

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**



**MODEL TABANLI TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİNİN RADYOTERAPİDE
KULLANIM ÖNCESİ UYGUNLUK SINAMA BASAMAKLARININ İKİ VE ÜÇ
BOYUTLU KRİTERLER AÇISINDAN ARAŞTIRILMASI**

Sümevra MANDAL

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FİZİK

ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

HAZİRAN 2025

ANTALYA

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**



**MODEL TABANLI TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİNİN RADYOTERAPİDE
KULLANIM ÖNCESİ UYGUNLUK SINAMA BASAMAKLARININ İKİ VE ÜÇ
BOYUTLU KRİTERLER AÇISINDAN ARAŞTIRILMASI**

Sümevra MANDAL

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FİZİK

ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

HAZİRAN 2025

ANTALYA

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**MODEL TABANLI TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİNİN RADYOTERAPİDE
KULLANIM ÖNCESİ UYGUNLUK SINAMA BASAMAKLARININ İKİ VE ÜÇ
BOYUTLU KRİTERLER AÇISINDAN ARAŞTIRILMASI**

SümeYra MANDAL

FİZİK

ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

Bu tez 23/06/2025 tarihinde jüri tarafından Oybirliği / Oyçokluğu ile kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Nina TUNÇEL (Danışman)

Prof. Dr. Bahar DİRİCAN

Prof. Dr. Melike Behiye YÜCEL

Dr. Öğr. Üyesi Deniz KAYA

Dr. Öğr. Üyesi Erdi BİLGİÇ

ÖZET

MODEL TABANLI TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİNİN RADYOTERAPİDE KULLANIM ÖNCESİ UYGUNLUK SINAMA BASAMAKLARININ İKİ VE ÜÇ BOYUTLU KRİTERLER AÇISINDAN ARAŞTIRILMASI

Sümeysra MANDAL

Doktora Tezi, Fizik Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Nina TUNÇEL

Haziran 2025; 108 sayfa

Radyoterapi, kanser tedavisinde hedef tümör dokusuna terapötik dozda iyonlaştırıcı radyasyon uygularken, sağlıklı dokuları en üst düzeyde korumayı amaçlayan temel bir tedavi yöntemidir. Bu hedefin başarıyla gerçekleştirilebilmesi için, tedavi planlama sistemlerinde kullanılan doz hesaplama algoritmalarının doğruluğu kritik öneme sahiptir.

Günümüzde model tabanlı tedavi planlama sisteminin radyoterapide kullanımı, bilgisayar teknolojisinde donanımsal ve özellikle çoklu paralel işlemcilerin gelişimi sayesinde hızlı Monte Carlo (MC) tekniği ile hesaplama hızı ve doğruluğunu da sağlayarak klinik uygulamalarda yerini almıştır. Radyasyon tedavisinin başarısı tümör kontrol olasılığını en üst düzeye çıkarırken normal doku yan etki olasılığını en aza indirilmesine bağlıdır. Bu iki değer doğrudan tümör ve normal dokuda soğurulan doza bağlıdır, dolayısıyla hastadaki doz dağılımının doğruluğu çok önemlidir.

Tedavi planlama sistemlerinin klinik uygulamalara geçmeden önceki kabul testlerinin, uluslararası protokoller ve kullanılan tedavi tekniklerine uygun değerlendirme kriterleri doğrultusunda yapılması önerilmektedir. Yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) ve volümetrik modülasyonlu ark terapi (VMAT) gibi ileri radyoterapi tekniklerinde küçük alanların kullanımının artması ve yüksek radyasyon şiddet değişiminin gereksinimine dayalı modelleme sonrası (post modelleme) süreçler zorunlu bir ihtiyaç haline gelmiştir. Tedavi planlama sisteminin (TPS) Monte Carlo modellemesinden sonra elde edilen bu model üzerinde doğrulama yapılarak post modelleme prosedürü önerilir. Bu kapsamda, TPS’de foton için kullanılan MC modelinin, çok yapraklı kolimatöre ait geometrik ve dinamik parametre değerleri; farklı enerji seviyelerindeki lineer hızlandırıcı (LINAC) cihazına ait bir dizi test planı için elde edilen iki boyutlu (2D) doz dağılım ölçümleriyle karşılaştırılarak, genel bir prosedür çerçevesinde doğrulanması tavsiye edilmektedir.

Bu tez çalışmasında, Elekta Agility™ MLC kafa yapısına sahip iki farklı LINAC cihazı için, farklı foton enerji seviyelerinde Monaco® 5.11 TPS’de MC tabanlı doz dağılım hesaplamaları gerçekleştirilmiştir. SAD (kaynak-izomerkez mesafesi) tekniği kullanılarak, 1 mm grid (ızgara) boyutu ve %0,5 istatistiksel belirsizlikle oluşturulan iki boyutlu (2D) ve üç boyutlu (3D) test paketleri, hem filtreli hem de filtresiz foton demetleri için tasarlanmıştır. 2D/3D yazılım destekli Octavius ve Dolphin 2D dizi dedektör sistemi yardımıyla doz dağılımı ölçümleri elde edilmiştir. Ölçüm ve hesaplama verileri, dozda %

2 ve konumda 2 mm uyumu kriterlerine göre Gamma analizine tabi tutulmuş, hem iki hem de üç boyutlu düzeylerde %95 doğruluk kriterini sağlamıştır. Elde edilen bulgular, MC tabanlı TPS'lerin doğruluğunu artırmak amacıyla model parametrelerinin geliştirilmesine katkı sağlamakta ve gelecekteki tedavi planlamalarında daha yüksek güvenilirlik sunma potansiyeli taşımaktadır.

Bu çalışmanın sonuçları, Monte Carlo tabanlı tedavi planlama sistemlerinin doğruluğunu artırmak için gerekli model parametrelerinin geliştirilmesi adına önemli bir adım teşkil etmektedir. Elde edilen bulgular, gelecekteki tedavi planlaması süreçlerinde daha yüksek doğruluk ve güvenilirlik sağlamaya yönelik katkılar sunmaktadır.

ANAHTAR KELİMELEER: Geçirgenlik Olasılık Filtresi (TPF), Monte Carlo (MC) algoritması, Radyoterapi, Sanal Kaynak Modeli (VSM), Yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT)

JÜRİ: Prof. Dr. Nina TUNÇEL

Prof. Dr. Bahar DİRİCAN

Prof. Dr. Melike Behiye YÜCEL

Dr. Öğr. Üyesi Deniz KAYA

Dr. Öğr. Üyesi Erdi BİLGİÇ

ABSTRACT

INVESTIGATION OF CONVENIENCE TESTING STEPS OF MODEL-BASED TREATMENT PLANNING SYSTEM IN RADIOTHERAPY IN TERMS OF TWO- AND THREE-DIMENSIONAL CRITERIA

Sümeýra MANDAL

PhD Thesis in Department of Physics

Supervisor: Prof. Dr. Nina Tunçel

June 2025; 108 pages

Radiotherapy is a fundamental treatment modality in cancer therapy, aiming to deliver a therapeutic dose of ionizing radiation to the target tumor volume while maximizing the preservation of surrounding healthy tissues. Achieving this goal successfully requires high accuracy in the dose calculation algorithms utilized by treatment planning systems, which is of critical importance.

The integration of model-based TPS in clinical radiotherapy has become feasible with advances in computer technology, particularly through the development of multi-core parallel processing, which has enabled the implementation of fast and accurate Monte Carlo (MC) methods. The success of radiation therapy depends on maximizing tumor control probability while minimizing normal tissue complication probability—both of which are directly influenced by the absorbed dose in tumor and healthy tissues. Therefore, accurate dose distribution within the patient is of paramount importance.

Before clinical implementation, TPS must undergo commissioning and validation in accordance with international protocols and technique-specific evaluation criteria. In advanced radiotherapy techniques such as Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT) and Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT), the increasing use of small fields and high dose gradients necessitates the inclusion of post-modeling validation steps. Following MC-based modeling in the TPS, verification of the model is recommended as part of a standardized post-modeling procedure. In this context, validation of the Monte Carlo photon beam model in the TPS—specifically its geometric and dynamic multileaf collimator (MLC) parameters—should be performed by comparing dose distributions with 2D measurements obtained from a series of test plans on linear accelerators (LINAC) operating at different energy levels.

In this thesis, Monte Carlo-based dose distribution calculations were performed in the Monaco® 5.11 TPS for two different LINAC devices equipped with Elekta Agility™ MLC head structures and operating at various photon energies. Test plans were generated using the Source-to-Axis Distance (SAD) technique with a 1 mm dose grid size and 0.5% statistical uncertainty, producing both two-dimensional (2D) and three-dimensional (3D) dose distributions for both flattened and flattening filter-free (FFF) photon beams. Dose measurements were acquired using software-supported Octavius and Dolphin 2D detector array systems. Measurement and calculation data were analyzed via gamma evaluation using 2% dose difference and 2 mm distance-to-agreement criteria,

with a passing rate of 95% achieved in both 2D and 3D analyses. The findings contribute to the refinement of model parameters in Monte Carlo-based TPSs, enhancing the accuracy and reliability of future radiotherapy treatment plans.

These results represent a significant step toward improving the precision of Monte Carlo-based treatment planning systems by optimizing essential modeling parameters and thereby supporting the delivery of highly accurate and clinically reliable radiation therapy.

KEYWORDS: Transmittance Probability Filter (TPF), Monte Carlo (MC) Algorithm, Radiotherapy, Virtual Source Model (VSM), Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT)

COMMITTEE: Prof. Dr. Nina TUNÇEL

Prof. Dr. Bahar DİRİCAN

Prof. Dr. Melike Behiye YÜCEL

Asst. Prof. Dr. Deniz KAYA

Asst. Prof. Dr. Erdi BİLGİÇ

ÖNSÖZ

Tez danışmanım **Prof. Dr. Nina TUNCEL**'e, doktora sürecimin her aşamasında göstermiş olduğu rehberlik, akademik birikimi ve yapıcı eleştirileriyle çalışmama yön verdiği için en içten teşekkürlerimi sunarım. Kendisinin katkısı, bu tezin bilimsel çerçevesinin oluşmasında belirleyici olmuştur.

Mesleki yaşamım boyunca desteğini esirgemeyen, güçlü vizyonu ve yol göstericiliğiyle her zaman yanımda olduğunu hissettiren Uzm. Dr. Yıldız Keleş'e teşekkür ederim.

Bu süreçte yalnızca bir çalışma arkadaşı değil, aynı zamanda zor zamanlarda güven duyabileceğim bir dost olan Hilal Vidinlioğlu'na, sunduğu içten destek ve katkılar için şükranlarımı sunarım.

Doktora eğitimim boyunca fikirlerimi paylaşmama olanak sağlayan, akademik tartışmalarla çalışmalarımın gelişimine somut katkılarda bulunan Ebrar İnanc'a ve birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum tüm medikal fizik uzmanı arkadaşlarıma teşekkür ederim. Verdikleri destek, bu sürecin daha verimli ve sürdürülebilir ilerlemesine katkı sağlamıştır.

Hayatımın her aşamasında yanımda olan, sabrı, sevgisi ve desteğiyle bu süreci benim için anlamlı kılan kardeşim Rabia Mandal'a ve her koşulda yanımda olduklarını hissettiren aileme en derin teşekkürlerimi sunarım. Varlıkları, bu yolculuğun en güçlü dayanağı olmuştur.

Son olarak, bu çalışmanın ortaya çıkmasında emeği geçen ve katkı sağlayan tüm kişi ve kurumlara teşekkür eder, bu tezin çok değerli bir dayanışma ortamının ürünü olduğunu belirtmek isterim.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	iii
ÖNSÖZ	v
İÇİNDEKİLER	vi
AKADEMİK BEYAN	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xi
ÇİZELGELER DİZİNİ	xvii
1. GİRİŞ	1
2. KAYNAK TARAMASI	3
2.1. Radyoterapi Sürecine Genel Bakış.....	3
2.2. Lineer Hızlandırıcı	3
2.3. Bilgisayarlı Tomografi	6
2.4. Dozimetrik Ekipmanlar	6
2.5. Radyoterapi Planlama ve Uygulama Teknikleri	6
2.5.1. Üç boyutlu konformal radyoterapi.....	7
2.5.2 Yoğunluk ayarlı radyoterapi	7
2.6. Radyoterapide Doz Hesaplama Algoritmaları	11
2.6.1. Düzeltme tabanlı algoritmalar	12
2.6.2. Model tabanlı algoritmalar	13
2.6.3. Monte Carlo algoritması	14
2.7. Radyoterapide Monte Carlo Simülasyonları	15
2.8. Radyoterapide Işın Modelleme Sürecine Genel Bakış.....	16
2.9. Ölçüm Cihazlarından Kaynaklı Belirsizlikler	17
2.9.1. Radyasyon dedektörlerinin çözünürlüğü ve boyutunun ölçümler üzerindeki etkisi.....	18
2.9.2. İki boyutlu dedektör dizileri ve veri işleme yazılımları.....	18
2.9.3. Ölçüm düzeneğinin kurulumu	18
2.10. Monaco™ TPS Kurulumu ve İşleyişi.....	19
2.10.1. Sanal Kaynak Modeli (VSM)	20
2.10.2. Geçirgenlik Olasılık Filtresi (TPF).....	22

2.11. Referans Gamma analizi ve Değerlendirme Yöntemi.....	24
3. MATERYAL VE METOT	26
3.1. Octavius 1500 Dedektör Sistemi: Özellikleri ve Uygulama Alanları	26
3.2. Dolphin-Compass Dedektör Sistemi: Özellikleri ve Uygulama Alanları	27
3.3. Lineer Hızlandırıcı	29
3.3.1. Agility™ çok yapraklı kolimatör sisteminin teknik özellikleri ve işlevleri	29
3.4. Monaco® Tedavi Planlama Sistemi	31
3.5. İki Boyutlu Sınama Basamakları ile TPF Optimizasyonu	33
3.6. Üç Boyutlu Sınama Basamakları ile TPF Optimizasyonu	37
4. BULGULAR.....	40
4.1. İki Boyutlu Işın Test Paketi Ölçümleri.....	44
4.1.1. Octavius dedektör sistemi ile LINAC-1 cihazında alınan 2D ölçümleri.....	44
4.1.2. Dolphin dedektör sistemi ile LINAC-2 cihazında alınan 2D ölçümleri	60
4.2. Üç Boyutlu Işın Test Paketi Ölçümleri	69
4.2.1. Octavius dedektör sistemi ile LINAC-1 Cihazında alınan 3D ölçümleri	69
4.2.2. Dolphin dedektör sistemi ile LINAC-2 cihazında alınan 3D ölçümleri şekil: 6 MV FFF enerjisi için VMAT-0 testinin gamma analiz sonucu.....	72
5. TARTIŞMA	83
5.1. İki Boyutlu Işın Test Paketi Değerlendirilmesi	83
5.1.1. Octavius dedektör sistemi & LINAC-1 cihazı.....	83
5.1.2. Dolphin dedektör sistemi & LINAC-2 Cihazı.....	88
5.2. Üç Boyutlu Işın Test Paketi Ölçümleri	97
5.2.1. Octavius dedektör sistemi ile LINAC-1 cihazında alınan 3D ölçümleri.....	97
5.2.2. Dolphin dedektör sistemi ile LINAC-2 cihazında alınan 3D ölçümleri	98
6. SONUÇLAR	101
7. KAYNAKLAR	104
ÖZGEÇMİŞ	

AKADEMİK BEYAN

Doktora Tezi olarak sunduğum “Model Tabanlı Tedavi Planlama Sisteminin Radyoterapide Kullanım Öncesi Uygunluk Sınama Basamaklarının İki ve Üç Boyutlu Kriterler Açısından Araştırılması” adlı bu çalışmanın, akademik kurallar ve etik değerlere uygun olarak yazıldığını belirtir, bu tez çalışmasında bana ait olmayan tüm bilgilerin kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

23/06/2025

Sümevra MANDAL

SİMGELER VE KISALTMALAR

Kısaltmalar

AAA	: Analytical Anisotropic Algorithm
CCC	: Collapse Cone Convolution
%DD	: %Doz Farkı
3BKRT	: Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi
2D	: İki Boyutlu
3D	: Üç Boyutlu
BEV	: Demet gözünden görünüm - Beam's Eye View
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
dIMRT	: Dinamik Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
DLG	: Dinamik yaprak kılavuzu
DTA	: Uygunluk Mesafesi, Distance to Agreement
DVH	: Doz-Hacim Eğrisi
FF	: Düzleştirici Filtre - Flattening Filter
FFF	: Düzleştirici Filtresiz - Flattening Filter Free
ICRU	: International Commission on Radiation Units and Measurements
IMRT	: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
QA	: Kalite Güvence
LINAC	: Lineer Hızlandırıcı
MC	: Monte Carlo
MeV	: Milyon elektron Volt
MLC	: Çok Yapraklı Kolimatörler –Multileaf Collimator
MRI	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
NTCP	: Normal Doku Komplikasyon Olasılığı
OAR	: Risk Altındaki Organlar

PBC	: Pencil Beam Convolution
PET	: Pozitron Emisyon Tomografisi
PDD	: Yüzde Derin Doz
PTV	: Planlanan Hedef Volüm
RF	: Radyo Frekansı
RT	: Radyoterapi
sIMRT	: Statik Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
SSD	: Kaynak-Yüzey Mesafesi
TCP	: Tümör Kontrol Olasılığı
TPF	: Geçirgenlik Olasılık Filtresi
TPS	: Tedavi Planlama Sistemi
VMAT	: Volümetrik Modülasyonlu Ark Terapi
VSM	: Sanal Kaynak Modeli

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Lineer hızlandırıcının basit şeması	4
Şekil 2.2. Lineer hızlandırıcıya ait blok şema.....	5
Şekil 2.3. Sol meme kanseri için yapılan örnek 3BKRT tedavi planı	7
Şekil 2.4. (a) Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi tekniğinde, uygulanan doz hem hedef hacmi hem de çevresindeki kritik organları kapsamaktadır. (b) Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi tekniği ile, kritik organların korunması sağlanırken hedef hacme homojen ve istenilen dozda ışınlama gerçekleştirilmektedir.	8
Şekil 2.5. Akciğer kanseri hastası için Monaco® TPS ile yapılan örnek VMAT planı ...	9
Şekil 2.6. Statik IMRT tekniğinde, segmentlere ayrılan tedavi alanına farklı yoğunluklarda ışın uygulanarak hedefte oluşan doz dağılımı.....	10
Şekil 2.7. Monaco tedavi planlama sisteminde baş-boyun kanseri hasta için yapılan örnek VMAT planı.....	11
Şekil 2.8. Doz hesaplama algoritmalarının zamanla gelişimi.....	12
Şekil 2.9. Monte Carlo doz hesaplamasının bileşenleri.....	20
Şekil 2.10. Tedavi kafasının bileşenleri, sanal kaynak ve demet şekillendiricilerin konumları (çizim ölçekli değildir)	21
Şekil 2.11. MLC bölgelerinin tanımları ve geçirgenlik olasılık filtresi diyagramı.....	23
Şekil 2.12. Üretim tesisindeki Agility™ demet şekillendirici örnek yaprak fotoğrafları (a) tongue, (b) groove.....	24
Şekil 3.1. Octavius 1500 dedektör sistemi.....	26
Şekil 3.2. Dolphin dedektör dizaynı	27
Şekil 3.3. Dolphin-Compass dedektör sistemi ile çalışma diagramı	28
Şekil 3.4. Agility™ 160 yapraklı demet şekillendirici görüntüsü	29
Şekil 3.5. Elekta Versa HD™ lineer hızlandırıcı tedavi kafası-Agility™ MLC hareket eksenine paralel kesit şeması	30
Şekil 3.6. (a) Birincil kolimatör, tedavi alanını dairesel bir sınırla belirler. (b) Maksimum alan açıklığında, daire sınırına uygun olarak bazı lifler tamamen geriye çekilemez.....	31
Şekil 3.7. (a) 10 x10 ve (b) 20 x 20 test planları için beş cm derinlikteki doz dağılımları	35

Şekil 3.8. (a) 3ABUT, (b) 7SegA ve (c) FourL test planları için beş cm derinlikteki doz dağılımları	36
Şekil 3.9. (a) DMLC, (b) HIMRT ve (c) HDMLC test planları için beş cm derinlikteki doz dağılımları	37
Şekil 4.1. LINAC-1 6 MV FF enerjisi için PDD eğrisi ve sayısal sonuçları.....	40
Şekil 4.2. LINAC-1 ve 6 MV FF enerjisi için (a) inline ve (b) crossline profil eğrileri ve sayısal sonuçları	41
Şekil 4.3. LINAC-1 6 MV FFF enerjisi için PDD eğrisi ve sayısal sonuçları.....	42
Şekil 4.4. LINAC-1 ve 6 MV FFF enerjisi için (a) inline , (b) crossline profil eğrileri ve sayısal sonuçları	43
Şekil 4.5. LINAC-2 6 MV FFF enerjisi için PDD eğrisi ve sayısal sonuçları.....	43
Şekil 4.6. LINAC-2 ve 6 MV FFF enerjisi için (a) inline ve (b) crossline profil eğrileri ve sayısal sonuçları	44
Şekil 4.7. 10x10 test planı için (a) X ekseni (b) Y ekseni için DTA-%DD profilleri, (c) XY düzlemi için DTA-%DD dağılımı	45
Şekil 4.8. 6 MV FF enerjisi için 10x10 test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) analize ait sonuç dağılımı.....	45
Şekil 4.9. 20x20 test planı için (a) X ekseni (b) Y ekseni için DTA-%DD profilleri, (c) XY düzlemi için DTA-%DD dağılımı	46
Şekil 4.10. 6 MV FF enerjisi için 20 x 20 test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) analize ait sonuç dağılımı.....	46
Şekil 4.11. 3ABUT test planı için (a) X ekseni (b) Y ekseni için DTA-%DD profilleri, (c) XY düzlemi için DTA-%DD dağılımı.....	47
Şekil 4.12. 6 MV FF enerjisi için 3ABUT test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) analize ait sonuç dağılımı.....	47
Şekil 4.13. 7SegA test planı için (a) X ekseni (b) Y ekseni için DTA-%DD profilleri, (c) XY düzlemi için DTA-%DD dağılımı	48
Şekil 4.14. 6 MV FF enerjisi için 7SegA test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) analize ait sonuç dağılımı.....	48

Şekil 4.15. FourL test planı için (a) X eksen (b) Y eksen için DTA-%DD profilleri, (c) XY düzlemi için DTA-%DD dağılımı	49
Şekil 4.16. 6 MV FF enerjisi için FourL test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) analize ait sonuç dağılımı.....	49
Şekil 4.17. DMLC test planı için (a) X eksen (b) Y eksen için DTA-%DD profilleri, (c) XY düzlemi için DTA-%DD dağılımı.....	50
Şekil 4.18. 6 MV FF enerjisi için DMLC test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) analize ait sonuç dağılımı.....	50
Şekil 4.19. HIMRT test planı için (a) X eksen (b) Y eksen için DTA-%DD profilleri, (c) XY düzlemi için DTA-%DD dağılımı.....	51
Şekil 4.20. 6 MV FF enerjisi için HIMRT test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) analize ait sonuç dağılımı.....	51
Şekil 4.21. HDMLC test planı için (a) X eksen (b) Y eksen için DTA-%DD profilleri, (c) XY düzlemi için DTA-%DD dağılımı.....	52
Şekil 4.22. 6 MV FF enerjisi için HDMLC test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) analize ait sonuç dağılımı	52
Şekil 4.23. 10 x 10 test planı için (a) X eksen (b) Y eksen için DTA-%DD profilleri, (c) XY düzlemi için DTA-%DD dağılımı.....	53
Şekil 4.24. 6 MV FFF enerjisi için 10x10 test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) analize ait sonuç dağılımı.....	53
Şekil 4.25. 20 x 20 test planı için (a) X eksen (b) Y eksen için DTA-%DD profilleri, (c) XY düzlemi için DTA-%DD dağılımı.....	54
Şekil 4.26. 6 MV FFF enerjisi için 20 x 20 test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) analize ait sonuç dağılımı	54
Şekil 4.27. 3ABUT test planı için (a) X eksen (b) Y eksen için DTA-%DD profilleri, (c) XY düzlemi için DTA-%DD dağılımı.....	55
Şekil 4.28. 6 MV FFF enerjisi için 3ABUT test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) analize ait sonuç dağılımı	55

