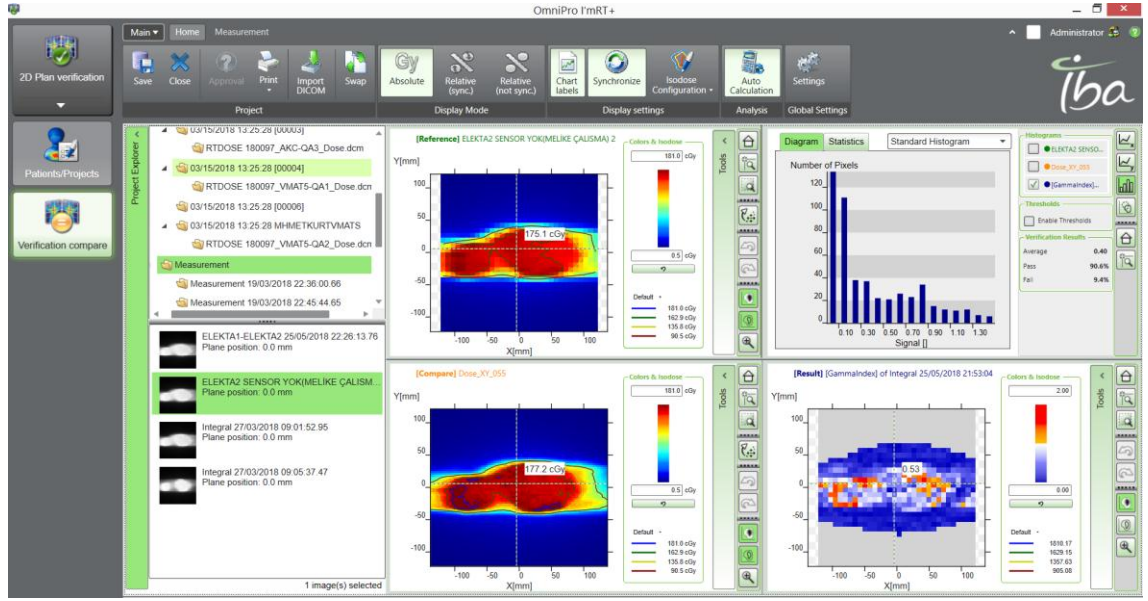


**Ek-12.** 7 numaralı ölçüm için açılı sensörü pasifken, TPS ve MatriXX doz haritalarının karşılaştırılması ve gama analiz değerlendirilmesi.