Şekil 4.29. 7SegA test planı için (a) X eksen (b) Y eksen için DTA-%DD profilleri, (c) XY düzlemi için DTA-%DD dağılımı	56
Şekil 4.30. 6 MV FFF enerjisi için 7SegA test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) analize ait sonuç dağılımı.....	56
Şekil 4.31. FourL test planı için (a) X eksen (b) Y eksen için DTA-%DD profilleri, (c) XY düzlemi için DTA-%DD dağılımı	57
Şekil 4.32. 6 MV FFF enerjisi için FourL test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) analize ait sonuç dağılımı.....	57
Şekil 4.33. DMLC test planı için (a) X eksen (b) Y eksen için DTA-%DD profilleri, (c) XY düzlemi için DTA-%DD dağılımı.....	58
Şekil 4.34. 6 MV FFF enerjisi için DMLC test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) analize ait sonuç dağılımı	58
Şekil 4.35. HIMRT test planı için (a) X eksen (b) Y eksen için DTA-%DD profilleri, (c) XY düzlemi için DTA-%DD dağılımı.....	59
Şekil 4.36. 6 MV FFF enerjisi için HIMRT test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) Gamma analize ait sonuç dağılımı.....	59
Şekil 4.37. HDMLC test planı için (a) X eksen (b) Y eksen için DTA-%DD profilleri, (c) XY düzlemi için DTA-%DD dağılımı.....	60
Şekil 4.38. 6 MV FFF enerjisi için HDMLC test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) analize ait sonuç dağılımı	60
Şekil 4.39. 10x10 test planı için 6 MV FFF enerjisinde XY düzleminde (a) hesaplanan, (b) ölçülen doz dağılımı ve (c) X-eksen profillerinin karşılaştırılması.....	61
Şekil 4.40. 10 x 10 test planı için 6 MV FFF enerjisinde (a) XY, (b) XZ ve (c) YZ düzlemlerinde Gamma analiz dağılımı ve sonuç verisi	62
Şekil 4.41. 20 x 20 test planı için 6 MV FFF enerjisinde XY düzleminde (a) hesaplanan, (b) ölçülen doz dağılımı ve (c) X-eksen profillerinin karşılaştırılması.....	62
Şekil 4.42. 20 x 20 test planı için 6 MV FFF enerjisinde (a) XY, (b) XZ ve (c) YZ düzlemlerinde Gamma analiz dağılımı ve sonuç verisi	63
Şekil 4.43. 3ABUT test planı için 6 MV FFF enerjisinde XY düzleminde (a) hesaplanan, (b) ölçülen doz dağılımı ve (c) X-eksen profillerinin karşılaştırılması	63

Şekil 4.44. 3ABUT test planı için 6 MV FFF enerjisinde (a) XY, (b) XZ ve (c) YZ düzlemlerinde Gamma analiz dağılımı ve sonuç verisi	64
Şekil 4.45. 7SegA test planı için 6 MV FFF enerjisinde XY düzleminde (a) hesaplanan, (b) ölçülen doz dağılımı ve (c) X-eksen profillerinin karşılaştırılması.....	64
Şekil 4.46. 7SegA test planı için 6 MV FFF enerjisinde (a) XY, (b) XZ ve (c) YZ düzlemlerinde Gamma analiz dağılımı ve sonuç verisi	65
Şekil 4.47. FourL test planı için 6 MV FFF enerjisinde XY düzleminde (a) hesaplanan, (b) ölçülen doz dağılımı ve (c) X-eksen profillerinin karşılaştırılması.....	65
Şekil 4.48. FourL test planı için 6 MV FFF enerjisinde (a) XY, (b) XZ ve (c) YZ düzlemlerinde Gamma analiz dağılımı ve sonuç verisi	66
Şekil 4.49. DMLC test planı için 6 MV FFF enerjisinde XY düzleminde (a) hesaplanan, (b) ölçülen doz dağılımı ve (c) X-eksen profillerinin karşılaştırılması.....	66
Şekil 4.50. DMLC test planı için 6 MV FFF enerjisinde (a) XY, (b) XZ ve (c) YZ düzlemlerinde Gamma analiz dağılımı ve sonuç verisi	67
Şekil 4.51. HIMRT test planı için 6 MV FFF enerjisinde XY düzleminde (a) hesaplanan, (b) ölçülen doz dağılımı ve (c) X-eksen profillerinin karşılaştırılması	67
Şekil 4.52. HIMRT test planı için 6 MV FFF enerjisinde (a) XY, (b) XZ ve (c) YZ düzlemlerinde Gamma analiz dağılımı ve sonuç verisi	68
Şekil 4.53. HDMLC test planı için 6 MV FFF enerjisinde XY düzleminde (a) hesaplanan, (b) ölçülen doz dağılımı ve (c) X-eksen profillerinin karşılaştırılması	68
Şekil 4.54. HDMLC test planı için 6 MV FFF enerjisinde (a) XY, (b) XZ ve (c) YZ düzlemlerinde Gamma analiz dağılımı ve sonuç verisi	69
Şekil 4.55. 6 MV FF enerjisi için VMAT-0 test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) analize ait sonuç dağılımı	70
Şekil 4.56. 6 MV FF enerjisi için VMAT-270 test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) analize ait sonuç dağılımı	70
Şekil 4.57. 6 MV FFF enerjisi için VMAT-0 test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) analize ait sonuç dağılımı	71
Şekil 4.58. 6 MV FFF enerjisi için VMAT-270 test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) analize ait sonuç dağılımı	71

Şekil 4.59. 6 MV FFF enerjisi için VMAT-2Arc test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) analize ait sonuç dağılımı	72
Şekil 4.60. VMAT-0 test planı için aynı düzlemde profil karşılaştırmaları; yukarıdan aşağıya doğru sırasıyla XY, XZ, YZ düzlem için tanımlanan bir konumda profil görüntüleri	73
Şekil 4.61. VMAT-0 test planı için XY, XZ, YZ düzlemlerinde görsel ve sayısal Gamma analiz değeri.....	74
Şekil 4.62. VMAT-270 test planı için aynı düzlemde profil karşılaştırmaları; yukarıdan aşağıya doğru sırasıyla XY, XZ, YZ düzlem için tanımlanan bir konumda profil görüntüleri	75
Şekil 4.63. VMAT-270 test planı için XY, XZ, YZ düzlemlerinde görsel ve sayısal Gamma analiz değeri.....	75
Şekil 4.64. VMAT-180 test planı için aynı düzlemde profil karşılaştırmaları; yukarıdan aşağıya doğru sırasıyla XY, XZ, YZ düzlem için tanımlanan bir konumda profil görüntüleri	76
Şekil 4.65. VMAT-180 test planı için XY, XZ, YZ düzlemlerinde görsel ve sayısal Gamma analiz değeri.....	77
Şekil 4.66. VMAT-2arc test planı için aynı düzlemde profil karşılaştırmaları; yukarıdan aşağıya doğru sırasıyla XY, XZ, YZ düzlem için tanımlanan bir konumda profil görüntüleri	78
Şekil 4.67. VMAT-2arc test planı için XY, XZ, YZ düzlemlerinde görsel ve sayısal Gamma analiz değeri.....	78
Şekil 4.68. VMAT 2Arc-2Alan test planı için aynı düzlemde profil karşılaştırmaları; yukarıdan aşağıya doğru sırasıyla XY, XZ, YZ düzlem için tanımlanan bir konumda profil görüntüleri	79
Şekil 4.69. VMAT-2arc-2Alan test planı için XY, XZ, YZ düzlemlerinde görsel ve sayısal Gamma analiz değeri.....	80
Şekil 4.70. CVMAT test planı için aynı düzlemde profil karşılaştırmaları; yukarıdan aşağıya doğru sırasıyla XY, XZ, YZ düzlem için tanımlanan bir konumda profil görüntüleri	81
Şekil 5.1. LINAC1 cihazına ait 6 MV FF-FFF enerjileri için test planlarının Gamma indeks karşılaştırması	91
Şekil 5.2. LINAC-1 ve 2 için 6 MV FFF enerjisinde test planlarının Gamma indeks karşılaştırması	94

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1. Doz dağılımının karmaşıklığına bağlı γ indeksi değeri	25
Çizelge 3.1. Monaco® TPS Monte Carlo tabanlı 6 MV Foton Demet Modelinin Agility™ demet şekillendirici için varsayılan geometrik parametreleri	32
Çizelge 3.2. Monaco® TPS Monte Carlo tabanlı 6 MV Foton Demet Modelinin Elekta Versa HD™ ve Agility™ demet şekillendirici için varsayılan dinamik parametreler ...	33
Çizelge 3.3. MLC model değerlendirmesi için üretici tarafından sağlanan test paketi ..	34
Çizelge 3.4. Gantri rotasyon ve modülasyonu ile ilişkin test planları	38
Çizelge 5.1. 6 MV FF için iki boyutlu test planların Gamma indeks değeri	85
Çizelge 5.2. 6 MV FFF için iki boyutlu test planlarının Gamma indeks değeri	88
Çizelge 5.3. 6 MV FFF için iki boyutlu test planlarının Gamma indeks sonucu	90
Çizelge 5.4. LINAC-1 cihazı için 6 MV FF ve FFF enerjilerinde Octavius dedektör sisteminde yapılan test planlarının Gamma indeks ve % fark sonuçlarının ortalama ve standart sapma karşılaştırması	91
Çizelge 5.5. LINAC-1 6 MV FF ve 6 MV FFF enerjileri için Foton Demet Modelinin Elekta Versa HD™ ve Agility™ demet şekillendirici için geometrik parametreleri	92
Çizelge 5.6. LINAC-1 6 MV FF ve 6 MV FFF enerjileri için Foton Demet Modelinin Elekta Versa HD™ ve Agility™ demet şekillendirici için dinamik parametreleri	92
Çizelge 5.7. LINAC-1 ve 2 cihazları için 6 MV FFF enerjisinde farklı dedektör sistemlerinde yapılan test planlarının Gamma indeks ve % fark sonuçlarının ortalama ve standart sapma karşılaştırması	95
Çizelge 5.8. LINAC-1 ve LINAC-2 cihazlarında 6 MV FFF enerjisi için Demet Modelinin Elekta Versa HD™ ve Agility™ demet şekillendirici için geometrik parametreler	96
Çizelge 5.9. LINAC-1 ve LINAC-2 cihazlarında 6 MV FFF enerjisi için Demet Modelinin Elekta Versa HD™ ve Agility™ demet şekillendirici için dinamik parametreler	96
Çizelge 5.10. 6 MV FF için, 3D test planlarının Gamma indeks değeri	97
Çizelge 5.11. 6 MV FFF enerjisi için, 3D test planlarının Gamma indeks değeri	98

1. GİRİŞ

Kanser, dünya genelinde kalp-damar hastalıklarının ardından, hastalığa bağlı ölümler arasında ikinci sırada yer almaktadır. Her geçen yıl yeni vaka sayısında belirgin bir artış gözlenmektedir; 2018 yılında 18,1 milyon olan yeni kanser vaka sayısının, 2040 yılına kadar 29,5 milyona ulaşacağı öngörülmektedir (International Agency for Research on Cancer 2018). Kanser tedavisi, çoğunlukla cerrahi, kemoterapi ve radyoterapi gibi farklı tedavi modalitelerinin bir arada kullanıldığı multidisipliner bir yaklaşımı gerektirmektedir. Mevcut klinik uygulamalarda, kanser tanısı almış hastaların yaklaşık %50'sine, tedavi sürecinin herhangi bir evresinde radyoterapi uygulanmaktadır. Radyoterapideki temel amaç, hedeflenen tümör hacmine yeterli dozun verilmesi ve çevre sağlıklı dokuların maksimum düzeyde korunmasıdır. Bu amaç doğrultusunda, tümör kontrol olasılığı (TCP) ve normal doku komplikasyon olasılığı (NTCP) kavramları ön plana çıkmaktadır. TCP, tümör hücrelerinin tedaviyle yok edilme olasılığını, NTCP ise sağlıklı dokularda tedaviye bağlı olarak gelişebilecek yan etki riskini tanımlar. Söz konusu iki parametre arasındaki dengenin sağlanması, doğru doz hesaplamaları ile mümkündür. Bu gereksinim doğrultusunda geliştirilen modern tedavi planlama sistemleri, doz hesaplamalarında model tabanlı algoritmalarından yararlanmaktadır. Bu sistemlerin etkinliği, kullanılan modelin doğruluğuna bağlıdır. Dolayısıyla, doğru doz hesaplamalarının yapılabilmesi için, tedavi cihazlarından elde edilen ölçümlerle planlama algoritmalarının çıktılarının karşılaştırılması gerekmektedir. Bu karşılaştırmalar, uluslararası protokoller çerçevesinde belirlenmiş kabul sınamaları aracılığıyla gerçekleştirilmektedir.

Tedavi planlama süreci çok aşamalı bir yapı arz etmektedir. Bu sürecin ilk adımını, her bir tedavi cihazının ürettiği radyasyon türleri ve enerjileri için gerekli temel verilerin elde edilmesi oluşturmaktadır. Söz konusu veriler, algoritmaların geçerliliğini sağlamak açısından kritik öneme sahiptir. Klinik öncesi kabul testleri ise bu verilerle yapılan hesaplamaların doğruluğunu değerlendirmeye yönelik olarak uygulanır.

Son yıllarda tedavi cihazlarındaki teknolojik gelişmeler, radyoterapi tekniklerinde önemli ilerlemelere yol açmıştır. Bu gelişmeler, beraberinde daha karmaşık kalite kontrol prosedürlerinin uygulanmasını zorunlu kılmıştır. Özellikle yoğunluk ayarlı radyoterapi gibi ileri tedavi tekniklerinde, küçük ışın alanlarının kullanımı ve yüksek radyasyon şiddeti gradyanlarının varlığı, modelleme sonrası doğrulama süreçlerinin önemini artırmıştır (Chen vd. 2014; Jacqmin vd. 2014). Bu doğrultuda, uygulanan tedavi tekniğine göre belirlenen kabul testleri ve değerlendirme kriterlerinin önemi artmış; konuya ilişkin yeni öneriler geliştirilmiştir.

Genel olarak, tedavi planlama sistemlerinin kabul testleri, iki boyutlu doz dağılım ölçümleri ve Gamma analizi kriterlerine dayanmaktadır. Ancak, bu çalışmada, daha yüksek doğruluk ve güvenilirlik sağlamak amacıyla üç boyutlu doz dağılımı ölçümleri ve Gamma analiz kriterleri ile yeni sınama aşamaları önerilmektedir.

Bu tezde, model tabanlı tedavi planlama sistemlerinin doğruluğunu artırmaya yönelik yeni bir prosedür geliştirmeyi hedeflemektedir. Bu prosedürün etkinliği, foton demetlerinde tedavi planlama sistemi tarafından hesaplanan doz ile tedavi cihazında ölçülen doz arasındaki farkların kabul limitleri üzerinden değerlendirilecektir. Sonuç

olarak, geliştirilen bu yeni prosedür radyoterapi tedavisinin doğruluğunu ve güvenilirliğini artırarak tedavi süreçlerinin etkinliğine önemli katkılar sağlayacaktır.



2. KAYNAK TARAMASI

2.1. Radyoterapi Sürecine Genel Bakış

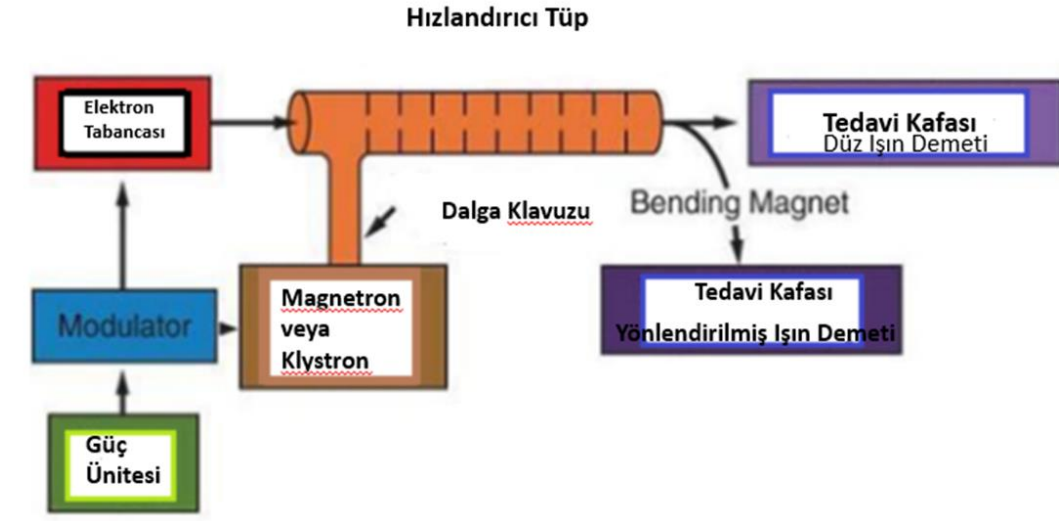
Radyoterapinin temel amacı, tümöre verilen radyasyon dozunun en yüksek etkinlikle verilmesini sağlarken, çevredeki sağlıklı doku ve organların mümkün olan en az düzeyde zarar görmesini temin etmektir. Bu yaklaşım, kanser hücrelerinin yok edilmesi hedeflenirken, normal dokuların zarar görmesini en aza indirmeyi amaçlar. Radyoterapi, uygulama şekline göre iki temel kategoriye ayrılmaktadır: eksternal (dışarıdan) uygulamalar ve internal (tümör yatağına veya doku içine) uygulamalar. Bu iki yöntem, tedavi gereksinimlerine bağlı olarak bağımsız şekilde veya birbirini tamamlayan bir sırayla kullanılabilir. Bununla birlikte, klinik uygulamalarda radyoterapi genellikle eksternal radyoterapi (dışarıdan ışın tedavisi) yöntemiyle gerçekleştirilmektedir.

Radyoterapi süreçlerinin en kritik bileşenlerinden biri, tedavi planlama sisteminin işlevselliğidir. TPS, radyasyon dozunun tümöre odaklanmasını ve çevre dokuların korunmasını sağlayacak şekilde tedavi planlarını optimize eder. Bu süreçte, hastanın tanısal görüntüleme tekniklerinden faydalanılır. Pozitron Emisyon Tomografisi (PET), Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRI) ve Bilgisayarlı Tomografi (BT) gibi yöntemler kullanılarak tümörün konumu, boyutu ve yayılımı belirlenir. Bu görüntüler aracılığıyla, hedef tümör hacimleri ve Risk Altındaki Organlar (OAR) tanımlanabilir. TPS, bu hedef doğrultusunda tedavi planını doğru bir şekilde temsil etmekle birlikte, klinik hedefler doğrultusunda hedef hacimlere ve OAR'lara yönelik doz dağılımlarını hesaplar ve optimize eder. Bu hesaplamalar, tedavi sürecinde kullanılacak lineer hızlandırıcı cihazına aktarılacak üzere hazırlanır ve tedavi bu cihaz aracılığıyla gerçekleştirilir (Van Dyk vd. 2004).

TPS'nin en önemli unsurlarından biri, doz hesaplama motorudur. Bu motor, lineer hızlandırıcı tarafından üretilen radyasyon ışınlarını modeller aracılığıyla tanımlar. Işın modelleri, her bir LINAC cihazı ve kullanılan enerjiye göre özel olarak üretilmektedir. Bunun temel sebebi, farklı LINAC cihazlarının ürettiği radyasyon ışınlarının enerji spektrumu, enerji akısı ve doz hızı gibi parametrelerde belirgin farklılıklar göstermesidir. Dolayısıyla, her bir cihazın kendine özgü ışın özelliklerini dikkate alan özel modellerin geliştirilmesi, doğru doz hesaplamaları ve etkin bir tedavi planlaması için kritik bir öneme sahiptir.

2.2. Lineer Hızlandırıcı

Lineer hızlandırıcılar, yüklü parçacıkların, özellikle elektronların, doğrusal bir hat boyunca hızlandırılmasını sağlayan cihazlardır. Bu süreç, yüksek frekansta elektromanyetik dalgaların kullanılmasıyla gerçekleşir. Tıbbi uygulamalarda kullanılan lineer hızlandırıcılar, genellikle Milyon elektron Volt (MeV) enerji seviyesinde hızlandırılmış elektronlarla yüzeysel tümörlerin tedavisini gerçekleştirmektedir. Derin tümörlerin tedavisinde ise, hızlandırılan elektronların hedef malzeme üzerine çarparak ürettiği X ışınları (fotonlar) kullanılmaktadır. Şekil 2.1'de tıbbi lineer hızlandırıcının basit bir blok diyagramı verilmiştir (Khan vd. 2014).



Şekil 2.1. Lineer hızlandırıcının basit şeması (Khan vd. 2014)

Tıbbi bir lineer hızlandırıcının temel bileşenlerini açıklamak gerekirse, ilk olarak güç kaynağı (Power Supply) yer alır. Bu sistem, modülatöre yüksek voltajda doğru akım sağlar. Modülatör, mikro-saniye mertebesinde yüksek voltajda gelen sinyalleri eş zamanlı olarak elektron tabancasına ve yüksek frekanslı enerji üreten sistemlere (magnetron veya klystron) iletir. Magnetron, elektromanyetik dalgaların üretildiği bir sistem olup, elektronların spiral hareketi sırasında mikrodalgaların oluşmasını sağlar. Magnetron, genellikle 6 MeV ve daha düşük enerjili hızlandırıcılar için tercih edilirken, daha yüksek enerjilerde klystron kullanılır. Klystron, mikrodalga gücünü yükseltir, ancak mikrodalga üretmez. Bu nedenle, mikrodalga üretimi için başka bir düşük güçlü osilatörle birlikte çalışır.

Magnetron ve klystronlardan üretilen veya yükseltilecek mikrodalgalar, frekansları nedeniyle Radyo Frekansı (RF) dalgaları olarak adlandırılır. Bu dalgalar, dalga kılavuzları aracılığıyla vakumlanmış hızlandırıcı tüpüne iletilir. Elektron tabancası, elektronları üreten ve hızlandıran bir sistemdir. Elektronlar, yüksek sıcaklıkta ısıtılan bir filaman tel sayesinde serbest bırakılır ve katot ile anot arasındaki elektrik alanında hızlanarak hedefe yönlendirilir.

Hızlandırıcı tüp (Accelerator Tube), yaklaşık 50 keV'lik enerji ile hızlandırıcı tüpüne gönderilen elektronları, RF dalgaları ile hızlandıran bir yapıdır. Elektronlar, tüp boyunca hızlandırıldıktan sonra, yüksek enerjili bir demet olarak çıkış penceresinden çıkarlar. Bu elektronlar daha sonra tedavi başlığına yönlendirilir. Tedavi başlığı (Treatment Head), tedavi alanının şekillendirilmesinden sorumlu olan birçok bileşenden oluşan karmaşık bir yapıdır. Bu başlık, tedavi masası etrafında 360 derece dönebilir. Tedavi başlığındaki hareketli kolimatör, ışın eksenini etrafında 360 derece dönebilir.

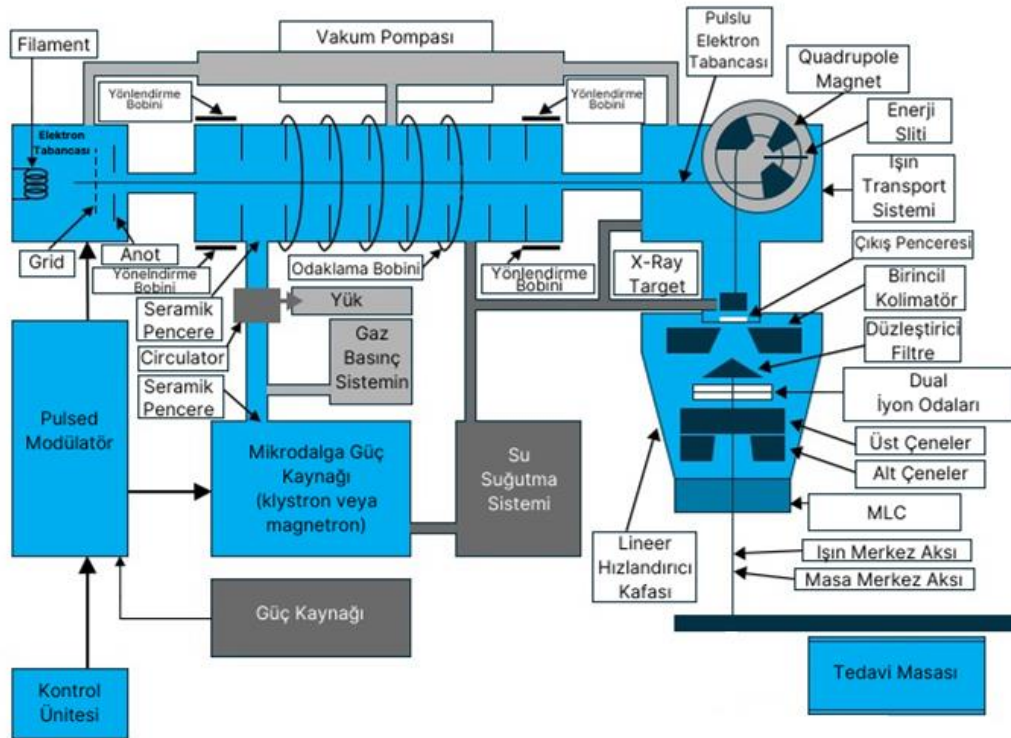
Bending magnet, hızlandırıcı tüpten çıkan elektronlara 270 derece bir dönüş yaptırarak çıkış penceresine yönlendirir. Bu manyetik alanın büyüklüğüne bağlı olarak, elektronların enerjisi seçilebilir. Çıkış penceresi, vakum ortamının sonlandığı yerdir ve genellikle titanyum liflerden oluşur. Buradan çıkan yüksek enerjili elektronlar, X ışını fotonları üretmek için hedef malzemesine yönlendirilir. Bu hedef, tungsten gibi

malzemelerden yapılır ve elektronlarla etkileşime girerek Bremsstrahlung olayıyla X ışınlarını üretir.

Primer kolimatör, tedavi ışınının şekillendirilmesinde kullanılan ve genellikle tungsten malzemeden yapılan silindirik bir yapıdır. Bu yapı, tedavi alanı dışındaki saçılan X ışınlarını soğurur. Düzleştirici filtre (Flattening Filter), primer kolimatörün tabanında yer alan ve foton enerjisine göre şekillenen bir bileşendir. Bu filtre, fotonların daha homojen bir şekilde dağılmasını sağlar ve düşük enerjili X ışınlarını soğurarak ışını sertleştirir. Ayrıca, Compton saçılımı ve çift oluşum olayları ile tedavi ışınının elektronlarla kontamine olmasını engeller.

Çok yapraklı kolimatör (MLC) ve diyaframlar, tedavi alanına şekil vermek amacıyla kullanılan sistemlerdir. Bu sistemler, tedavi edilen bölgeye ve korunması gereken normal dokulara göre ışını şekillendirir. Ayrıca, saçıcı levhalar (foil), iyon odaları, ışık alanı için ayna sistemi ve soğutma sistemleri gibi ek bileşenler de lineer hızlandırıcıda yer alır. Bu bileşenler, lineer hızlandırıcının tedaviye yönelik yüksek enerjili ışınları doğru şekilde yönlendirmesini sağlar.

X-ışını üretimi sırasında, hızlandırıcı tüpten çıkan elektronlar, hedefe çarptıktan sonra, hedefin hemen alt kısmında bulunan birincil kolimatöre yönlendirilir. Birincil kolimatör, X-ışın kaynağından yayılan radyasyonun sızmasını engelleyerek, tedavi edilen bölgeye doğru yönlendirilmiş ışının daha kontrollü bir şekilde iletilmesini sağlar. Ayrıca, bu yapı, ışının yönünü belirleyerek tedavi alanını optimize eder. Elektronların hedefle etkileşerek ürettiği X ışınları, ardından düzleştirici filtreden geçer.



Şekil 2.2. Lineer hızlandırıcıya ait blok şeması (Perez vd. 2008)

Düzleştirilen ışın, yoğunluğunun doğru şekilde dağıtılmasını sağlamak amacıyla alan iyon odasından geçtikten sonra, çift çene (jaw) sistemine yönlendirilir. Bu sistem, genellikle kurşun veya tungsten malzemeden yapılmış olup, ışın alanını şekillendirir ve dikdörtgen bir alan boyutu oluşturur. Son aşamada tedavi ışını gantri aracılığıyla hasta üzerine yönlendirilir. Gantri, lineer hızlandırıcının radyasyon kaynağını, tedavi alanına göre döndürme yeteneğine sahip olan ve bu sayede ışının yönünü doğru şekilde ayarlayabilen bir bileşendir. Gantri, dönerken kolimatör eksenini ışının merkeziyle hizalayarak, dikey ekseninde hareket eder ve tedavi sürecinin doğruluğunu artırır. Şekil 2.2'de lineer hızlandırıcının yapısal bileşenleri ayrıntılı olarak sunulmakta; gantri başlığı ile ilişkili modüller detaylı bir şekilde gösterilmektedir (Perez vd. 2008).

2.3. Bilgisayarlı Tomografi

Bilgisayarlı Tomografi, radyoterapi planlamasında temel bir görüntüleme tekniği olarak önemli bir rol oynamaktadır. Üç boyutlu konformal radyoterapi, yoğunluk ayarlı radyoterapi ve brakiterapi gibi gelişmiş tedavi tekniklerinin uygulanabilirliği, büyük ölçüde BT'nin sağladığı görüntüleme imkânlarına bağlıdır. Bu ileri tedavi yöntemlerinin etkin bir şekilde uygulanabilmesi için, tedavi planlamasından önce hastanın BT taramaları ile kesitsel görüntülerinin elde edilmesi gerekmektedir. BT, kolimelenmiş X-ışını demetleri kullanarak, inceleme yapılan objenin kesitsel görüntülerini oluşturmak amacıyla kullanılan bir radyolojik görüntüleme tekniğidir. Bu kesitsel görüntüler, hastanın anatomik yapısı hakkında görsel bilgi sunmanın yanı sıra, dokuların elektron yoğunluğu değerlerini de içererek tedavi planlamasında büyük önem taşır (Oyar ve Gülsoy 2003).

2.4. Dozimetrik Ekipmanlar

Radyoterapi uygulamalarında, hastadaki doz dağılımını doğrudan ölçmek mümkün değildir. Tedavi sırasında oluşabilecek hataların en aza indirilmesi amacıyla, Dünya Sağlık Örgütü (WHO), Uluslararası Radyoterapi Birimleri ve Ölçümler Komisyonu (ICRU) ve Amerikan Fizikçiler Derneği (AAPM) gibi uluslararası kuruluşlar, çeşitli dozimetrik kontrol yöntemlerini önermektedir (Loncol vd. 1996).

Radyasyon dozu ölçümleri farklı sistemlerle gerçekleştirilebilmektedir. Bu sistemler arasında en yaygın kullanılanlar, film dozimetri, termoluminesans dozimetri, iyon odası ve diyot dedektörleridir. Bu yöntemler, tedavi sırasında doğru doz dağılımını sağlamak ve olası hataları en aza indirmek için kullanılmaktadır.

2.5. Radyoterapi Planlama ve Uygulama Teknikleri

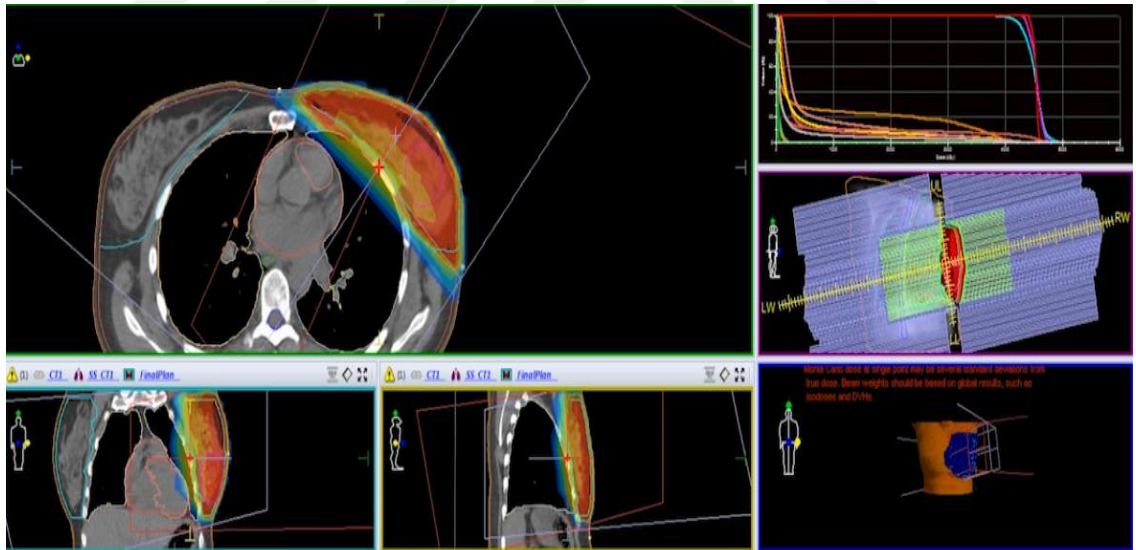
İlk defa 1953 yılında Londra'daki Hammersmith Hastanesi'nde lineer hızlandırıcı tabanlı bir cihazla hasta tedavisi gerçekleştirilmiştir. Bu tarihten itibaren lineer hızlandırıcılar kanser tedavisinde yaygın olarak kullanılan ve sürekli olarak geliştirilen önemli bir teknoloji haline gelmiştir (Bewley 1985).

Bilgisayar teknolojilerindeki ve görüntüleme sistemlerindeki gelişmeler, radyoterapi tedavi planlama ve uygulama tekniklerini büyük ölçüde etkilemiştir. Özellikle bilgisayarlı tomografi sisteminin keşfi, radyoterapi tedavi planlaması ve uygulamasında bir dönüm noktası olmuştur. BT taramaları ile elde edilen kesitsel

görüntüler üç boyutlu görüntülerin oluşturulmasına olanak sağlamıştır. Böylece BT görüntüleri kullanılarak farklı planlama teknikleri geliştirilmiştir. Günümüzde klinik uygulamalarda en yaygın kullanılan radyoterapi planlama teknikleri arasında Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT) ve Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (Intensity Modulated Radiation Therapy, IMRT) yer almaktadır.

2.5.1. Üç boyutlu konformal radyoterapi

BT taramalarının kesitsel görüntülerinin kullanımından elde edilen üç boyutlu görüntüler yardımıyla tümör ve komşuluğundaki sağlıklı dokuların birbirinden ayırt edilebilmesi sağlanır. Tedavi planlama sistemleri üzerinde, uzman hekim tarafından, hedef volümler ve riskli organlar, ihtiyaç duyulursa MRI, PET gibi görüntüleme tekniklerinden de yararlanılarak konturlanır. TPS’de bulunan BEV (beam’s eye view- demet gözünden görünüm) özelliği kullanılarak tümörün şekline göre LINAC cihazında bulunan çok yapraklı kolimatör yardımıyla ışın demeti biçimlendirilir. Böylece ışın demeti ile tümör şekli uyumlandırılmış olup komşu dokulardaki radyasyon hasarının en aza indirgenmesi sağlanır. Farklı algoritmalar ile çalışan TPS ile istenilen alan boyutlarında ve enerjide değişken cilt mesafelerinde (SSD), elektron ya da foton ışın demetleri kullanılarak ışınlanan bölgede doz dağılımlarını elde etmek mümkündür. Özellikle dış bükey şekilli tümörlerde 3BKRT başarıyla uygulanabilmektedir (Khan vd. 2007; Khan vd. 2014). Şekil 2.3’te meme kanseri için yapılan örnek 3BKRT tedavi planı örneği gösterilmektedir.

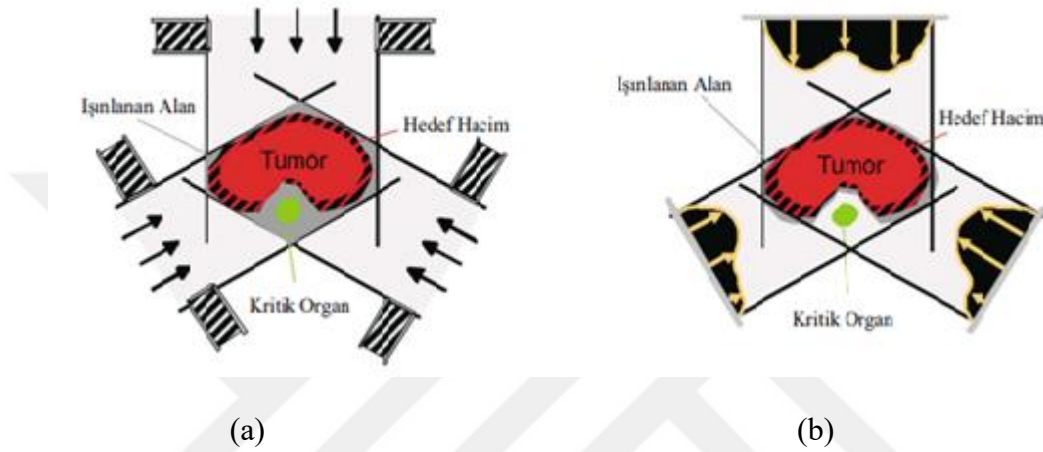


Şekil 2.3. Sol meme kanseri için yapılan örnek 3BKRT tedavi planı

2.5.2 Yoğunluk ayarlı radyoterapi

Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi fikri, ilk olarak 1988 yılında Tomas Brahme tarafından ters planlama mantığıyla öne sürülmüştür (Hunt ve Burman 2003).

Özellikle iç bükey geometriye sahip tümörlerin tedavi planlamasında, hedef bölgeye yüksek dozun odaklanması ve çevre dokuların minimum düzeyde etkilenmesi amacıyla, değişken yoğunlukta radyasyon demetleri kullanılmaktadır. Bu yaklaşımda, demet şekillendiriciler yardımıyla radyasyon dozları modüle edilir ve farklı açılardan yönlendirilen çok sayıda demet üst üste getirilerek istenen doz dağılımı elde edilir. Bu yöntem, hedef hacim üzerinde istenilen dozun oluşturulmasını sağlarken, çevredeki sağlıklı dokuların korunmasına da olanak tanır (Bortfeld vd. 2006). Şekil 2.4’de 3BKRT ve IMRT tekniği ile uygulanan doz-hedef hacmi ilişkisi gösterilmiştir.



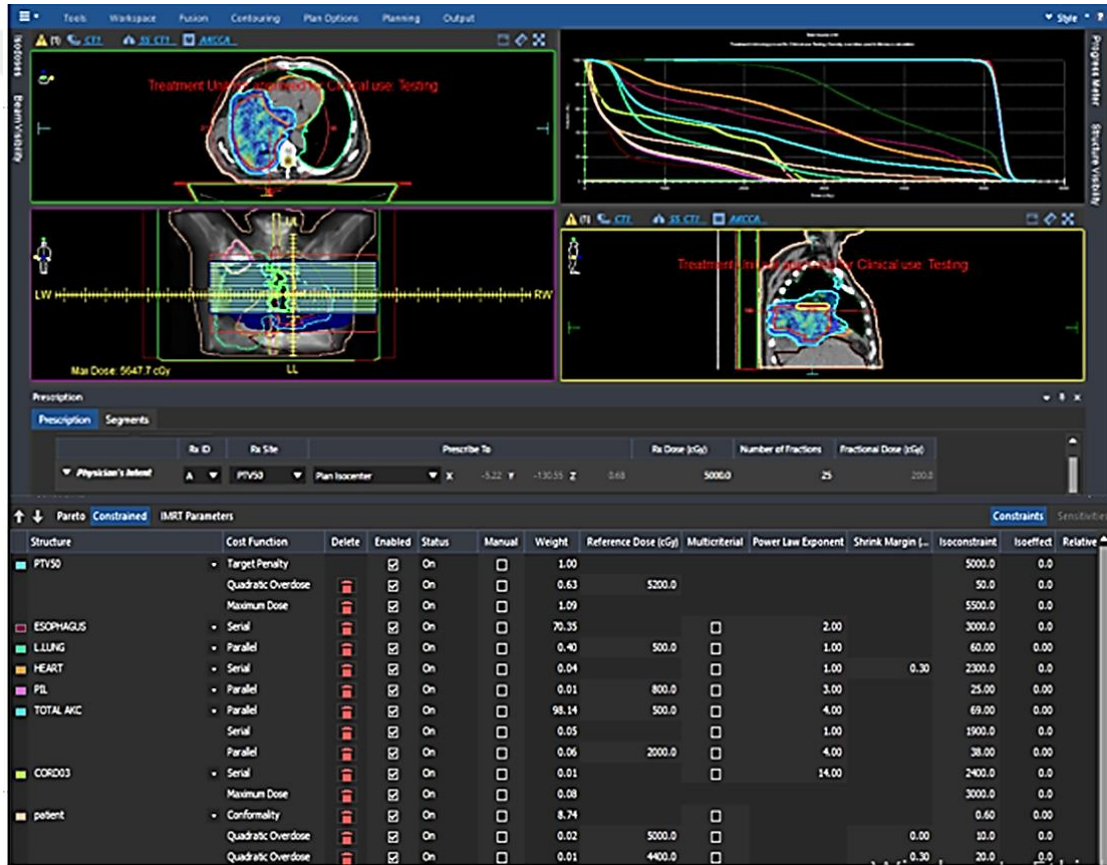
Şekil 2.4. (a) Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi tekniğinde, uygulanan doz hem hedef hacmi hem de çevresindeki kritik organları kapsamaktadır. (b) Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi tekniği ile, kritik organların korunması sağlanırken hedef hacme homojen ve istenilen dozda ışınlama gerçekleştirilmektedir

IMRT planlama sürecinde, tedavi için uygun sayıda ve doğrultuda (gantri açısı, kolimatör açısı, masa açısı vb.) ışın demetleri belirlenerek optimizasyon aşamasına geçilir. Her bir demetin doğrultusunda, hedef hacim ve kritik organ dozlarının BEV görünimleri üzerinden akı haritaları (fluence map) oluşturulur. Bu haritalar, her bir radyasyon demetinin yoğunluğunu ve dağılımını görsel olarak temsil eder. Akı haritalarının oluşturulmasının ardından, radyasyon demetlerinin yönlendirilmesinde çok yapraklı kolimatörler (MLC) kullanılır. MLC'ler, demeti segmentlere ayırarak hedef hacmin daha hassas bir şekilde ışınlanmasını sağlar. Bu sayede, hedef bölgesine verilen doz daha doğru bir şekilde kontrol edilebilirken, çevre dokulara verilen doz minimumda tutulur (Khan vd. 2014; Elekta 2017). Şekil 2.5’de bir akciğer kanseri hastası için Monaco® TPS ile yapılan örnek VMAT planı gösterilmiştir.

IMRT Planlama Basamakları

1. ICRU-50 (International Commission on Radiation Units and Measurements) ve ICRU-62 protokollerine göre, kritik organlar ve planlanan hedef hacim (PTV) tanımlanır.
2. Fraksiyon sayısı, reçetelendirilen doz ve tedavi parametreleri sisteme girilir.

3. Tümörün anatomik konumu ve çevresindeki kritik organlar dikkate alınarak, uygun demet açıları ve demet sayıları belirlenir.
4. Hedef hacmin doz dağılımı ve kritik organ dozları, maksimum ve minimum doz hacmi kriterleri doğrultusunda optimizasyon aşamasında belirlenir.
5. Optimizasyon sürecinde, istenen doz dağılımının elde edilmesi için doz-hacim eğrisi (DVH) incelenir ve gerekli değişiklikler yapılarak iteratif bir şekilde optimizasyon devam ettirilir. Bu süreç sonucunda, hedeflenen kriterleri sağlayan akı haritaları oluşturulur.
6. Demet doz akı haritalarına uygun olarak alt segmentler oluşturulup, bu segmentler MLC kullanılarak şekillendirilir.
7. DVH üzerinde hedef hacmin ve kritik organların dozları değerlendirilir.
8. Son olarak, kalite kontrol kapsamında tedavi planı hazırlanır ve onay için değerlendirilir (Özbay 2012).



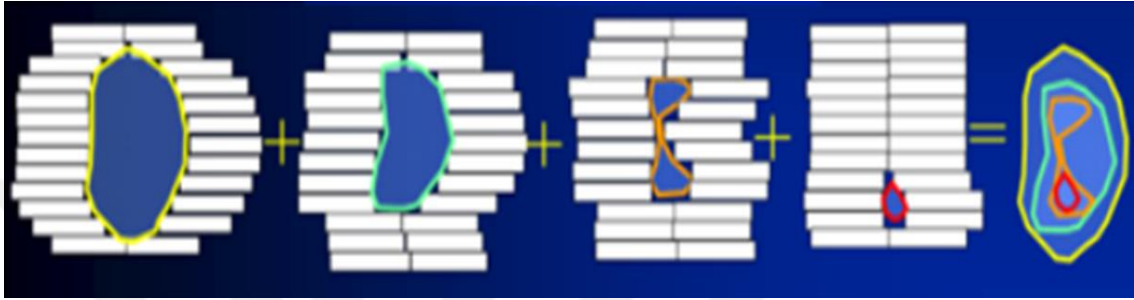
Şekil 2.5. Akciğer kanseri hastası için Monaco® TPS ile yapılan örnek VMAT planı

2.5.2.1. IMRT teknikleri

Radyoterapi merkezlerindeki cihaza bağlı olarak kullanılacak IMRT tekniği sIMRT (statik) ve dIMRT (dinamik) olmak üzere iki farklı şekilde uygulanabilmektedir.

Statik IMRT Tekniği

"Step and Shoot" veya statik IMRT olarak adlandırılan bu teknikte, gantri durağan haldeyken MLC'lerin belirli bir pozisyonunda radyasyon verilir. Bu işlem sırasında bir alan ışınlandıktan sonra radyasyon aktarımı kesilir ışınlanma yapılmaz bir sonraki alt alan için MLC'ler yeni pozisyonlarını aldıktan sonra ışınlamaya devam edilir Böylece alt alanlar st üste gelerek farklı yoğunluklu alanları oluşturur (Meyer 2007; Jothybasu vd. 2009). şekil 2.6'da Statik IMRT tekniğinde, segmentlere ayrılan tedavi alanına farklı yoğunluklarda ışın uygulanarak hedefte oluşan doz dağılımı gösterilmiştir.

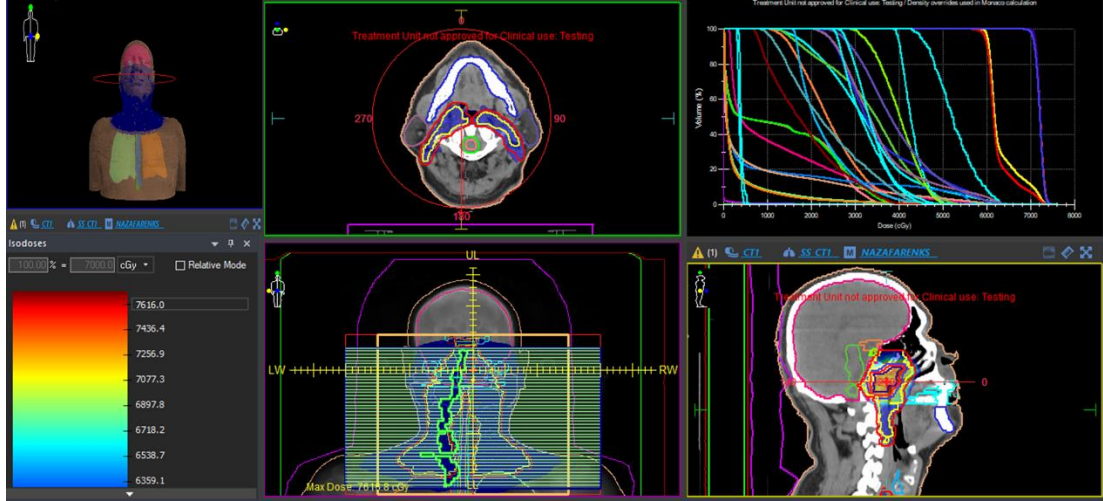


şekil 2.6. Statik IMRT tekniğinde, segmentlere ayrılan tedavi alanına farklı yoğunluklarda ışın uygulanarak hedefte oluşan doz dağılımı

Dinamik IMRT tekniği

Dinamik IMRT tekniği kapsamında gelişmiş bir diğer yöntem ise, volümetrik modülasyonlu ark terapi tekniğidir (Khan vd. 2014). Bu yöntemde, gantri tedavi süresince kesintisiz olarak dönerken, ışın şekillendirme elemanları (rneğin MLC) bu hareketle senkronize şekilde çalışır ve ışın yoğunluğu sürekli olarak modüle edilir. VMAT tekniği gantri dönüş hızının, kolimatör hareketlerinin ve doz hızının eş zamanlı olarak değiştirilmesine imkân tanır. Bu eş zamanlı ve optimize edilmiş hareket sayesinde, hedef hacme yüksek doğrulukta doz dağılımı sağlanırken tedavi süresi de önemli ölçüde kısaltılır. Ayrıca, VMAT tekniği geleneksel yöntemlere kıyasla daha yüksek doz homojenitesi elde edilmesine olanak tanır, bu da tedavi etkinliğini artırırken yan etki risklerini azaltır (Teoh vd. 2011).