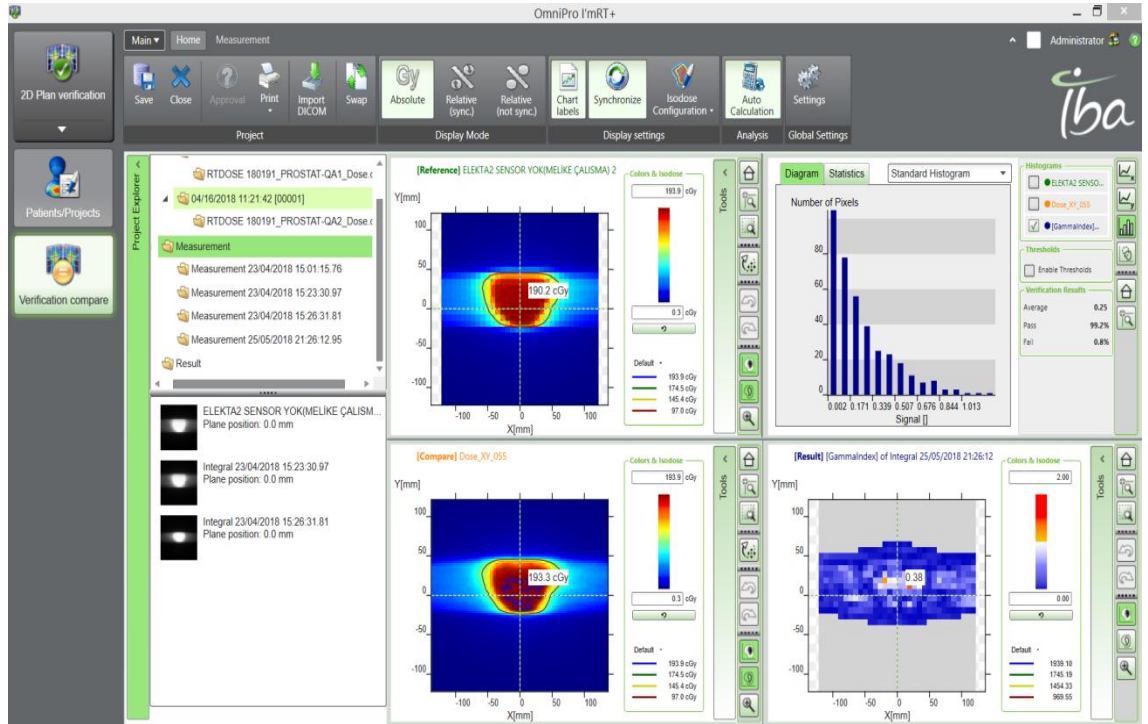




**Ek-13.** 8 numaralı ölçüm için açılı sensörü pasifken, TPS ve MatriXX doz haritalarının karşılaştırılması ve gama analiz değerlendirilmesi.

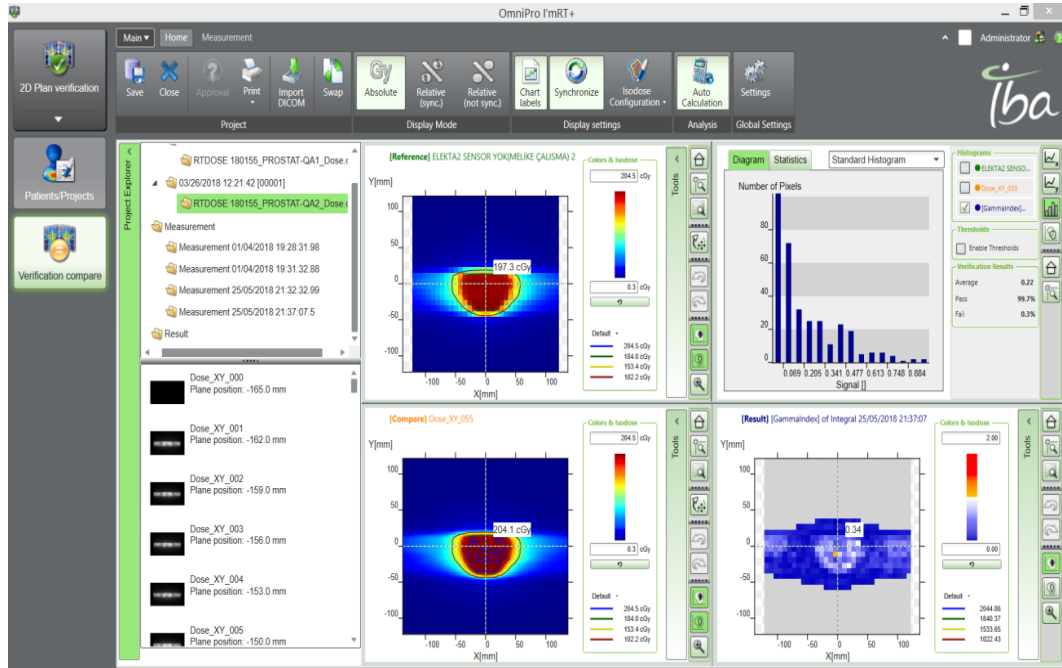


**Ek-14.** 9 numaralı ölçüm için açılı sensörü pasifken, TPS ve MatriXX doz haritalarının karşılaştırılması ve gama analiz değerlendirilmesi.





**Ek-15.** 10 numaralı ölçüm için açI sensörü pasifken, TPS ve MatriXX doz haritalarının karşılaştırılması ve gama analiz değerlendirmesi.



## ÖZGEÇMİŞ

**MELİKE KARAKOÇ**

**Melikekarakoc.30@gmail.com**



### ÖĞRENİM BİLGİLERİ

Yüksek Lisans	Akdeniz Üniversitesi
2014-Devam ediyor	Fen Fakültesi, Fizik Bölümü, Antalya
Lisans	Akdeniz Üniversitesi
2009-2013	Fen Fakültesi, Fizik Bölümü, Antalya
Ön Lisans	Süleyman Demirel Üniversitesi
2005-2008	Bucak Hikmet Tolunay MYO, Bilgisayar Teknolojileri ve Programlama, Burdur

### MESLEKİ VE İDARİ GÖREVLER

Fizikçi	Gammaray Özel Sağlık Hizm. Tic. Ltd. Şti.
2016-2017	
Gözlemci	Antalya Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Radyasyon Onkolojisi Ünitesi, Antalya
2016-2017	
Stajyer	Antalya Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Bilgi İşlem Merkezi, Antalya
2002-2002	
Stajyer	Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi, Bilgi İşlem Merkezi, Antalya
2007-2007	