Ark yoğunluğu ve doz dağılımı, tedavi planlaması sırasında arkın küçük alt segmentlere bölünmesi, her bir segment için farklı doz hızlarının ayarlanabilmesi ve segmentler arasındaki geçiş noktalarında gantri dönüş hızının belirlenmesiyle tedavinin kesintisiz bir şekilde verilmesi sağlanır. Böylece farklı yoğunluklu alanlar oluşurken aynı zamanda istenen bölgelerin optimal radyasyon dozunu alması hedeflenir. şekil 2.7'de Monaco tedavi planlama sisteminde baş-boyun kanseri bir hasta için yapılan rnek VMAT planı gösterilmiştir.



Şekil 2.7. Monaco tedavi planlama sisteminde baş-boyun kanseri hasta için yapılan örnek VMAT planı

IMRT tedavi planları, birçok radyasyon demetinden ve bu demetlerin içerisinde yer alan alt segmentlerden oluşur. Küçük alanlardan meydana gelen bu alt segmentler, genellikle elektronik denge koşullarını sağlayamaz. Bu durum, doz hesaplama algoritmalarının doğruluk düzeyini en fazla etkileyen temel sorunlardan birini oluşturmaktadır (Khan vd., 2014).

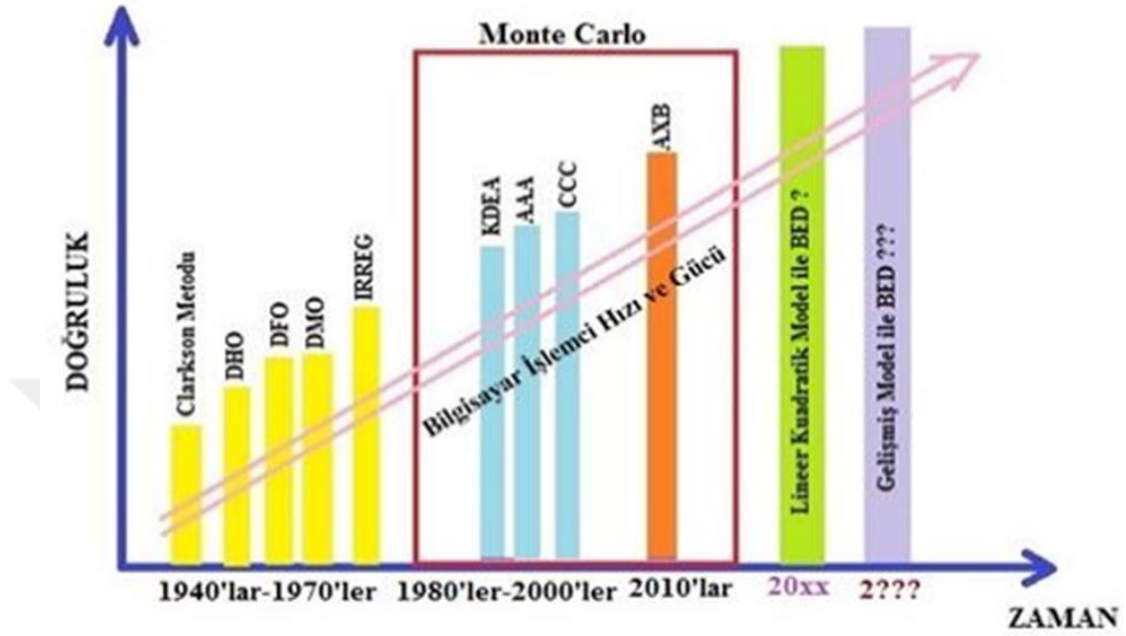
2.6. Radyoterapide Doz Hesaplama Algoritmaları

Radyasyon dozu, birim kütle başına materyal veya dokular tarafından soğurulan iyonlaştırıcı radyasyon enerjisinin toplam miktarı olarak tanımlanır. Radyasyonun ortamla etkileşmesi çeşitli fiziksel süreçlere neden olur; bu süreçler, radyasyonun geçtiği veya geçemediği noktada ortam tarafından soğurulan enerjiyi hesaplamak için kullanılır. Doz, bu etkileşimlerde meydana gelen birincil parçacıkların etkileriyle, hastanın içindeki diğer etkileşim noktalarından saçılan ve gantri kafasından sızan ikincil ışın parçacıkları tarafından belirlenir.

Etkili doz hesaplama algoritmaları, güvenilir sonuçlar elde etmek için ışın parçacıkları ile ortam arasındaki etkileşimde gerçekleşen tüm fiziksel süreçleri dikkate almalıdır. Aynı zamanda, klinik uygulamalarda pratik kullanım için hesaplama hızının yeterli olması da büyük önem taşır. Bu nedenle, doğruluk ve hız, bir doz hesaplama algoritmasının en önemli iki unsuru olarak öne çıkar.

Radyoterapi alanında doz hesaplama algoritmaları, 1950'lerden itibaren önemli bir gelişim süreci geçirmiştir. Bu ilerleme, özellikle nükleer fizik ve bilgisayar bilimlerindeki teknolojik gelişmeler sayesinde mümkün olmuştur. Elde edilen kazanımlar, ışın parçacıkları ile madde arasındaki etkileşimlerin fiziksel temellerinin daha iyi anlaşılmasını sağlamış ve karmaşık sistemler için doz hesaplamalarının daha kısa sürede ve daha yüksek doğrulukla yapılmasına olanak tanımıştır (Lu L. 2013).

Bu evrim, düzeltme tabanlı algoritmalar, model tabanlı algoritmalar ve ilke tabanlı algoritmalar olmak üzere üç ana grup altında incelenebilir. Şekil 2.8 bu evrimi göstermektedir



Şekil 2.8. Doz hesaplama algoritmalarının zamanla gelişimi

2.6.1. Düzeltme tabanlı algoritmalar

Düzeltme tabanlı algoritmalar, belirli bir kaynak-yüzey mesafesinde farklı alan boyutları için yüzde derin dozu (PDD) içeren veya dışa aktaran ampirik doz hesaplama yöntemleridir. Bu algoritmalar, doku-hava oranı, doku-fantom oranı ve doku-maksimum oranı gibi kavramların tanıtılmasıyla homojen ortamlarda oldukça başarılı sonuçlar elde etmiştir. Clarkson tekniği ve IRREG gibi yöntemler, homojen ortamlarda genellikle doğru sonuçlar verir ve hala klinik uygulamalarda manuel doz hesaplamasında ve ticari yazılımlarda (örneğin RadCalc, Lifeline Software Inc., Austin, Texas, ABD) ikinci kontrol amacıyla kullanılmaktadır.

Ayrıca doz hesabı yapabilmek için analitik fonksiyonlar veya faktörler şeklinde çeşitli düzeltmeler uygulanır. Bu düzeltmeler:

1. Dokuların farklı yoğunluklarından kaynaklanan soğurma (atenüasyon) düzeltmeleri
2. Alan büyüklüğü, şekli, radyal uzaklığı, saçılma volümünün bir fonksiyonu olarak saçılma düzeltmeleri
3. Kaynak hedef arasındaki mesafenin ters kare kanuna göre yapılan düzeltmeleri
4. Demet yoğunluğu değiştiricileri (kama filtreler, kompensatörler ve bloklar) için soğurma düzeltmeleri (Khan vd. 2014).

Düzeltilme tabanlı algoritmalar homojen ortamlar için daha doğru sonuç verirken insan vücudu gibi heterojen ortamlar için eşdeğer demet yol uzunluğu uygulanarak heterojenite etkisi için düzeltmeler yapılırsa da, ışın ortam içerisinden geçerken lateral saçılmanın hesaba katılmamasından dolayı bu algoritmaların doğruluğu sınırlıdır (Lu L. 2013).

2.6.2. Model tabanlı algoritmalar

Model tabanlı algoritmalar, fiziksel ilkelerden yola çıkar ve ardından gerçek fiziksel taşınımı tanımlayan süreci basitleştirerek hesaplamayı hızlandırmayı amaçlar. Bu fiziksel süreçler iyi incelenmiş ve belirsizlik içermemektedir: Bir ışın parçacığı, bir noktada ortamla etkileşime girer, enerji açığa çıkarır ve ardından bu enerji o noktaya depolanır ya da saçılarak uzaklaşır. Bu süreç sırasında, saçılma yolunda enerji salınımıyla birlikte ikincil fotonlar ve elektronlar oluşabilir. Bu fiziksel süreçler, konvolüsyon algoritması olarak adlandırılan bir yöntemle sadeleştirilir. Bu yöntemde, birincil foton enerji akısı (terma – birim kütlede açığa çıkan toplam enerji), saçılan foton ve elektronların katkılarını tanımlayan bir çekirdek (kernel) ile konvolüsyon işlemine tabi tutulur.

Eğer yol uzunluğu, ortamın heterojenliğini tanımlamak amacıyla radyolojik yol uzunluğu ile değiştirilirse, bu yöntem konvolüsyon-süperpozisyon olarak adlandırılır. Konvolüsyon çekirdeğinin nasıl ele alındığına bağlı olarak, farklı ticari tedavi planlama sistemlerinde uygulanan çeşitli alt algoritmalar ortaya çıkmıştır: Pencil Beam Convolution (PBC), Analytical Anisotropic Algorithm (AAA) (Varian Medical System, Inc., Palo Alto, CA, USA) ve Collapse Cone Convolution (CCC) algoritmaları (Pinnacle, CMS XiO, vb.).

Homojen ortamlar (örneğin su) için bu hesaplama algoritmaları arasında anlamlı bir doğruluk farkı yoktur. Ancak heterojen ortamlarda, gerçek yol uzunluğu yerine radyolojik yol uzunluğu kullanılarak, suya göre farklı elektron yoğunlukları dikkate alınır ve konvolüsyon algoritması konvolüsyon-süperpozisyona evrilir. Heterojen ortamlardaki doz hesaplama doğruluğu, bu algoritmaların kullandığı çekirdeklerin gerçek saçılma etkisini ne kadar iyi modelleyebildiğine bağlıdır. PBC algoritmasında yanal saçılma homojen kabul edilir ve heterojenlik düzeltmeleri yalnızca boyuna (longitudinal) yönde yapılır. Bu düzeltmeler, eşdeğer yol uzunluğu yaklaşımıyla kütle zayıflatımı (mass attenuation) üzerinden gerçekleştirilir; dolayısıyla ortamın elektron yoğunluğu dikkate alınır.

AAA ve CCC algoritmaları ise heterojenlik etkisini sadece boyuna değil, aynı zamanda yanal yönde de dikkate alır. AAA, $\pm x$ ve $\pm y$ yönlerinde dört yanal yönde heterojenlik etkisini tanımlamak için Gauss fonksiyonları kullanır. CCC algoritmasında ise çekirdek, belirli sayıda ayrık (discrete) elemana bölünür ve tüm bu elemanların ortalaması alınarak hesaplama süresi azaltılır. Birçok çalışma, heterojenlik düzeltmesi gerektiğinde CCC algoritmasının AAA'dan daha doğru sonuçlar verdiğini göstermektedir; bu da CCC'nin yanal saçılmayı AAA'ya kıyasla daha etkili şekilde modellediğini ortaya koymaktadır.

Monte Carlo algoritması, yeni bir teknik olmasa da diğer doz hesaplama algoritmalarının doğruluğunu test etmek için referans olarak kullanılmaktadır (Lu L. 2013).

2.6.3. Monte Carlo algoritması

Monte Carlo yöntemi, ilk olarak 1940'lı yıllarda atom bombası tasarımı amacıyla geliştirilmiştir (Verhaegen, 2003). Bu yöntemin temelleri, John Von Neumann, Stanislaw Ulam ve Nicholas Metropolis'in iş birliğiyle atılmış olup, Enrico Fermi'de bağımsız olarak bu yöntemin gelişimine katkıda bulunmuştur. Metropolis ve Ulam, 1949 yılında fiziksel problemlerin matematiksel çözümünde kullanılabilecek istatistiksel bir yöntemi açıklayan ilk bilimsel yayınlarını gerçekleştirmiştir (Seco ve Verhaegen 2013).

MC yöntemi, denklemlerin çözümünde veya rastgele sayı örneklemesine dayalı integral hesaplamalarında kullanılan bir istatistiksel yöntemdir. Geniş bir uygulama alanına sahip olan bu yöntem, bilim ve teknoloji alanındaki pek çok problemin çözümünde etkin bir şekilde kullanılmaktadır. Özellikle medikal fizik alanında, radyoterapi uygulamalarında doz dağılımının doğru bir şekilde hesaplanmasında önemli bir standart olarak kabul edilmektedir. Elektron, pozitron ve foton etkileşimleri ile taşınım problemlerinin simülasyonunda MC yöntemi yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (Chetty vd. 2007).

MC yöntemi, radyasyon taşınımının benzeşimini oluşturmak için olasılık dağılım fonksiyonlarını kullanır. Radyasyon iletiminde yer alan süreçler genellikle rastgele bir doğadadır ve bu süreçler olasılık dağılım fonksiyonlarıyla temsil edilir. Rastgele sayılar üreterek, her parçacığın rastgele yörüngesi modellenir. Bu süreçte elde edilen verilerle akı, doz gibi ortalama nicelikler hesaplanabilir. Ancak bu sonuçlara ulaşmak için çok sayıda parçacık yörüngesinin izlenmesi gereklidir (Rogers ve Bielajew 1990).

MC yönteminin doğruluğu, parçacık taşınımındaki tüm fiziksel etkileşimlerin doğru bir şekilde modellenmesine bağlıdır. Radyoterapi uygulamalarında, fotonlar dört ana fiziksel etkileşim sergiler: Compton saçılması, çift oluşumu, fotoelektrik soğrulma ve Rayleigh saçılması. Compton saçılması, genellikle radyoterapi uygulamalarında baskın etkileşimdir ve atomun dış yörüngesindeki elektronlarla gerçekleşir. Foton enerjisi arttıkça, çift oluşum etkileşimi daha belirgin hale gelir. Fotoelektrik etkileşimde foton tamamen soğurulurken, Rayleigh saçılmasında foton yön değiştirir ancak enerji kaybı yaşamaz (Rogers ve Bielajew 1990; Chetty 2007).

Elektronların enerji kaybı, ortam içerisindeki esnek ve esnek olmayan çarpışmalar ile ısıma süreçleri aracılığıyla gerçekleşmektedir. Yüklü parçacıkların esnek olmayan çarpışmaları, ortam atomlarının iyonizasyonuna ve uyarılmasına neden olarak ikincil elektronların oluşmasına yol açar. Isıma süreçleri ise başlıca frenleme radyasyonu ve pozitron yok olma olaylarıyla ilişkilidir. Bu etkileşimlerin sonucunda fotonlar açığa çıkar ve enerji ortamda taşınarak iletilir. Pozitronlar, ortamda belirli bir mesafe kat ettikten sonra elektronlarla birleşerek, her biri 511 keV enerjili iki foton üretir. Bu fotonlar yaklaşık 180°'lik bir açıyla, zıt yönlerde yayılır (Rogers ve Bielajew, 1990; Chetty, 2007).

MC yöntemi, radyasyon taşınım süreçlerinin simülasyonunu gerçekleştirmek için geliştirilmiş çeşitli yazılımlar aracılığıyla uygulanmaktadır. Bu yazılımlar, radyoterapide

kullanılan convolution/superposition algoritmaları için gerekli verilerin sağlanmasında, lineer hızlandırıcıların kalibrasyonunda kullanılan faktörlerin hesaplanmasında ve doz dağılımının belirlenmesinde önemli bir rol oynamaktadır. Ayrıca, lineer hızlandırıcıların tasarımı ve kafa yapısında bulunan bileşenlerin modellenmesi bu yazılımlar sayesinde gerçekleştirilmektedir (Rogers ve Bielajew 1990; Chetty 2007).

MC yöntemi, sunduğu yüksek doğruluk seviyesi nedeniyle medikal fizik alanında standart bir yöntem olarak kabul görmektedir. Özellikle heterojen ortamların radyoterapi planlamasında, radyasyonun karmaşık taşınımını modellemek için etkili bir araçtır. Bu nedenle, MC yönteminin radyoterapi uygulamalarındaki önemi giderek artmaktadır.

2.7. Radyoterapide Monte Carlo Simülasyonları

Monte Carlo algoritması, yeni bir teknik olmamakla birlikte, diğer doz hesaplama algoritmalarının doğruluğunu değerlendirmek için uzun süredir bir referans noktası olarak kullanılmaktadır. Bu algoritma, temel fizik prensiplerine dayanarak, hedef bölgede rastgele sayı üretilmesiyle başlatılan iki ana adımda gerçek fiziksel süreçleri simüle eder. İlk olarak, radyasyon ışınları hızlandırıcı gantri başlığı ve kolimasyon sistemi üzerinden geçer. Ardından, gantri başlığından çıkan kolime edilmiş ışın parçacıkları, hastanın vücudunda doz dağılımını gerçekleştirir. Monte Carlo yöntemi, ışın parçacıklarının taşınımını sırasında tüm gerçek fiziksel etkileşimleri simüle ettiğinden, doz hesaplama sonuçlarının yüksek bir doğrulukta olması beklenir (Lu L. 2013).

Ancak, bu hesaplamaların doğruluğu, üretilen olay sayısı ile yakından ilişkilidir; elde edilen sonuçlarla ilişkili istatistiksel belirsizlik, kaydedilen olay sayısının kareköküne ters orantılıdır. Dolayısıyla, Monte Carlo doz hesaplamalarının hızı genellikle yavaş olup, bu süreç zaman alıcıdır. Bilgisayar işlemci gücündeki hızlı gelişim, Monte Carlo hesaplamalarının hızını önemli ölçüde artırmış ve klinik uygulamalara olanak tanımıştır (Lu L. 2013).

MC tekniği istatistiksel örneklemeye dayandığından, simülasyonlardaki hata oranı (σ) örneklem boyutu (N) arttıkça azalır.

$$\sigma \propto 1/\sqrt{N} \quad (2.1)$$

Temelde bu yöntem, rastgele sayı üretimi ve istatistiksel analiz kullanarak, belirli bir sistem veya problemle ilgili sonuçları tahmin etmek için tekrarlanan deneyler yapar. Bu nedenle daha fazla deneme yapıldıkça ve daha büyük örneklem boyutları kullanıldıkça, elde edilen sonuçların güvenilirliği artar.

Radyoterapide kullanılan lineer hızlandırıcı için parçacığın takibi, cihazın elektron tabancası (Gun) tarafından oluşturulup hızlandırılan elektronların hedef (Target) ile etkileşime girerek Bremsstrahlung ve X ışını fotonları oluşturmasıyla başlar, lineer hızlandırıcının tedavi kafasındaki demet şekillendirici ve diğer yapılarla devam ederek, hasta ile etkileşimle son bulur (Sikora 2011; Khan vd. 2014).

Radyasyon taşınım simülasyonlarında doz hesaplanabilmesi için etkileşimlerin gerçekleştiği konumlar, ortama bırakılan enerji miktarı, bir sonraki etkileşime olan uzaklık, etkileşime giren parçacıkların yönleri ve ikincil parçacıkların oluşma olasılığı

veya etkileşen parçacığın soğurulma olasılığı gibi faktörler kaydedilmektedir. Bu bilgilerin toplanması (scoring) ile ortamdaki enerji birikimi hesaplanarak doz dağılımı elde edilir (Khan vd. 2014).

Radyoterapi tedavi planlamasında kullanılan başlıca MC kodları

- EGS4 (Electron Shower version 4)
- MCNP (Monte Carlo N-particle)
- GEANT4 (Geometry and Tracking)
- PENELOPE
- XVMC

Monte Carlo kodunun tahmini doğruluğu parçacık sayısı (hızlandırıcı tüpten çıkışıyla hayatları başlayan elektronların yaşam öyküleri- histories) ile orantılıdır ancak simüle edilen parçacık sayısının artması doğrudan hesaplama süresini artıracaktır. Radyasyon demetindeki tüm parçacıkların ortalama davranışlarını tahmin edebilmek için mümkün olduğunca küçük sayıda rasgele seçilmiş parçacıkları kullanmalıdır. Bu da Monte Carlo kodu yazmaktaki en büyük zorluklardan biridir. Radyoterapide yeterli doğrulukta bir doz hesaplaması için yüz milyon ile milyar arasındaki parçacık sayısına ait radyasyon taşınım bilgisine ihtiyaç duymaktadır (Khan vd 2014).

2.8. Radyoterapide Işın Modelleme Sürecine Genel Bakış

Radyoterapi cihazlarının kullanıma alımı (commissioning) süreci, analitik bir türetme işlemleriyle başlar. Işın özellikleri doğrudan ölçülemediğinden, model parametreleri, cihazın radyasyon akısının tüm yönlerini doğru bir şekilde simüle edecek şekilde ayarlanmalıdır. Bu amaçla, lineer hızlandırıcı cihazının kullanıma alımı sırasında su/su eşdeğeri katı fantomlar ve uygun dedektörler yardımıyla bir dizi ölçümler yapılır. Elde edilen doz dağılımı verileri, incelenen cihaza özgüdür ve yüzde derinlik dozu (PDD) verileri, profiller, saçılma faktörleri, doz hızı ve MLC sistemi yoluyla iletim gibi bilgileri içerir (Fraass vd. 1998; Podgorsak vd. 2004).

Bu veriler, ışın modellemesi için gerekli referans veri seti olarak tedavi planlama sistemine aktarılır. Işın modeli parametreleri, suda ölçülen veri setine eşdeğer doz dağılımları üretecek şekilde ayarlandığında, düzeltilen TPS modelinin gerçek LINAC'ı temsil ettiği kabul edilir.

Cihazın kullanıma alım süreci zaman alıcı olduğundan, LINAC üreticileri, bu süreci kolaylaştırmak amacıyla müşterilere referans veya "altın veri (golden data)" TPS setleri sağlayabilir (Hrbacek vd. 2007; Bhangle vd. 2011).

Benzer çıktıları sahip birden fazla LINAC modelinin aynı şekilde uygulanmasına "ışın eşleştirme (beam matching)" denir. Eğer cihaz tasarımları yeterince benzerse, tek bir referans TPS modeli, tedavi ünitesinin çıktısını kabul edilebilir bir belirsizlik düzeyi içinde temsil edebilir. Ancak Amerikan Tıp Fizikçileri Derneği (AAPM) Terapi Fizikçi Komitesi'nin 106 numaralı görev grubu, bu yaklaşıma dair bazı endişeler bildirmiştir. Grup, referans veri seti veya tek bir TPS modelinin kullanımında, üretim sürecinin klinik olarak kabul edilebilir düzeyde tekrarlanabilir olduğuna dair yeterli kanıt olmadığını belirtmiştir. Ayrıca, bireysel testlerde referans verilerle uyum sağlansa bile, bazı klinik

kurulumlarda birden fazla küçük hata bir araya gelerek ciddi sapmalara yol açabileceği konusunda uymaktadır (Indra vd. 2008).

Son yıllarda, ticari tedavi planlama sistemlerinde Monte Carlo (MC) tabanlı modeller tanıtılmaya başlanmıştır. MC modeli, her parçacığın diğer atomik yapılarla etkileşime girme olasılığına göre milyonlarca radyasyon parçacığının taşınımını simüle eden bilgisayar programlarına dayanır ve doz hesaplama doğruluğu açısından altın standart olarak kabul edilir. Bu ilerlemeler, doz hesaplama ve tedavi ışını modeli oluşturma süreçlerinde kapsamlı cihaz ölçümlerinin gelecekte daha az önemli hale gelebileceğini düşündürmektedir (Fraas vd. 2003). Ancak, bir MC sanal kaynak modelini özelleştirmek için hâlâ bazı cihaz ölçümleri gereklidir (Chetty vd. 2007). Sanal Kaynak Modeli'nin (VSM) tanıtılmasıyla, tüm hızlandırıcı kafasının zaman alıcı MC simülasyonlarının her radyoterapi tedavisi için gerekli olmadığı gösterilmiştir (Chetty vd. 2007). Bunun yerine, referans parametreleri hızlandırıcı türü başına yalnızca bir kez doğrudan tam MC simülasyonundan türetilir ve daha sonra analitik fonksiyonlar, su ölçümlerine dayalı olarak belirli model parametrelerini bireysel bir hızlandırıcı için uyarlamak üzere kullanılır. Doz hesaplama algoritmasından bağımsız olarak, tamamlanmış modelden elde edilen doz hesaplamaları her zaman cihaz ölçümleri veya diğer Monte Carlo sistemleriyle doğrulanmalıdır (Reynaert vd. 2007). Bu karşılaştırmalar, klinikte kullanılan tipik vakaları temsil eden basit açık ışın setlerinin yanı sıra daha karmaşık ışın setlerini de içerir (McCullough ve Krueger 1980; Gifford vd. 2002; Van Dyk vd. 2004). IMRT gibi daha gelişmiş tedavi teknikleri söz konusu olduğunda, optimal model parametrelerinin türetilmesi daha da önemli hale gelir ve bu tür tedaviler için modelin kabul kriterleri daha katıdır (Ezzell vd. 2009).

2.9. Ölçüm Cihazlarından Kaynaklı Belirsizlikler

Lineer hızlandırıcıların devreye alınması ve ışın modelleme süreçlerinde, farklı dedektör tipleri yaygın olarak kullanılmaktadır. Diyot dedektörleri ve iyon odaları bu süreçlerde temel ölçüm cihazlarıdır. Özellikle iki ve üç boyutlu dedektör dizileri, tedavi planlama sistemi tarafından hesaplanan doz dağılımlarını gerçek ölçüm verileriyle karşılaştırmak amacıyla sıkça tercih edilmektedir. Bu dedektörlerin en önemli avantajı, IMRT doz dağılımlarında tek bir ölçümle birçok veri noktasının hızlıca elde edilmesidir.

Genellikle TPS modeli oluşturmak için kullanılan ışın verileri, küçük diyot dedektörleri veya daha büyük hassas hacimlere sahip iyon odalarıyla toplanır. Bu ölçümler, bir su fantomu yardımıyla gerçekleştirilir. Model doğrulama süreci ise film veya dedektör dizileri ile yapılır. Dolayısıyla, kullanılan ölçüm cihazlarının dozimetrik özelliklerinin karşılaştırılması büyük önem taşır. Özellikle IMRT gibi ileri düzey tekniklerin kalite kontrol sonuçlarının güvenilir bir şekilde yorumlanabilmesi için bu farkların anlaşılması kritik öneme sahiptir (Alber vd. 2008; Li vd. 2009).

Cihazın klinik kullanıma alınması (commising) ve model doğrulama ölçümlerinde belirsizliğe birçok faktör katkıda bulunabilir. Kullanılan dozimetrik ekipman, örneğin fantom ve dedektör tipi, bunların kurulumu, veri toplama ve işleme (kullanılan yazılım, tarama modu ve normalizasyon), cihazdaki output değişimi ve ölçümleri gerçekleştiren kişinin tecrübesi gibi faktörler cihazın devreye alınması ve model doğrulama ölçümlerinde belirsizliğe neden olabilir (Chen vd. 2007; Klein vd. 2009).

Örneğin, ışın verisi toplama ve sonraki model oluşturma için kullanılan yetersiz uzaysal çözünürlüğe sahip bir dedektör, film ölçümlerine kıyasla TPS hesaplanan ışın profilleride %10'luk bir farka yol açabilir (Laub ve Wong 2003).

Burada radyasyon dedektörleriyle ilişkili üç belirsizlik tartışılacaktır:

2.9.1. Radyasyon dedektörlerinin çözünürlüğü ve boyutunun ölçümler üzerindeki etkisi

Diyot dedektörleri küçük alan ölçümleri için faydalıdır, ancak bu dedektörlerin doz hızına bağımlı olabileceği bildirilmiştir (Laub ve Wong 2003; Yorke vd. 2005).

İyon odaları ise doz hızından bağımsızdır, ancak daha büyük boyutları nedeniyle hacim ortalaması etkisine yatkındır. Bu durum, özellikle ışınlanmalarda çıkış faktörlerini ölçerken dozun olduğundan düşük okunmasına veya penumbra bölgesindeki profil ölçümlerinde bulanıklığa neden olabilir. Örneğin, farklı dedektör boyutlarıyla ölçülen çıkış faktörleri arasında %35'e varan sapmalar görülebilir (Haryanto vd. 2002). Dedektör boyutunun ışınlanan alan boyutunun dörtte üçünden büyük olduğu durumlarda, %3'ten fazla doz farkı gözlenebilir (Ade ve Nam 2015).

Penumbra bölgesindeki ölçümler, dedektör dizilerinin çözünürlüğünden de etkilenmektedir. Çoğu dedektör dizisinin dezavantajı, dedektörler arasındaki geniş aralık mesafeleridir. Bu durum, özellikle penumbra bölgesinde ölçümlerin doğruluğunu sınırlayarak dozimetrik hatalara neden olabilir (Spezi vd. 2005).

2.9.2. İki boyutlu dedektör dizileri ve veri işleme yazılımları

İki boyutlu doz matrisleri, genellikle gerçek ölçülen veya referans kabul edilen yanı sıra, interpolasyon ile elde edilmiş doz noktalarının bulunduğu bir matristir. Kullanıcıların doz matrislerinin yapısını anlaması önemlidir, ölçülen doz dağılımları açısından, ideal olarak yalnızca gerçek ölçüm nokta verilerinin kullanılması, ölçümlerde belirsizliği azaltmada faydalı olacaktır. Bu durum, 1 mm veya daha küçük hataları (örneğin, MLC konum hataları) tespit etmek amacıyla kritik öneme sahiptir. Bunun için, cihazın küçük aralıklarla adım adım hareket ettirilmesi, doz matrisinin büyümesini sağlayarak interpolasyonla elde edilen değerlerin gerçek ölçülen değerlerle değiştirilmesini mümkün kılar. Ancak, ticari 2D dizi yazılımları (örneğin, Sun Nuclear SNC Patient™ ve PTW VeriSoft®) doz matrislerini işleme konusunda sınırlamalara sahiptir ve yalnızca 5 mm adım artışlarıyla yapılan ölçümler başarılı bir şekilde birleştirilebilmektedir. Doz matrisini mümkün olan en doğru şekilde doğrulamak ve basit ölçümler için kriterleri %1 doz farkı 1 mm konum seviyesine düşürmek amacıyla, daha yüksek çözünürlüklü, ideal olarak 1 mm ölçeğinde gerçekten ölçülen bir doz matrisinin kullanılması gerektiği düşünülmektedir (Low vd. 2011).

2.9.3. Ölçüm düzeneğinin kurulumu

Radyasyon dedektörlerinin kurulumu, ölçümlerin doğruluğu ve güvenilirliği açısından büyük önem taşımaktadır. Özellikle küçük hataların tespiti ve giderilmesi için iki boyutlu dedektör dizilerinin kullanılması gerekmektedir. Ancak bu süreç, kullanıcının

referans koordinat sistemini doğru bir şekilde kurmasını zorunlu kılmaktadır ve bu durum uygulamada çeşitli zorluklar yaratabilir (Ayouth 2008).

Wang ve diğerlerinin (2015) yaptığı bir çalışmada, cihazın genel olarak hedeflenen konumuna ± 2 mm içinde hizalanması durumunda, sistematik hataların %1.5'in altında kaldığı görülmüştür. Ayrıca, iki boyutlu dedektör dizilerinin, yanlış hizalanmalardan kaynaklanan kalibrasyon hatalarına karşı genel olarak duyarlı olmadığı belirtilmiştir.

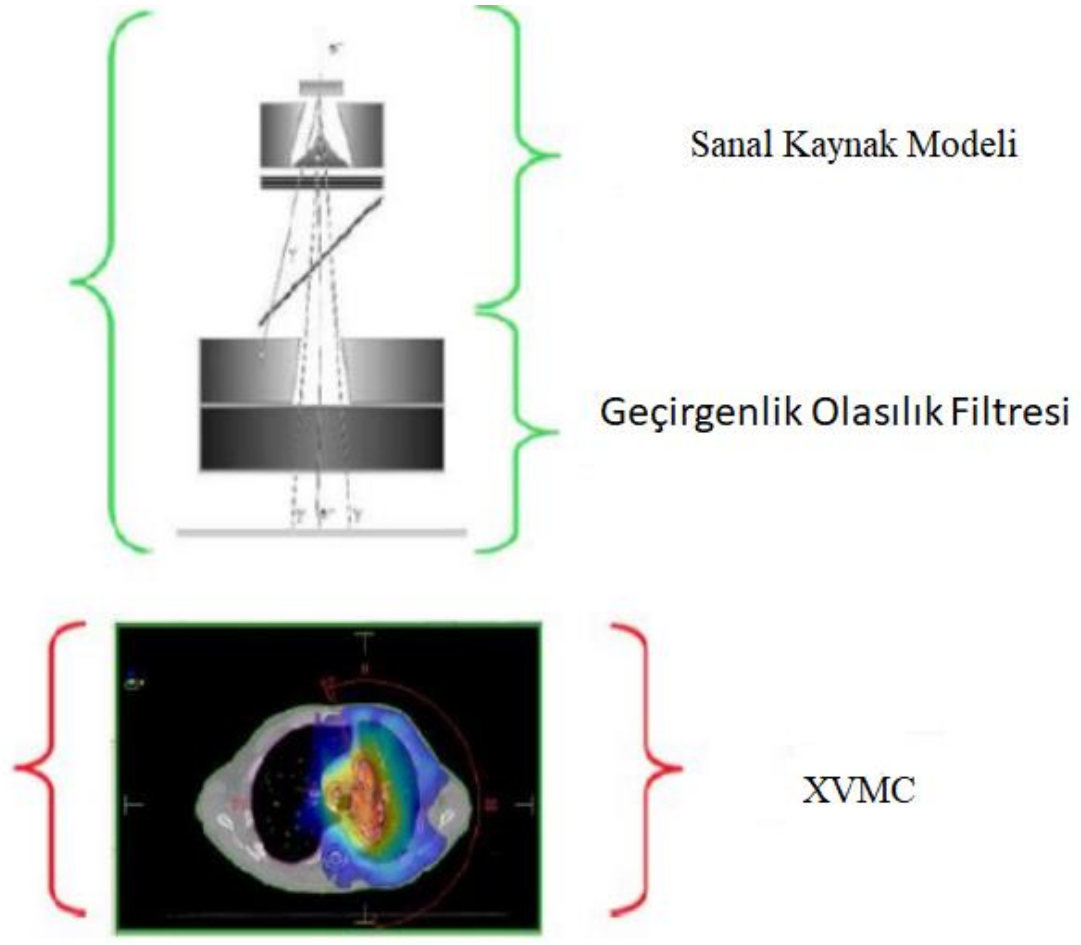
Bununla birlikte, diğer araştırmalar, rutin Kalite Güvence (QA) uygulamaları sırasında cihazın konumlandırılmasında ± 1 mm'lik bir belirsizliğin dahi rapor edildiğini göstermektedir (Van Esch vd. 2014; Van Esch vd. 2015).

Bu durum, cihaz hizalama süreçlerinin hassasiyetle gerçekleştirilmesi gerektiğini ve kurulum sürecindeki potansiyel hataların önlenmesinin kritik önem taşıdığını ortaya koymaktadır.

2.10. Monaco™ TPS Kurulumu ve İşleyişi

Monaco™ tedavi planlama sistemi (Elekta Oncology Systems, Crawley, UK), Monte Carlo tabanlı bir yazılımdır (Elekta CMS sürüm 5.11). Bu TPS'nin ışın modellemesi üç ana parçaya ayrılmaktadır (Sikora 2011). Şekil 2.9'da Monte Carlo doz hesaplamasına ait bileşenler gösterilmiştir.

1. MC tarafından üretilen parçacıkların x-ışını hedefinden ışın modifiye edicilerinin seviyesine kadar olan yolunu temsil eden Sanal Kaynak Modeli (VSM)
2. MLC'leri ve çeneleri karakterize eden bir Geçirgenlik Olasılık Filtresi (TPF) (Sikora vd. 2007; IMPAC 2012).
3. Hastanın üç boyutlu tomografi görüntüsünden üzerinden soğurulan dozu hesaplayan bir X-ray Voxel MC (XVMC) doz motoru (IMPAC 2013).



Şekil 2.9. Monte Carlo doz hesaplamasının bileşenleri

2.10.1. Sanal Kaynak Modeli (VSM)

Sanal kaynak modeli, LINAC kafasında üç sanal radyasyon kaynağını temsil eder; bu kaynaklar, primer (birincil) fotonlar, ikincil fotonlar ve elektron kontaminasyonu olarak üç Gaussian fonksiyonu ile ifade edilir. Bunlar;

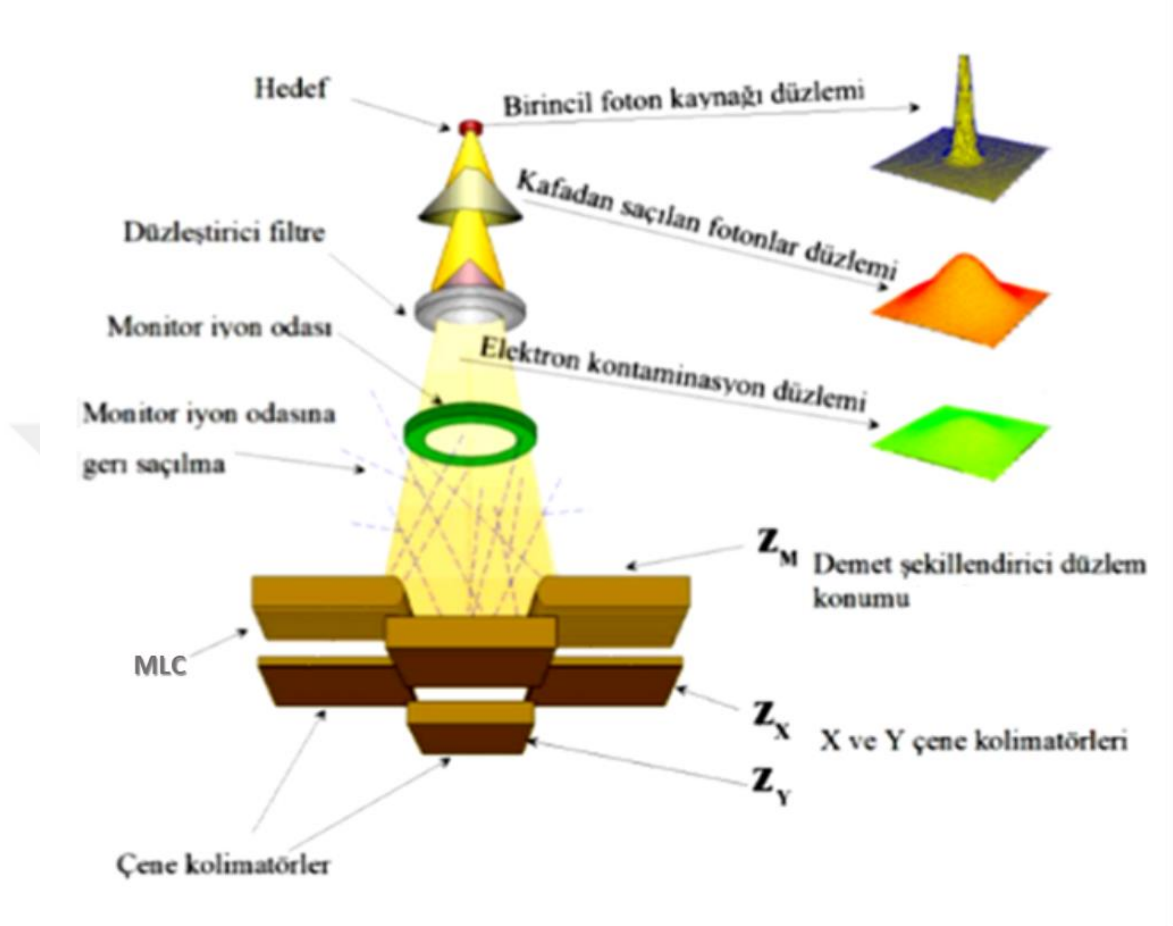
Temel fotonlar, x-ışını hedefinden çıkan bremsstrahlung ile ortaya çıkar ve LINAC kafasındaki diğer bileşenlerle etkileşime girmeyen parçacıklar olarak kabul edilir.

İkincil fotonlar, LINAC kafasındaki bileşenlerle etkileşime giren, yön değiştiren ve enerji kaybeden parçacıklardır; bu parçacıklar esasen birincil kolimatörlerden ve düzleştirici filtreden kaynaklanır ve hedeften başka bir yerde üretilen ikincil bremsstrahlung ve çift oluşum fotonlarını içerir.

Elektron kontaminasyonu, LINAC kafasındaki foton etkileşimlerinden kaynaklanan Compton elektronlarıdır ve bunlar düzleştirici filtrenin tabanında simüle edilir.

Baskın ışın bileşeni, birincil foton bileşeni olup foton demetinin yaklaşık %70'ini oluşturur. İkincil fotonlar ise foton demetinin yaklaşık %30'unu meydana getirirken,

elektron kontaminasyonu foton demetinin %1'inden daha az bir kısmı üzerinde etkili olmaktadır. Ancak, geniş alan tedavilerinde elektron kontaminasyonu cilt giriş dozuna %30 oranında bir katkı sağlamaktadır (Sikora 2011).



Şekil 2.10. Tedavi kafasının bileşenleri, sanal kaynak ve demet şekillendiricilerin konumları (çizim ölçekli değildir)

Bu parçacıkların kaydedildiği yer, tüm parçacıkların geçtiği detayları yakalayan “skorlama düzlemi”dir. Bir faz uzayı bilgisayar dosyası, enerji, parçacık türü, oluştuğu konum, yön ve istatistiksel ağırlık gibi sahip parçacıkların toplam özelliklerini içerir. VSM'nin avantajlarından biri de, her radyoterapi tedavisi için LINAC kafasının detaylı bir MC simülasyonunu hesaplamak yerine, faz uzayı dosyalarının her LINAC enerjisinde bir kez incelenerek analitik fonksiyonların türetilmesine olanak sağlamasıdır (IMPAC 2013). Başka bir deyişle, sanal kaynakların özellikleri, faz uzayı bilgisi analitik fonksiyonlar aracılığıyla parametrik olarak tanımlanır. Bu önceden tanımlı analitik fonksiyonlar, örneğin, Elekta Agility™ tedavi kafası için skorlama düzlemleri, x yönünde MLC'lerin hemen üstünde 31,77 cm'de ve y yönünde çene kolimatörün hemen üstünde 43.2 cm'dedir ve üç sanal kaynağı tanımlar (Elakta 2017). Şekil 2.10'da tedavi kafasının bileşenleri, sanal kaynak ve demet şekillendiricilerin konumları gösterilmiştir.

Parçacıklar bu skortlama düzleminde oluşturulduğunda (bu düzlem tüm olası ışın ayarları için sabit kalır), bunların MLC'lerden ve çenelerden geçme olasılığı, bir sonraki bölümde ele alınan bir geçirgenlik olasılık filtresi olarak (Transmission Probability Filter-TPF) adlandırılan analitik bir yöntem kullanılarak belirlenir.

Analitik fonksiyonlar, tam Monte Carlo veri analizine dayalı referans parametreler ile cihaz ölçümlerine bağı açık parametrelerden oluşmaktadır. VSM içerisinde yer alan açık parametreler ya da analitik fonksiyonlara ait uyum parametreleri, her bir lineer hızlandırıcı için su fantomu içinde gerçekleştirilen dozimetri ölçümleri esas alınarak optimize edilir. Bu süreç, hesaplanan ve ölçülen doz dağılımları arasındaki farkı en aza indirmeyi amaçlayan iteratif bir yaklaşımla yürütülür. Dolayısıyla, ölçüm verilerinin doğruluğu modelleme süreci açısından kritik öneme sahiptir; aksi takdirde elde edilen model parametreleri hatalı biçimde türetilmiş olur. Doğru ölçüm verileri; doz çıkışı ve penumbra genişliği gibi temel doz dağılım özelliklerini gerçeğe uygun şekilde yansıtabilen, uygun dedektörlerle elde edilmiş veriler olarak tanımlanır. Örneğin, foton kaynağının çapının doğru şekilde tahmin edilebilmesi için $4 \times 4 \text{ cm}^2$ gibi küçük alan ölçümlerine başvurulması gereklidir. Bu tür hassas alan ölçümleri, modelin doğruluğunu artırmak açısından özellikle önemlidir (Sikora vd. 2007).

AAPM, MC tabanlı doz hesaplama sistemleri sağlayıcılarının, ışın modellemesi ile ilgili gerekli rehberlik ve desteği sağlamaktan sorumlu olması gerektiğini önermektedir (Chetty vd. 2007). Burada tartışılan VSM'nin referans ve açık parametrelerinin optimizasyonu, modelin LINAC ölçümleriyle belirtilen sınırlar içinde uyumlu hale gelene kadar üretici firma tarafından gerçekleştirilir. Sonrasında, model, kapsamlı bir doğrulama raporu ile birlikte klinik kullanıcılarına teslim edilir. Bu yaklaşımın bir avantajı, VSM modellemesi başlamadan önce, kullanıcı tarafından sunulan ölçümlerin beklenen ölçümlerle (aynı LINAC cihazı ölçümlerinin bulunduğu bir kütüphaneden) karşılaştırılabilmesi ve büyük ölçüm hatalarının tanımlanabilmesidir.

2.10.2. Geçirgenlik Olasılık Filtresi (TPF)

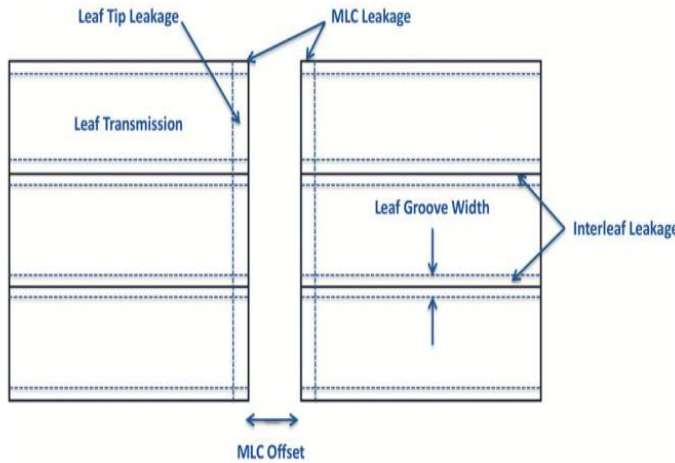
Geçirgenlik olasılık filtresi sanal kaynak modelinden üretilen parçacıkların, tümör şekline bağı olarak ışın modifikasyonu sağlayan çok yapraklı kolimatörler ve çeneler tarafından zayıflatılma olasılıklarını hesaplayan bir yapıdır. Bu ışın modifiye edicilerin her biri için belirlenen geçirgenlik değerleri, ilgili yapının parçacıkları ne ölçüde absorbe ettiğini tanımlamak amacıyla kullanılır.

TPF'nin işlevi, özellikle modellemesi yapılan cihazın ölçüm verileriyle doğrulama sürecinde kritik öneme sahiptir. Zira ışın modifiye edicilerin (özellikle çenelerin) yeterince doğru modellenmemesi, ışın alanı dışında, çene altında ölçülen dozlarda sapmalara neden olabilir. Bu bağlamda, doğrulukla tanımlanmış geçirgenlik parametreleri, modelin ölçümle tutarlılığını sağlamada belirleyici bir rol oynar.

Toplam soğurma hesaplamalarında, yazılım tüm parçacıkları geçirgenlik değerlerinden bağımsız şekilde işlemekte; ancak parçacıkların ışın modifiye edicilerden geçişi sırasında yoğunluk ve ağırlık değerleri değiştirilmektedir. Bu yöntem, her parçacığın farklı katkı ile değerlendirilmesini mümkün kılar. Böylece, ışın modifiye edicilerin altındaki bölgelerde daha fazla parçacığın izlenmesi sağlanır; bu da özellikle düşük doz bölgelerinin doğru hesaplanmasına katkıda bulunur.

TPF, kullanıcıya, modelleme sonrasında elde edilen LINAC ölçümlerine dayanarak VSM parçacıklarının geçiş olasılıklarını daha esnek biçimde değiştirme imkânı sunar. Bu esneklik, özellikle klinikte kullanılan spesifik LINAC ayarlarına göre çok yapraklı kolimatörlerin daha hassas bir şekilde karakterize edilmesini mümkün kılar. Dahası, bu yöntem sayesinde, tek bir referans model temel alınarak birden fazla LINAC sistemi arasında benzerliklerin ve olası farklılıkların karşılaştırılması ve analiz edilmesi mümkün hale gelir. Bu yaklaşımda tüm sistemler aynı VSM yapısını paylaşıırken, TPF içerisinde yer alan olasılıksal parametreler farklılık gösterebilir. Böyle bir senaryoda, tüm modelleme sürecini yeniden başlatmaya gerek kalmaksızın, mevcut referans model üzerinden yeni bir yapılandırma elde edilebilir.

Monaco Tedavi Planlama Sistemi kapsamında kullanılan TPF'ler, hem geometriye hem de parçacık iletim olasılıklarına dayalı parametrelerle tanımlanır. Birincil kolimatör için, foton ve elektronların %99 oranında zayıfladığı açı değeri, üretici tarafından modelleme süreci sırasında belirlenen bir parametreyle sabitlenmiştir (IMPAC 2017). Bu parametre, Monaco TPS kullanıcıları tarafından değiştirilemez. Öte yandan, ikincil kolimatörlere ilişkin parametreler, alan şekillendirici sistem içerisinde yer alan farklı bölgelerdeki parçacık iletim olasılıklarını tanımlamak amacıyla kullanıcı tarafından düzenlenebilir (IMPAC 2013.). Bu ayarlamalar; MLC lif gövdesi, bitişik lifler arasındaki geçirgenlik ve lif uçlarındaki iletim gibi farklı bölgelerdeki varyasyonları doğru biçimde yansıtmak açısından büyük önem taşır.



Şekil 2.11. MLC bölgelerinin tanımları ve geçirgenlik olasılık filtresi diyagramı

Şekil 2.11, Monaco TPS'deki MLC TPF'nin geometrisinin 2D temsili, bir dizi TPF parametresini içermektedir. Lif geçirgenliği (leaf transmission), bir MLC aracılığıyla fraksiyonel iletimi tanımlar. Lif oluk genişliği (leaf groove width), MLC'nin dışındaki lif oluşu bölgesinin kapsamını tanımlar. Lifler arası sızıntı ve lif iletimi, bitişik lifler arasındaki geçirgenliğin artışı tanımlar. Lif ucu sızıntısı ve lif geçirgenliği (leaf tip leakage ve leaf transmission), MLC uçlarının eğriliği nedeniyle iletimdeki artışı tanımlar. MLC sızıntısı, lif arası sızıntı ve lif iletimi (MLC leakage, interleaf leakage ve leaf transmission), MLC uçlarının köşesindeki iletimdeki artışı tanımlar. MLC offseti, belirlenen lif pozisyonu ile doz hesaplaması için kullanılan gerçek değer arasındaki farkı

tanımlar. TJaw iletimi ve TJaw Uç Sızıntısı TPF parametreleri, lif hareketinin yönüne dik hareket eden çeneler aracılığıyla iletimi belirlemek için kullanılır. Şekil 2.12’de üretim tesisindeki Agility™ demet şekillendirici örnek lif fotoğrafları verilmiştir.



(a)

(b)

Şekil 2.12. Üretim tesisindeki Agility™ demet şekillendirici örnek yaprak fotoğrafları (a) tongue, (b) groove

2.11. Referans Gamma analizi ve Değerlendirme Yöntemi

Gamma analizi, doz dağılımlarının uyumunu değerlendirmek için kullanılan nicel bir indekstir. Genellikle tedavi planlama sisteminden elde edilen hesaplanmış doz ile kalite kontrol ölçümleriyle elde edilen gerçek doz dağılımı arasındaki farkı değerlendirmek amacıyla kullanılır. Bu analiz, iki temel parametreyi- doz farkı (DD) ve uyum mesafesi (DTA)- birleştirerek gamma (γ) indeksi adı verilen tek bir ölçüt oluşturur. Değerlendirilen doz dağılımındaki her nokta, referans doz dağılımındaki noktalarla karşılaştırılır ve belirlenen tolerans aralıkları içinde (örneğin %3 doz farkı ve 3 mm mesafe) olup olmadığı kontrol edilir. Bir noktanın gamma indeksi ≤ 1 ise, bu nokta kriterleri sağlamış kabul edilir. Analizin genel sonucu ise, tüm noktaların yüzde kaç bu koşulları karşıladığını gösteren gamma geçiş oranı ile ifade edilir. Bu yöntem, radyoterapi planlarının doğruluğunu ve doz dağılımının kalitesini objektif ve kapsamlı bir şekilde değerlendirmek için klinik uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaktadır.

Kabul aralığı, özellikle birçok karşılaştırma noktası mevcut olduğunda, profil verilerini daha ayrıntılı değerlendirmek için faydalı bir araç olarak tanımlanmıştır. Seçilen toleransın dışında kalan tek bir nokta, mutlaka olumsuz bir genel sonuca yol açmaz. Bu, farklı bölgeler (örneğin, yarı gölge bölgesi veya bir profilin merkezi eksen bölgesi) arasındaki yüzdesel fark değerlerine dayanır ve belirli bir kabul yüzdesi içinde görülen farkların gerçek olup olmadığını gösterir (Venselaar vd. 2001; Van Dyk vd. 2004). Çizelge 2.1’de doz dağılımının karmaşıklığına bağlı γ indeksi değeri verilmiştir.

Çizelge 2.1. Doz dağılımının karmaşıklığına bağlı γ indeksi değeri

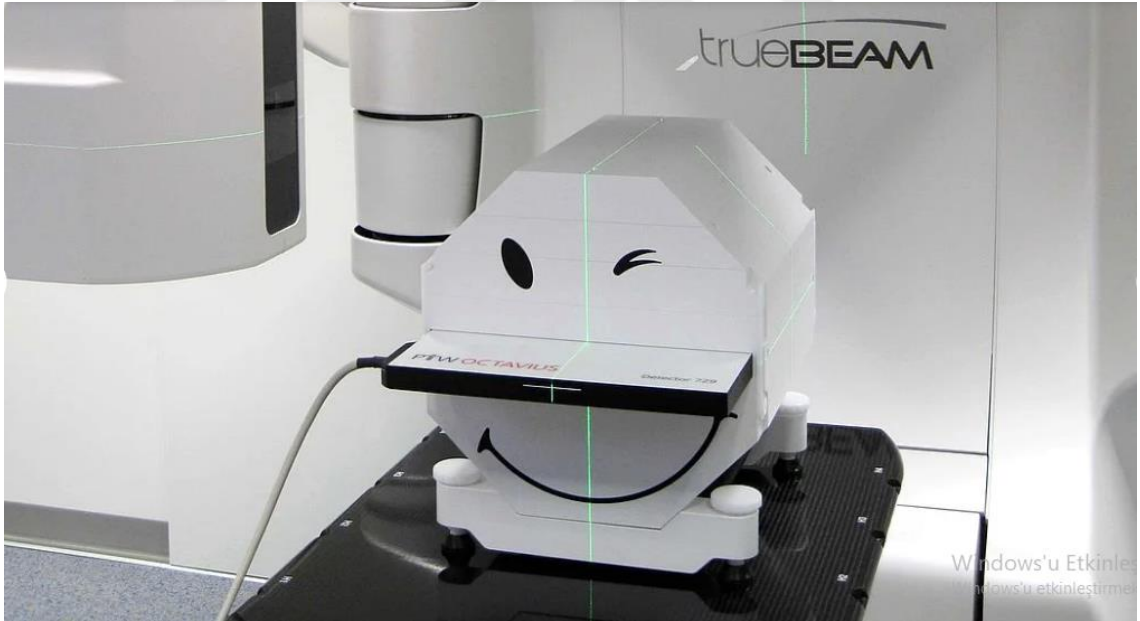
Açıklama	Küçük doz gradyanı (%)	Büyük doz gradyanı (mm)
Temel ışın veri setinin yeniden üretilmesi	1	1
Açık ve kama ışınları	2	2
Düzensiz, MLC ve asimetrik alanlar:		
Merkezi ışın eksen	2	2
Eksen dışı (herhangi bir yönde doz profilleri)	3	3
IMRT akışları	3	3

3. MATERYAL VE METOT

Bu tez kapsamında, Elekta marka lineer hızlandırıcılar tarafından üretilen 6 MV FF ve 6 MV FFF foton enerjileri sağlayan tedavi cihazları kullanılmıştır. Söz konusu enerjiler için, Monaco tedavi planlama sisteminin radyoterapide klinik kullanıma geçişten önce uygunluk testleri, PTW Octavius ve IBA Dolphin dedektör sistemleri kullanılarak iki ve üç boyutlu ölçüm analiz kriterlerine göre gerçekleştirilmiştir.

3.1. Octavius 1500 Dedektör Sistemi: Özellikleri ve Uygulama Alanları

Bu çalışmada, karşılaştırma ve kabul testleri kapsamında iki ve üç boyutlu doz ölçümleri gerçekleştirilmiş; bu amaçla Octavius 1500 dedektör sistemi ile VeriSoft analiz yazılımı kullanılmıştır. Octavius 1500, 27×27 cm² boyutlarında ve 7,1 mm aralıklarla yerleştirilmiş 1405 iyon odasından oluşan bir dedektör dizisidir (Lu L. 2013). Bu yapı, çoğu tedavi planı için yeterli ölçüm alanı sağlamaktadır. Daha geniş alanlara ihtiyaç duyulduğunda, VeriSoft yazılımının "Compose" özelliği ile iki ayrı ölçüm birleştirilerek yaklaşık 48 cm uzunluğunda ölçüm yapılabilir. Sistem; hasta plan doğrulamaları ile cihaz tabanlı kalite kontrol testlerinde kullanılmakta olup IMRT, VMAT ve SRS/SBRT gibi ileri düzey tedavi teknikleriyle uyumludur. Ayrıca, düzleştirici filtresiz (FFF) ışınlar dâhil olmak üzere farklı enerji seviyelerinde ölçüm yapabilme kapasitesine sahiptir. Şekil 3.1’de Octavius 1500 dedektör sistemi gösterilmektedir.



Şekil 3.1. Octavius 1500 dedektör sistemi

Ölçüm Süreci ve Analiz Yöntemi:

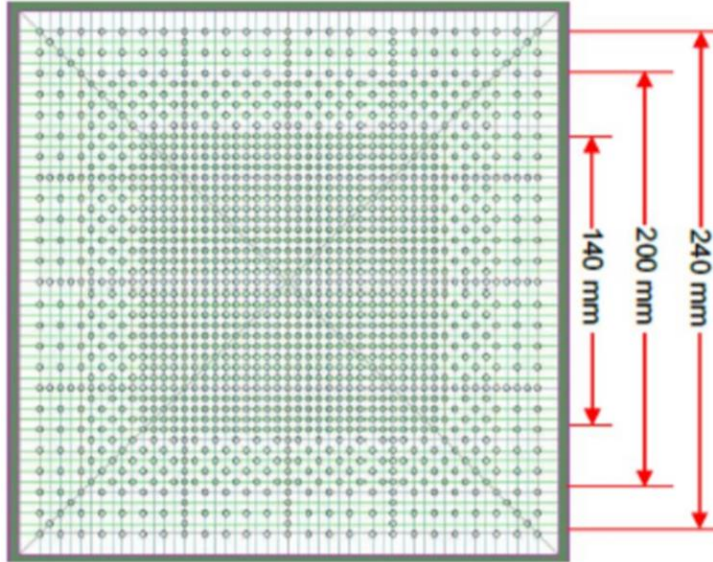
Ölçümlere başlamadan önce, Octavius fantomu ve dedektör düzeneği, tedavi cihazının izomerkezi ile uyumlu olacak şekilde lineer hızlandırıcı cihazının masasına yerleştirilmiştir. Ölçüm sırasında elde edilen verilerin bilgisayar sistemlerine aktarımı

kablolu bağlantı ile sağlanmıştır. Bu çalışma kapsamında Octavius dedektör sistemi kullanılarak 2D ve 3D ışın test paketleri için ölçümler gerçekleştirilmiştir.

TPS'den elde edilen doz dağılımları ile ölçüm verilerinin karşılaştırılmasında Gamma analiz yöntemi kullanılmıştır. %2 doz farkı ve 2 mm mesafe kriteriyle yapılan karşılaştırmalarda, %95 üzerinde gamma geçiş oranı elde edilmiştir.

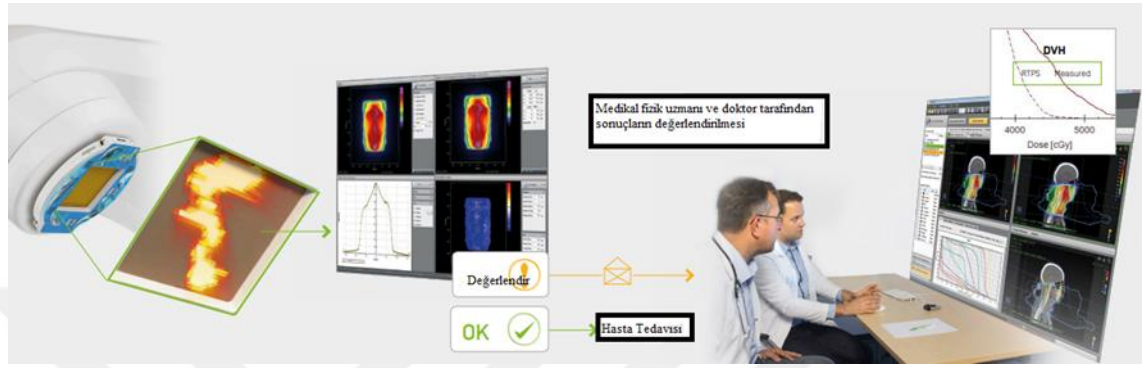
3.2. Dolphin-Compass Dedektör Sistemi: Özellikleri ve Uygulama Alanları

Dolphin-Compass dedektör sistemi, hastaya özgü kalite güvencesi (QA) ve dozimetri süreçlerinde kullanılan, ticari olarak temin edilebilen iki boyutlu dizi dedektörü ve doz-hacim histogramı (DVH) tabanlı değerlendirme yazılımından oluşmaktadır. Dolphin dedektörü, lineer hızlandırıcının tedavi başlığına monte edilerek tedavi sürecinde çevrimiçi doz ölçümü yapma kapasitesine sahiptir. Bu dedektör, 1513 paralel plaka yapıdaki iyon odasından oluşmakta olup, 24 cm × 24 cm boyutlarında bir aktif ölçüm alanına sahiptir. Dedektörde yer alan her bir iyon odası, 3,2 mm çapında, 2 mm yüksekliğinde olup, yaklaşık 0,016 cm³ hacminindedir. İç bölge (15 × 15 cm²) içerisinde odalar, merkezden merkeze 5 mm aralıklarla yerleştirilmiştir. Bu düzenleme, özellikle yüksek doz gradyanlarının bulunduğu alanlarda daha hassas ölçümler yapılmasına olanak tanır. Şekil 3.2'de Dolphin dedektör dizaynı gösterilmektedir. Dış Bölge: İç bölgenin dışında kalan alanda odalar, merkezden merkeze 10 mm aralıklarla daha seyrek yerleştirilmiştir. Bu, geniş alanların kapsanmasını sağlar ve sistemin genel ölçüm kapasitesini artırır, farklı yerleşim stratejisi, sistemin hem detaylı doz dağılımı analizleri yapmasına hem de geniş alanlarda etkin ölçümler gerçekleştirmesine olanak tanır (Anonim 1). Ancak, dış bölgedeki daha seyrek dedektör yerleşimi, özellikle karmaşık doz dağılımlarının olduğu alanlarda çözünürlüğün azalmasına neden olabilir



Şekil 3.2. Dolphin dedektör dizaynı

Compass yazılım sistemi, daraltılmış koni evrişimi/süperpozisyon algoritmasına dayalı olarak doz hesaplamaları yapabilen ve LINAC başlığının modellenmesini gerektiren bir yazılım çözümüdür (Vikraman vd. 2014). Bu sistem, hem model tabanlı doz hesaplamaları hem de ölçüm tabanlı doz rekonstrüksiyonları yapabilmektedir. Ölçüm tabanlı rekonstrüksiyonlar için Dolphin dedektörü veya MatriXX-2D dizi dedektörü gibi cihazlar kullanılmaktadır.



Şekil 3.3. Dolphin-Compass dedektör sistemi ile çalışma diagramı

Dolphin-Compass dedektör sistemi, radyoterapi uygulamalarında çok yönlü işlevselliğiyle tedavi doğruluğunu artırmaya yönelik olarak kullanılmıştır. Bu sistem, tedavi öncesi kalite güvencesi kapsamında, tedavi planlama sisteminde oluşturulan planın cihazla uyumunu doğrulamak amacıyla gerçek doz ile planlanan dozun karşılaştırılmasına olanak tanır. Ayrıca, her tedavi fraksiyonu sırasında çevrimiçi hasta tedavi izlemesi yapılmasını sağlayarak tedavi doğruluğunun sürekli kontrol altında tutulmasını mümkün kılar. Gerçek zamanlı geri bildirim özelliği sayesinde tedavi sürecinin tüm aşamalarında anlık değerlendirmeler yapılabilmektedir. Bunun yanı sıra, cihaz kalite kontrolünde kullanılarak lineer hızlandırıcının doğru çalışıp çalışmadığı ve gerekli hassasiyeti sağlayıp sağlamadığını değerlendirir. Sistem, VMAT gibi rotasyonel tedavilere uyumlu olup, açısal bağımsızlık özelliği sayesinde dedektör, ışın demetine dik konumlandırıldığında açısal değişimlerden etkilenmeden ölçüm gerçekleştirebilir. Ayrıca, 4D segment bazlı tepki algılama yeteneği ile ışın dozunun zamana bağlı değişimlerini yüksek hassasiyetle analiz edebilme kapasitesine sahiptir (Anonim 1).

Ölçüm Süreci ve Analiz Yöntemi:

Ölçümlere başlamadan önce, Dolphin dedektörü tedavi cihazının izomerkezi ile uyumlu olacak şekilde LINAC başlığına monte edilmiştir. Ölçüm sırasında elde edilen veriler, kablosuz bağlantı aracılığıyla bilgisayar sistemlerine aktarılmıştır. Harici fantom kullanımına gerek kalmadan, sanal Dolphin fantomu üzerinden hesaplamalar gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmada, iki boyutlu ve üç boyutlu ışın test paketlerine yönelik doz ölçümleri Dolphin dedektörü kullanılarak yapılmıştır. Tedavi planlama sisteminden elde edilen test planlarına ait doz dağılımları ile ölçülen verilerin karşılaştırılmasında Gamma analiz

yöntemi kullanılmıştır. %2 doz farkı ve 2 mm mesafe kriteriyle yapılan karşılaştırmalarda, %95 üzerinde gamma geçiş oranı elde edilmiştir.

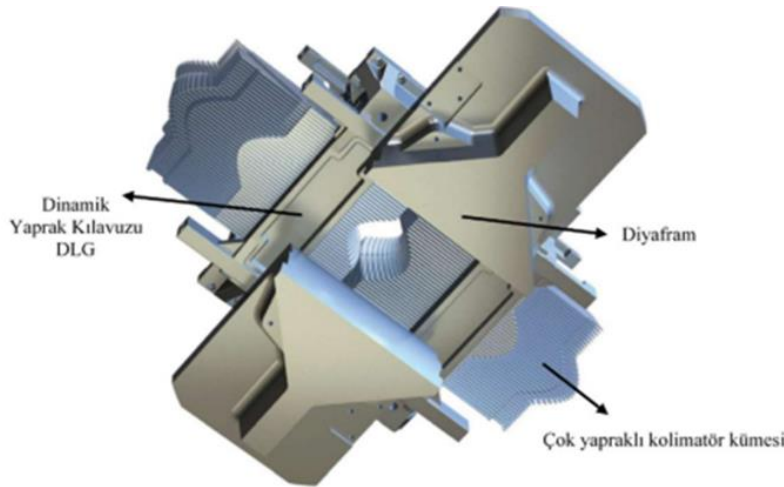
3.3. Lineer Hızlandırıcı

Bu çalışmada, aynı MLC ve kafa yapısına sahip, yeniden düzenlenmiş (up-grade edilmiş) Elekta marka Synergy (LINAC-1) ve Versa HD™ (LINAC-2) modelleri kullanılmıştır. Her iki cihazda da Agility™ kafa sistemine bulunmakta olup, tasarım açısından aynı özellikleri taşımaktadır. Radyoterapide, TPS kullanım öncesi uygunluk sinama basamaklarında, enerjiden sonra en önemli kısım cihazın kafa sistemidir.

3.3.1. Agility™ çok yapraklı kolimatör sisteminin teknik özellikleri ve işlevleri

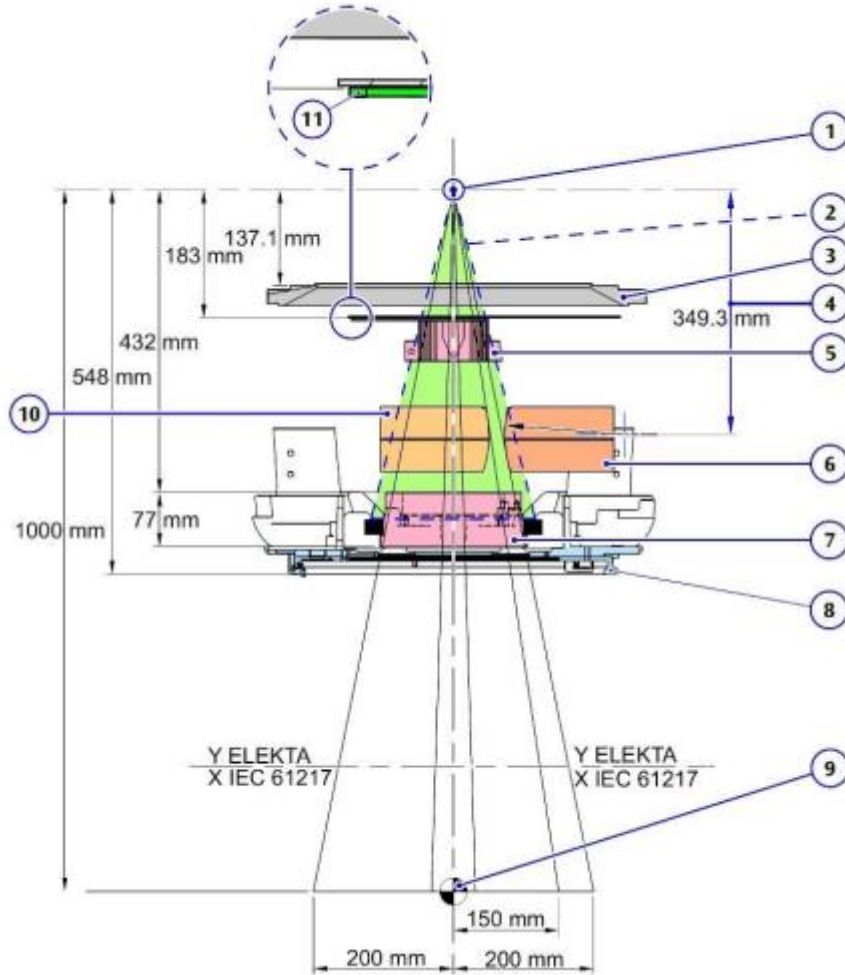
Bu tezde tedavi cihazı olarak kullanılan iki adet lineer hızlandırıcı cihazı, Elekta Agility™ (Elekta AB, Stockholm, İsveç) kolimatör sistemi ile donatılmıştır. Agility™ sistemi, demet sınırlayıcı ve şekillendirici işlevlere sahip, teknik olarak gelişmiş MLC tasarımı sunmaktadır, her biri 80 liften oluşan iki lif kümesine sahiptir ve toplamda 160 tungsten alaşımlı liften oluşmaktadır. Her yaprağın fiziksel yüksekliği 92,5 mm olup, eşmerkezdeki genişliği 5 mm olarak tasarlanmıştır. Lif kümeleri, radyasyon demetine dik konumlandırılmış ve demet yönünde lineer hareket sağlayacak şekilde yapılandırılmıştır (Elekta 2013).

Agility™ teknik dökümanlarına göre, tungsten lifler, tongue-groove yapıya sahip olmakla birlikte birbirine geçmemekte ve lifler arasında 90 µm sabit bir açıklık bulunmaktadır. Liflerin yan yüzeyleri tamamen düz bir yapıdadır ve radyasyon geçirgenliğini minimize etmek amacıyla boşluklar, X-ışını kaynağına göre odak dışı olacak şekilde eğimli olarak tasarlanmıştır. Her bir lif kümesi, dinamik lif kılavuzu (Dynamic Leaf Guide - DLG) üzerinde konumlanmakta ve bu yapı sayesinde 15 cm'ye kadar lineer hareket gerçekleştirebilmektedir. DLG sistemi, liflerin park pozisyonlarından başlayarak 20 cm mesafeye kadar öteye hareket etmesine olanak tanır. Bu hareket aralığı, merkezi eksen referans alındığında toplamda 35 cm'ye kadar ulaşabilmektedir (Elekta 2013).



Şekil 3.4. Agility™ 160 yapraklı demet şekillendirici görüntüsü (Khan vd. 2014)

Bu sistem, lif kümelerinin yanı sıra küme eksenine 90° açı ile hareket eden iki alan tanımlayıcı diyaframı içermektedir. Tungsten alaşımından üretilmiş bu diyaframların her biri 77 mm yüksekliğinde olup, merkezi eksenenden 12 cm uzağa kadar hareket edebilme kapasitesine sahiptir (Elekta 2013). Şekil 3.4’de Agility™ 160 yapraklı demet şekillendirici görüntüsü verilmektedir.

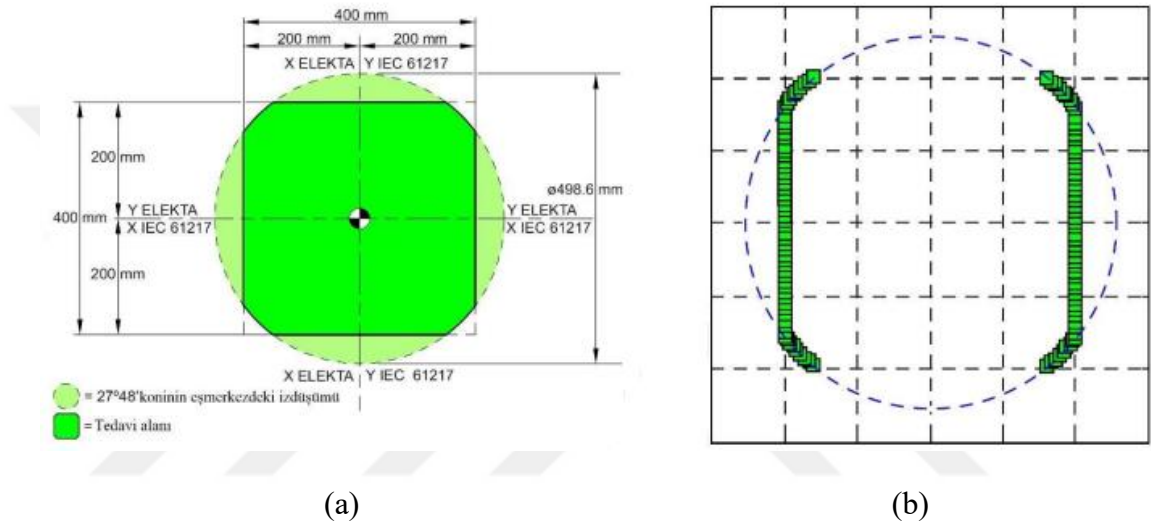


Şekil 3.5. Elekta Versa HD™ lineer hızlandırıcı tedavi kafası-Agility™ MLC hareket eksenine paralel kesit şeması (Elekta 2013)

- 1) Hedef
- 2) $27^\circ 48'$ konik birincil kolimatör
- 3) Ara yüz halkası
- 4) Lif yarıçap merkezine uzaklık
- 5) Kama Filtre
- 6) Lif
- 7) Diyafram
- 8) Aksesuar halkası
- 9) Eşmerkez

- 10) Lif (uzatılmış)
- 11) Anti-geri saçılma plakası

Şekil 3.5'te Elekta Versa HD™ lineer hızlandırıcı tedavi kafası-Agility™ MLC hareket eksenine paralel kesit şeması (Elekta 2013) gösterilmektedir. Maksimum tedavi alanı açıklığı, eşmerkezli olarak 40 cm × 40 cm ile sınırlandırılmıştır. Sistem, 27°48' açısında konik birincil kolimatör ile donatılmış olup, bu yapı sayesinde eşmerkezdeki radyasyon alanı, 49,86 cm çapında bir daire oluşturacak şekilde genişletilmiştir (Şekil 3.6). Bu tasarım, maksimum tedavi alanının şekillendirilmesi sırasında bazı liflerin tamamen geri çekilememesi gerekliliğini doğurmaktadır (Elekta 2013).



Şekil 3.6. (a) Birincil kolimatör, tedavi alanını dairesel bir sınırla belirler. (b) Maksimum alan açıklığında, daire sınırına uygun olarak bazı lifler tamamen geriye çekilemez (Elekta 2013)

3.4. Monaco® Tedavi Planlama Sistemi

Radyoterapide tedavi planlama sistemi kullanım öncesinde uygunluk sınaama basamakları, istenilen doz modülasyon eylemlerinin doğru ve etkin bir şekilde gerçekleştirilmesi için kritik bir aşamadır. Bu süreçte, MLC hareketlerinin yanı sıra gantri rotasyon hızının optimize edilmesi, klinik gereksinimleri karşılayacak şekilde kapsamlı kabul testleriyle sağlanır. IMRT ve VMAT teknikleri gibi modern tedavi yöntemlerinin artan karmaşıklığı, bu sınaama basamaklarının 2D ve 3D perspektiflerle detaylandırılarak geliştirilmesini zorunlu kılmaktadır.

Bu çalışmada, sınaama testlerinin oluşturulması ve doz hesaplama süreçleri, Elekta firmasına ait Monaco® Tedavi Planlama Sistemi (TPS) kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Monaco® TPS, iki farklı demet modeli ve doz hesaplama algoritması ile çalışmaktadır. Plan optimizasyonunun ilk aşamasında işlem hızını artırmak amacıyla Kalem Demet (Pencil Beam-PB) algoritması kullanılmakta, ikinci aşamada ise daha yüksek doğrulukla

son soğurulan doz hesaplaması için Monte Carlo algoritması devreye girmektedir (Elekta 2017).

Monaco® MC doz hesaplama algoritması, lineer hızlandırıcı kafasının detaylı simülasyonunu gerçekleştirmek yerine, hesaplama hızını artırmak ve üreticiye ait özel tasarım bilgilerine ihtiyaç duymamak amacıyla sanal kaynak modelini kullanmaktadır. VSM, lineer hızlandırıcıyı hizmete alınırken ölçülen foton demet verileriyle oluşturulmaktadır. PB modeli ise, lineer hızlandırıcıya özel VSM tamamlandıktan sonra, MC modeline dayalı olarak hesaplanan parametreler üzerinden yapılandırılmaktadır.

MC foton demet model parametreleri iki ana kategoriye ayrılmaktadır. MLC ve çeneler (jaw) için geometrik ve dinamik parametreler söz konusu iken gantri için dinamik parametreler mevcuttur. Başka bir deyişle TPF parametrelerinin varsayılan değerlerine ayarlandığı bir başlangıç verisi tanımlanmıştır. Her parametrenin işlevi incelenmiş ve Agility™ MLC ile yapılan ölçümleri en iyi şekilde yansıtan bir değer seçilmiştir. Birçok TPF parametresi birbiriyle ilişkili olduğundan, optimizasyon süreci boyunca ölçümler ile TPS hesaplamaları arasındaki uyumu artırmak amacıyla bu parametreler iteratif olarak ayarlanmaktadır. Agility™ kafa için üretici firmanın ölçülebilir ve değiştirilebilir parametreleri Çizelge 3,1’de verilmektedir.

Çizelge 3.1. Monaco® TPS Monte Carlo tabanlı 6 MV Foton Demet Modelinin Agility™ demet şekillendirici için varsayılan geometrik parametreleri (Agility™ demet şekillendiricide MLC kümelerine paralel ikinci kolimatör (Pjaw) olmamasına rağmen, MC modelleme sırasında TPF yer aldığı için, “Pjaw” parametreleri işaretlenmiştir)

Kaynak/Durum	Model Geometrik Parametreleri	Varsayılan Değerler
Tasarım	Static Leaf Gap (mm)	0,100
Ölçülebilir	Leaf Transmission	0,005
Model (Değiştirilebilir)	Leaf Groove Width (mm)	0,400
Ölçülebilir	Tjaw Transmission	0,005
Model (Sabit)	Pjaw Transmission*	1,000
Model (Değiştirilebilir)	Interleaf Leakage	3,000
Model (Değiştirilebilir)	Leaf Tip Leakage	1,100
Model (Değiştirilebilir)	Tjaw Tip Leakage	1,030
Model (Değiştirilebilir)	Pjaw Tip Leakage	1,000
Tasarım	Tjaw Plane Position (mm)	432,000
Model (Sabit)	Pjaw Plane Position (mm)*	317,700
Model (Sabit)	Tjaw Backscatter	0,000
Model (Sabit)	Pjaw Backscatter*	0,000
Model (Değiştirilebilir)	Leaf Offset	0,000

Çizelge 3.2. Monaco® TPS Monte Carlo tabanlı 6 MV Foton Demet Modelinin Elekta Versa HD™ ve Agility™ demet şekillendirici için varsayılan dinamik parametreler

Kaynak/Durum	Model Dinamik Parametreleri	Varsayılan Değerler
Tasarım	Max. Leaf travel per second (mm)	32,0
Tasarım	Max. Tjaw travel per second (mm)	32,0
Tasarım	Max. Pjaw travel per second (mm)	30,0
Tasarım	Max. Gantry travel per second (degree)	6,0
Tasarım	Max. Collimator travel per second (degree)	0,0
Klinik Belirlemeli	Min. Dose Rate (MU/min)	59,0
Klinik Belirlemeli	Max. Dose Rate (MU/min)	720,0
VMAT	Continuous Dose Rate	Yes
Tasarım	Beam Startup Time (second)	1,0
Klinik Belirlemeli	Min. Mu per Static CP	1,0
Klinik Belirlemeli	Min. Mu per Dynamic CP	1,0
Klinik Belirlemeli	Min. Gantry Deg. Per CP	1,5
Tasarım	Open Guard Leaves	Yes
Model Verisi Bulunamadı	Max. Leaf travel per gantri rotation	Blank

Çizelge 3.1 ve 3.2'de sunulan geometrik ve dinamik parametreler, Monte Carlo tabanlı foton demet modellemesinde kullanılan Agility™ sistemine özgü kritik bileşenlerdir. Bu parametrelerin doğru bir şekilde tanımlanması ve optimize edilmesi, tedavi planlama sisteminin doz hesaplamalarındaki doğruluğunu ve güvenilirliğini doğrudan etkiler. Bu kapsamda, deneysel doğrulama yöntemleriyle desteklenen çalışmalar, bazı parametrelerin klinik gereksinimlere uygun şekilde iyileştirilmesi ve doğruluğun artırılması için önem arz etmektedir. Modelin optimize edilmesi, ölçümlerle hesaplama sonuçları arasındaki uyumu güçlendirmek için vazgeçilmez bir adımdır.

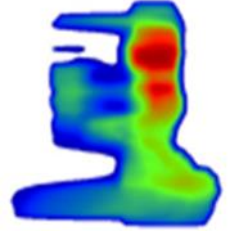
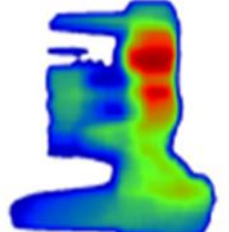
3.5. İki Boyutlu Sınama Basamakları ile TPF Optimizasyonu

Üretici firma Monaco TPS'i değerlendirmek için önceden tanımlanmış MLC şekilleri ve konfigürasyonları içeren bir test paketi sağlar. Foton demet modellerinde varsayılan değerlerinin kullanıldığı, TPS'de yüklü bulunan MLC performans ve sınama test planlarını içeren Çizelge 3.3'e göre 30 cm x 30 cm x 30 cm boyutlarında sanal bir fantom üzerinde gerçekleştirilmiştir. Hesaplamalarda 1 mm grid (ızgara) boyutu ve kontrol noktası başına % 0,5 istatistiksel belirsizlik seçilmiştir. Gantry ve kolimatör açısı sıfır derece SSD 95 cm ve derinlik 5 cm belirlenip, doz haritası bu derinliğindeki koronal kesitten alınmıştır. İki boyutlu test paketi gantri rotasyon ve modülasyon düzenlemesini içermez.

Çizelge 3.3. MLC model değerlendirmesi için üretici tarafından sağlanan test paketi

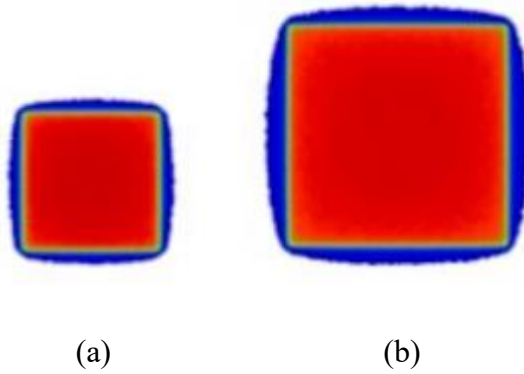
No	Işın Adı	Tanım ve Amacı	Görsel
1	10 × 10	10 cm × 10 cm açık alan. Bu test planının amacı, ölçüm cihazının kalibrasyonunu değerlendirmektir.	
2	20 X 20	20 cm × 20 cm açık alan. Bu test planının amacı, kalite kontrol cihazının geniş bir alana verdiği yanıtı değerlendirmek ve ışın simetrisini incelemektir.	
3	3ABUT	Step-and-shoot tekniğiyle oluşturulan üç adet 6 cm genişliğindeki alan, birleşecek şekilde tasarlanmış ve iki bağlantı noktası oluşturulmuştur. Bu test planı, MLC kalibrasyonu ve leaf offset parametresinin değerlendirilmesinde kullanılmıştır.	
4	7SegA	Step-and-shoot tekniğiyle oluşturulmuş yedi adet 2 cm genişliğinde alan. Bu alanlar birleşecek şekilde tasarlanmış ve altı bağlantı noktası oluşturulmuştur. Bu test planı, MLC kalibrasyonunu ve lif ofset parametresini daha hassas değerlendirmek için kullanılmıştır.	
5	FOURL	Step-and-shoot tekniğiyle oluşturulan dört adet L şeklindeki alan, her biri bir öncekinden daha küçük olacak şekilde tasarlanarak büyük bir L yapısı oluşturmuştur. Bu plan, L şeklinin iki kolundaki birleşme noktalarını değerlendirmek amacıyla hazırlanmıştır. Test planı; lif offseti, lif groove ve lif geçirgenliği etkisini değerlendirmek için kullanılmıştır.	
6	DMLC	MLC'nin 2 cm × 24 cm'lik alan şeklini koruyarak sabit hızla 18 cm boyunca kaydırılmasıyla 18 cm × 24 cm boyutunda dinamik bir alan oluşturulmuştur. Bu test planı, dinamik koşullarda lif offset ve lif geçirgenliğini değerlendirmek amacıyla tasarlanmıştır.	

Çizelge 3.3'ün devamı

7	HIMRT	Baş ve boyun bölgesine yönelik step-and-shoot tekniği ile oluşturulmuş IMRT planı, karmaşık bir klinik durumda TPF-MLC ayarlarının etkisini değerlendirmek amacıyla kullanılmıştır.	
8	HDMLC	Baş ve boyun bölgesine yönelik dinamik IMRT tekniğiyle oluşturulan bu test planı, dinamik uygulama koşullarında, kompleks bir klinik durumda TPF-MLC ayarlarının etkisini değerlendirmek amacıyla tasarlanmıştır.	

Aşağıda sınamaya basamaklarını içeren test planları ile ilgili bilgiler açıklayıcı bir şekilde sırasıyla verilmiş olup Şekil 3.7, 3.8, 3.9'da görsel olarak sunulmuştur.

1. 10 cm x 10 cm açık alan ile TPS'den elde edilen mutlak dozun verisinin uygunluğu ve doz ölçümünde kullanılan dedektörün mutlak doz kalibrasyonu yapılır.
2. 20 cm x 20 cm açık alan ile TPS'den elde edilen doz dağılımının düzlüğü ve simetrisi değerlendirilir. İki boyutlu dedektörle ölçümleri ile uygunluğu kontrol edilir.

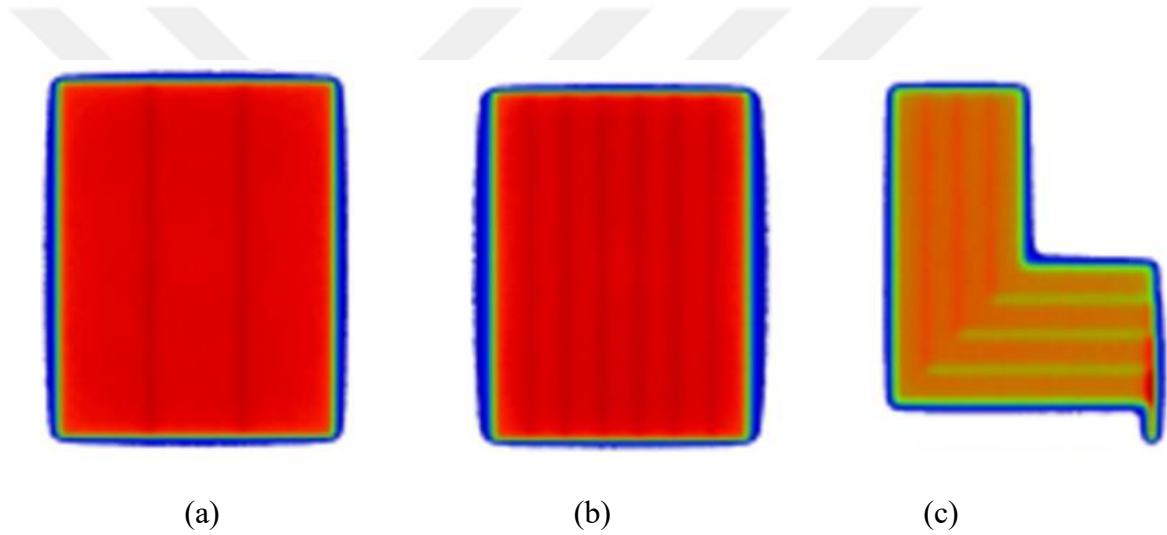


Şekil 3.8. (a) 10 x10 ve (b) 20 x 20 test planları için beş cm derinlikteki doz dağılımları

3. 3ABUT kodlama ile düzenlenen geometrik test planı için MLC leaf offset konumunu doğrulamak üzere 6 cm x 24 cm'lik üç bitişik alan segmentine sahip 18 cm x 24 cm'lik alanı oluşturarak step-and-shoot tekniği kullanılır. Bu ışın geometrisinin sonucunda 2 adet çizgi halinde birleşim bölgesi elde edilir. Her segmentin lif uçları tarafından oluşturulan bağlantılardaki doz, lif ucu

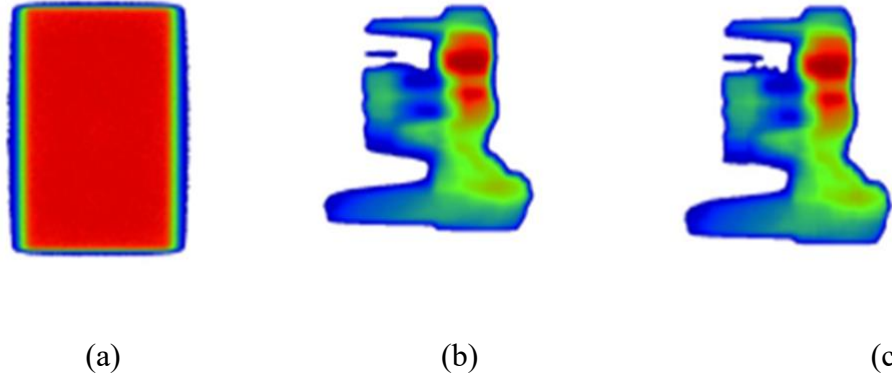
sızıntısı ve lif pozisyonlanması (leaf offset) TPF parametrelerinin Monaco TPS’de ayarlamasında kullanılır. Ayrıca MLC sızıntı parametresi üzerinde etkilidir, bu test büyük uyumsuzlukların tespitinde etkilidir.

4. 7SegA, statik IMRT tekniği kullanılarak 2 cm x 24 cm boyutlarında yedi alanın yan yana getirilmesiyle, toplamda 14 cm eninde ve 24 cm boyunda yeni bir tedavi planı oluşturulmaktadır. Bu düzenleme, çok sayıda bileşim çizgisinin oluşmasına yol açmakta ve leaf offset değerlendirmelerinin daha hassas bir şekilde yapılabilmesine olanak tanımaktadır. Ayrıca, MLC kalibrasyon kontrolü açısından, 3ABUT planına göre leaf offset değerlendirmesini daha kullanışlıdır.
5. FourL, statik IMRT tekniğiyle, bir alan kenarı 2 cm olan dört basamaktan oluşan küçülen L şeklindeki alanların birleştirilmesiyle büyük bir L harfi şeklinde birleşik bir alan elde edilmesini sağlar. Bu test planı, leaf offset, lif geçirgenliği ve leaf tongue-groove genişliği gibi parametrelerin incelenmesine imkân verir.



Şekil 3.9. (a) 3ABUT, (b) 7SegA ve (c) FourL test planları için beş cm derinlikteki doz dağılımları

6. DMLC, 2 cm x 24 cm'lik alan şeklini korunarak, MLC’ler sabit hızla hareket eder. 18 cm boyunca alan kaydırılması ile 18 cm x 24 cm'lik alan oluşturacak şekilde bir ışın test planı oluşturulur. Bu şekilde oluşturulan DMLC test planı dinamik MLC kontrolünü gösteren MLC liflerinin majör ve minör ofsetini ve lif ucu sızıntısını doğrulamak için kullanılır.
7. HIMRT, Klinikte uygulanan baş-boyun IMRT tedavisi için statik IMRT tekniği kullanılarak gerçekleştirilen bir plan örneğidir. Bu tedavi planı, demet modelindeki MLC geometrik parametrelerinin karmaşık klinik bir durumda etkilerini incelemektedir.
8. HDMLC, Dinamik IMRT tekniğiyle oluşturulan bir baş-boyun IMRT tedavi planı, demet modelindeki MLC geometrik ve dinamik parametrelerinin karmaşık bir klinik durum üzerindeki etkilerinin detaylı bir şekilde analiz edilmesine imkân tanımaktadır.



Şekil 3.8. (a) DMLC, (b) HIMRT ve (c) HDMLC test planları için beş cm derinlikteki doz dağılımları

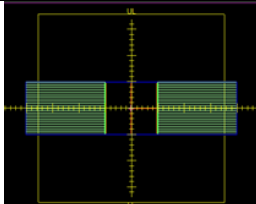
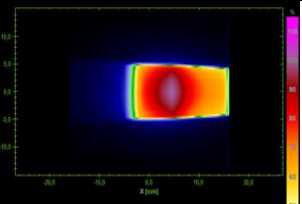
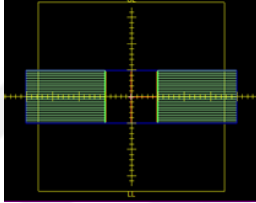
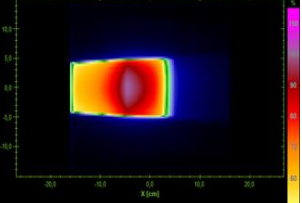
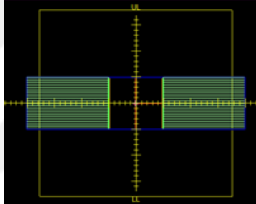
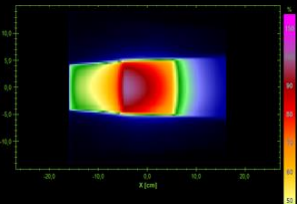
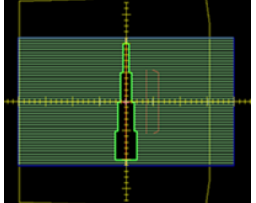
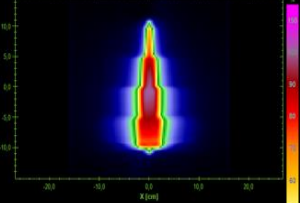
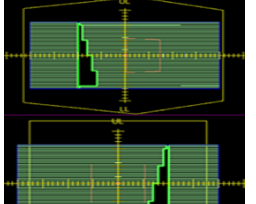
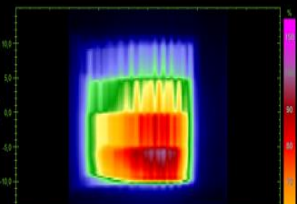
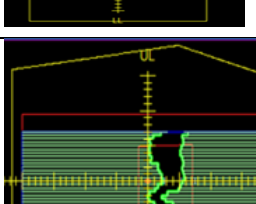
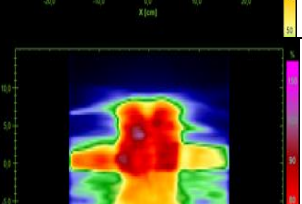
Üretici firmalar, TPS’ni hasta tedavisi için klinik kullanıma geçirmeden önce sinama test planları, ilgili tedavi cihazı ve enerjisiyle uygun ölçüm aletleri ile yapmayı zorunlu kılmaktadır

Bu testler sonucunda elde edilen 2D doz dağılım haritalarının, TPS sisteminde elde edilen doz değerleriyle kabul edilebilir düzeyde uyumlu olması durumunda, klinik kullanıma alınır. Ancak farklılık durumunda TPS hesaplamaları ile yapılan ölçümler arasındaki uyumu iyileştirmek amacıyla, optimizasyon süreci boyunca birçok değiştirilebilir geometrik ve dinamik parametre yeniden ayarlanabilir. Bu süreçte gereken iterasyon sayısı, Monaco’daki ideal TPF değerlerine ulaşılmasına bağlı olarak belirlenmektedir.

3.6. Üç Boyutlu Sinama Basamakları ile TPF Optimizasyonu

İleri tedavi tekniklerinde oluşturulan karmaşık planlarda üç boyutlu sinama basamakları oluşturmak ve uygulamak için üretici firmaların sunduğu foton demet modellerinde test planları kullanıcının inisiyatifine bırakılmaktadır. Bu tez çalışmasında Monaco TPS için önerilen üç boyutlu sinama ışın test paketinde gantri rotasyon ve modülasyonu üzerine odaklanan altı plan bulunmaktadır. Aşağıda basitten karmaşığa doğru belirtilen gantri rotasyon ve modülasyonu ile ilişkin test planları aşağıdaki Çizelge 3.4’de verilmiştir.

Çizelge 3.4. Gantry rotasyon ve modülasyonu ile ilişkin test planları

No	Ad	Arc Sayısı	Arc Yönü – Tarama Basamağı (°)	Gantry Başlangıç Açısı (°) – Tarama Aralığı (°)	Dinamik Modülasyon	Kolimatör - MLC	Doz Dağılımı (XY)
1	VMAT-0	TEK	Saat Yönü-10	0 – 90	Yok		
2	VMAT-270	TEK	Saat Yönü –10	270 – 90	Yok		
3	VMAT-180	TEK	Saat Yönü –10	180 – 90	Yok		
4	VMAT-2 Arc	ÇİFT	Saat Yönü –10	280 – 160	Yok		
5	VMAT-2 Arc 2 Alan	ÇİFT	Saat Yönü ve Saat Yönüne Ters –10	310 – 100 ve 50 – 100	Yok		
6	CVMAT	TEK	Saat Yönü –10	210 – 300	Var		

TPS’de bulunan gantri rotasyonu ve modülasyonunun incelenmesi amacıyla ışın test paketi, üç boyutlu Octavius fantomunun tomografik görüntüsü üzerinde izosentrik olarak hesaplandı. Bu planların rotasyon merkezi ölçüm aletinin merkezine yerleştirildi. Hesaplamalarda, 1 mm grid (ızgara) boyutu kullanılarak her bir kontrol noktası için %0,5 istatistiksel belirsizlik değeri seçildi.

Bir, iki ve üçüncü planlarda aynı kolimatör - MLC düzenlemesi ile gantri’nin 10 derece başına sabit modülasyon ve doksan derece sabit tarama aralığındaki farklı başlangıç açısıyla saat yönündeki rotasyonunları kapsar. Bu testlerin amacı gantri’nin geometrik parametrelerinin sinamasıdır. Hesaplamadan elde edilen üç boyutlu düzlemlerdeki doz dağılımları tedavi cihazında uygun 3D ölçüm cihazını kullanarak bu planların sinama testleri gerçekleştirildi.

VMAT-2 Arc planı, kolimatör merkezine simetrik yerleştirilmiş MLC düzeni ile, gantri’nin 10 derece başına sabit modülasyon ve 160 derece sabit tarama aralığında, 280 derece başlangıç açısıyla saat yönünde çift rotasyon olacak şekilde tasarlanmıştır. Bu düzenleme, MLC’lerin gantri hareketiyle olan geometrik ilişkisini göstermektedir.

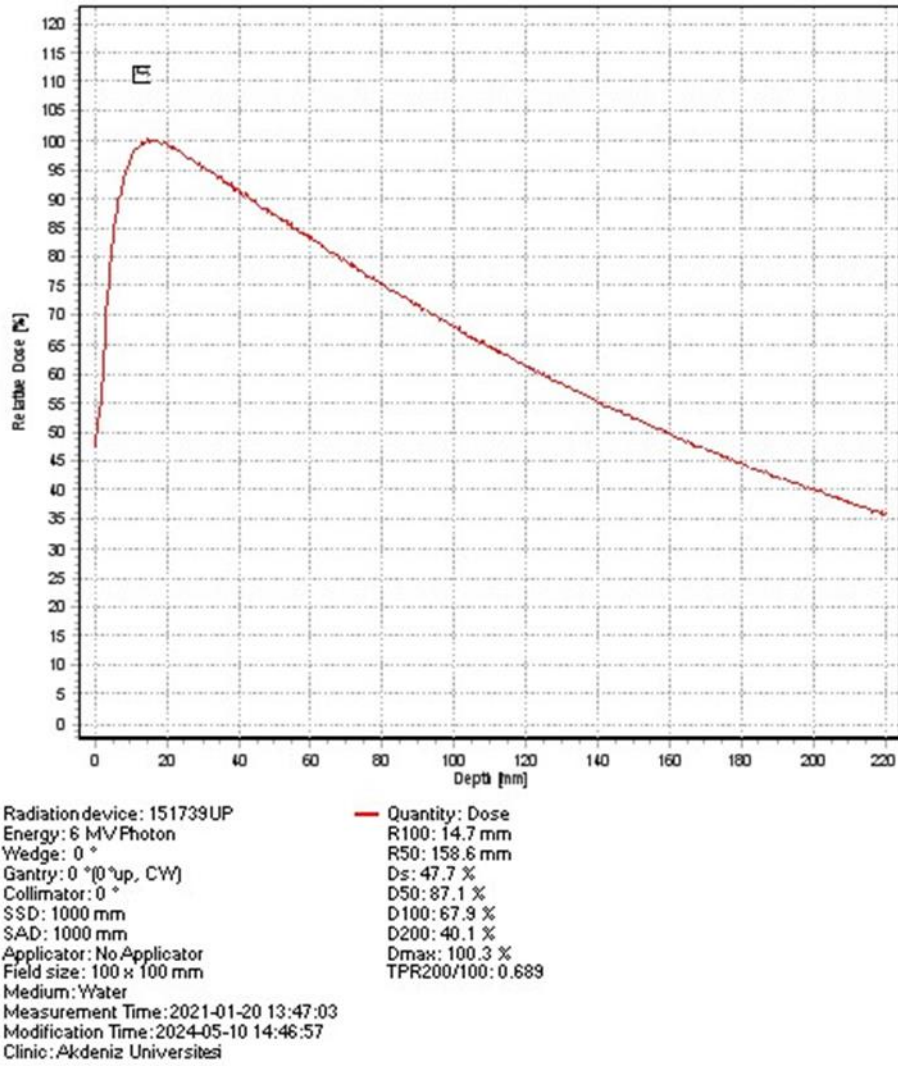
VMAT-2Arc2alan planı iki farklı kolimatör - MLC düzenlemesi ile gantri’nin 10 derece başına sabit modülasyon ve yüz derece sabit tarama aralığında, 310 derece başlangıç açısıyla saat yönünde çift rotasyon şeklindedir.

CVMAT; bu sinama testinde geometrik ve dinamik gantri modülasyonu ile 150 adet MLC düzenlemesi kullanarak, 210 derece başlangıç açısı ile 300 derece tarama rotasyonunda her 10 derece başına farklı modülasyonlar oluşturarak karmaşık bir VMAT tedavi planını klinik açıdan değerlendirmeye yöneliktir.

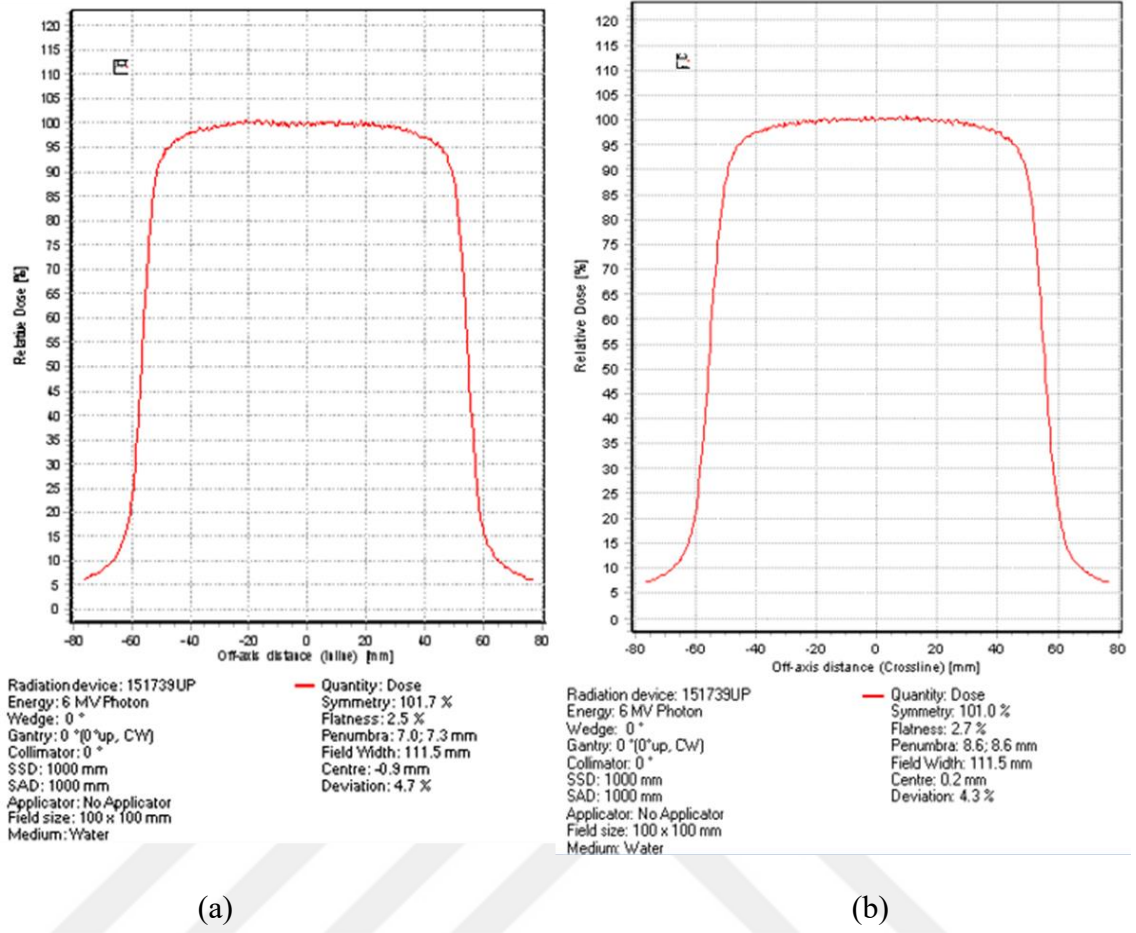
Yukarıda bahsedilen testlerde hesaplamadan elde edilen üç boyutlu düzlemlerdeki doz dağılımları tedavi cihazında uygun 3D ölçüm cihazını kullanarak bu planların sinama testleri gerçekleştirildi.

4. BULGULAR

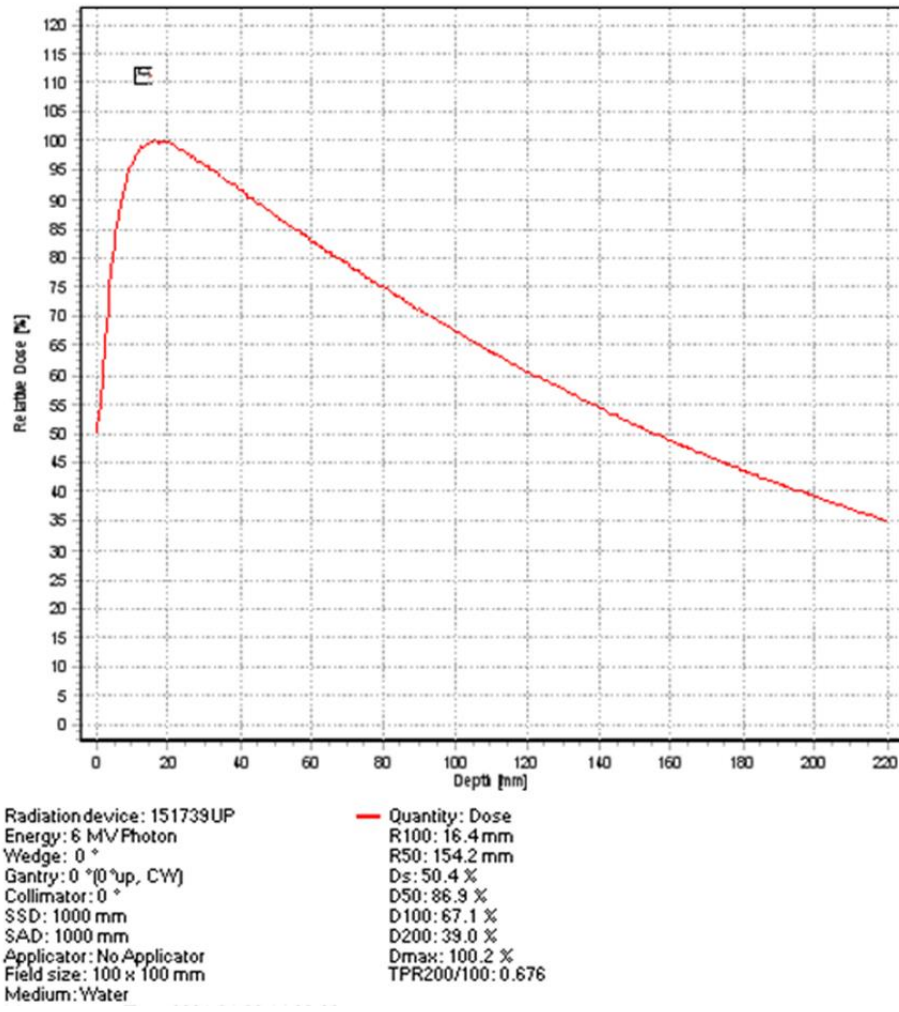
Bu tez kapsamında, 2D ve 3D ölçüm testlerine başlamadan önce, tedavi cihazlarının genel kalite kontrollerinin belirlenen kabul sınırları içerisinde olduğu görülmüştür. Bu çalışmada kullanılan farklı foton enerji düzeyleri üreten LINAC'lara ait %DD ve profiller gibi dozimetrik bilgiler aşağıda Şekil 4.1, 4.2, 4.3, 4.4, 4.5, 4.6'da verilmiştir. Cihazların 6 MV FF ve FFF enerjileri için verim standart koşulda 1cGy/1MU olarak kalibre edilmiş olup ölçümlerin yapıldığı günlerde $\% \pm 1$ 'içinde olduğu görülmüştür.



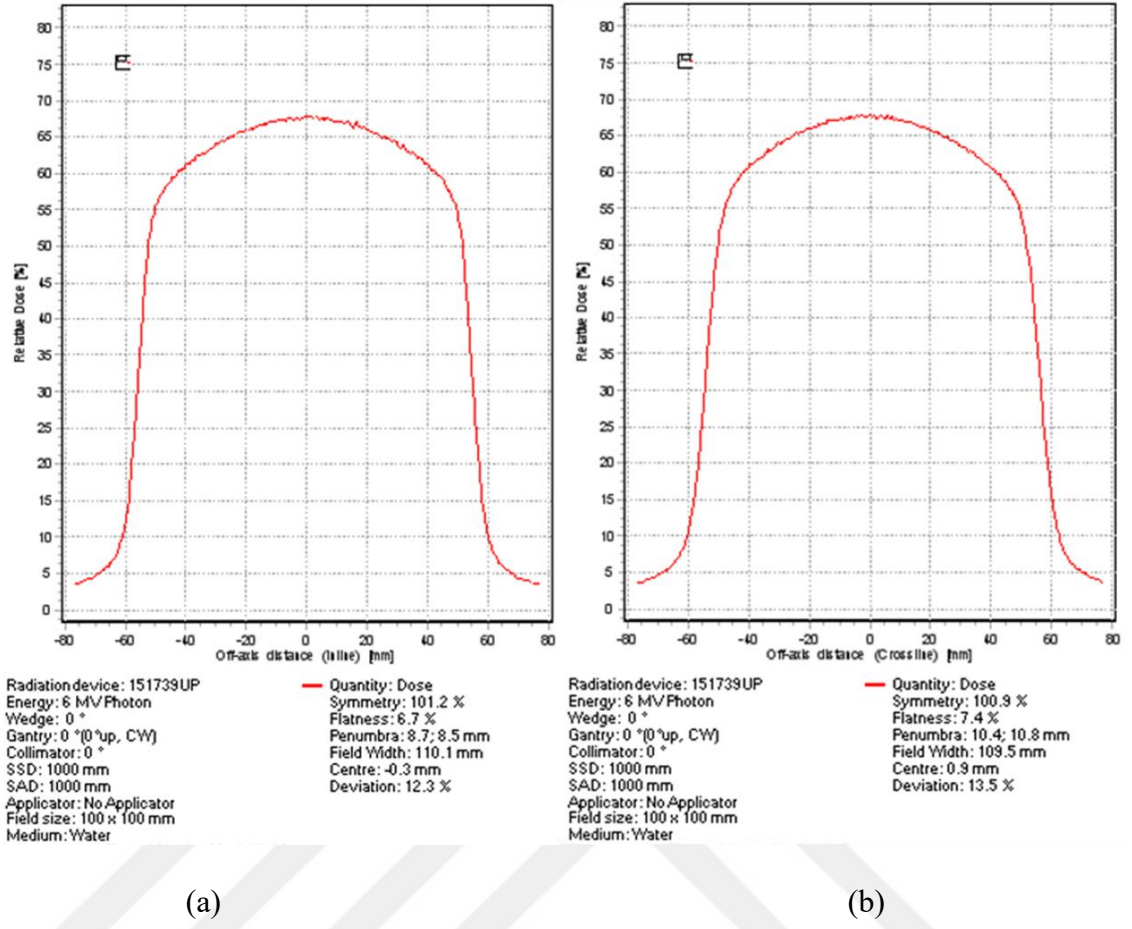
Şekil 4.1. LINAC-1 6 MV FF enerjisi için PDD eğrisi ve sayısal sonuçları



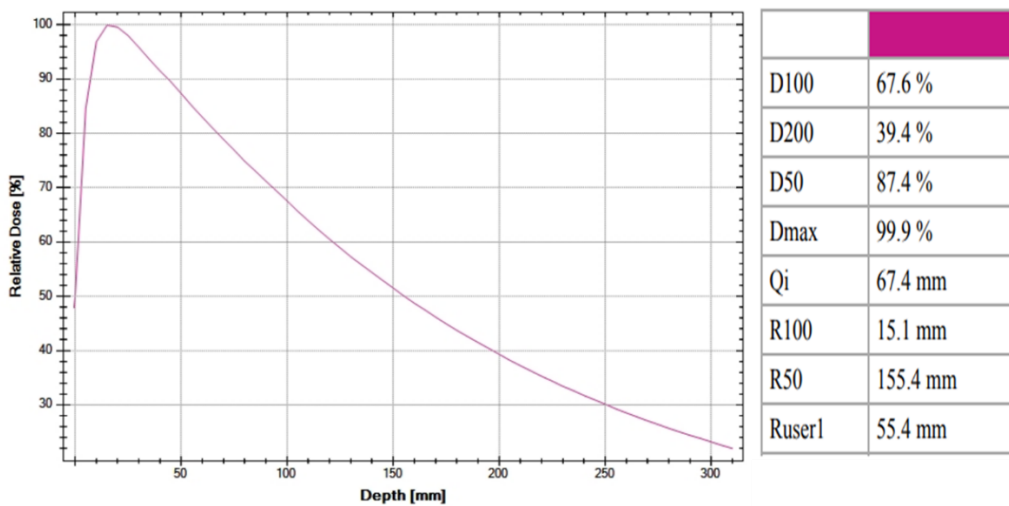
Şekil 4.2. LINAC-1 ve 6 MV FF enerjisi için (a) inline ve (b) crossline profil eğrileri ve sayısal sonuçları



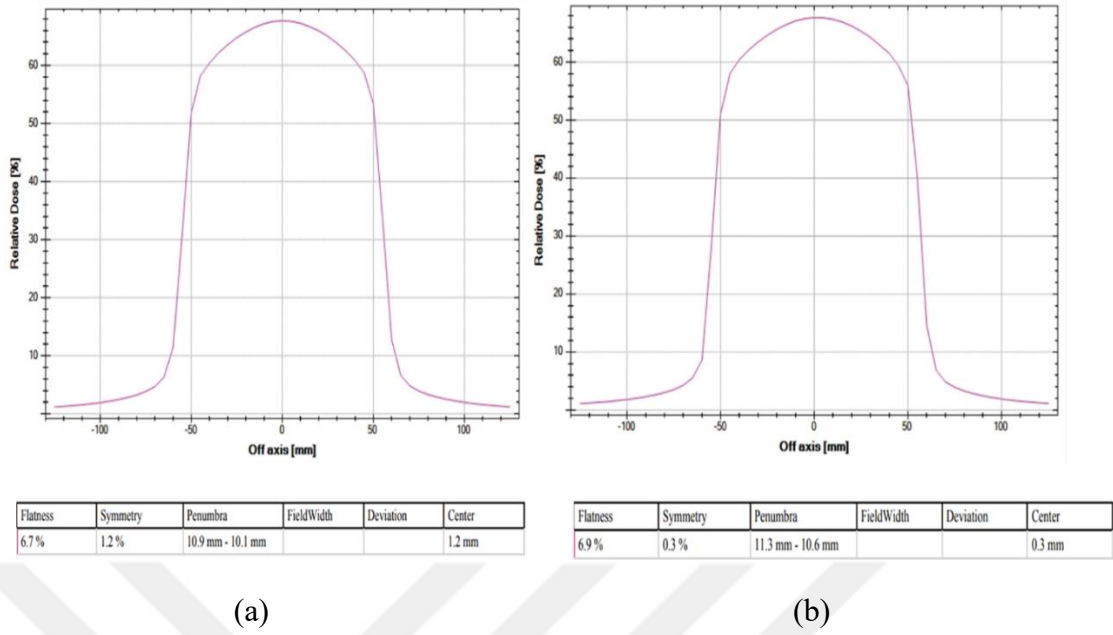
Şekil 4.3. LINAC-1 6 MV FFF enerjisi için PDD eğrisi ve sayısal sonuçları



Şekil 4.4. LINAC-1 ve 6 MV FFF enerjisi için (a) inline, (b) crossline profil eğrileri ve sayısal sonuçları



Şekil 4.5. LINAC-2 6 MV FFF enerjisi için PDD eğrisi ve sayısal sonuçları



Şekil 4.6. LINAC-2 ve 6 MV FFF enerjisi için (a) inline ve (b) crossline profil eğrileri ve sayısal sonuçları

4.1. İki Boyutlu Işın Test Paketi Ölçümleri

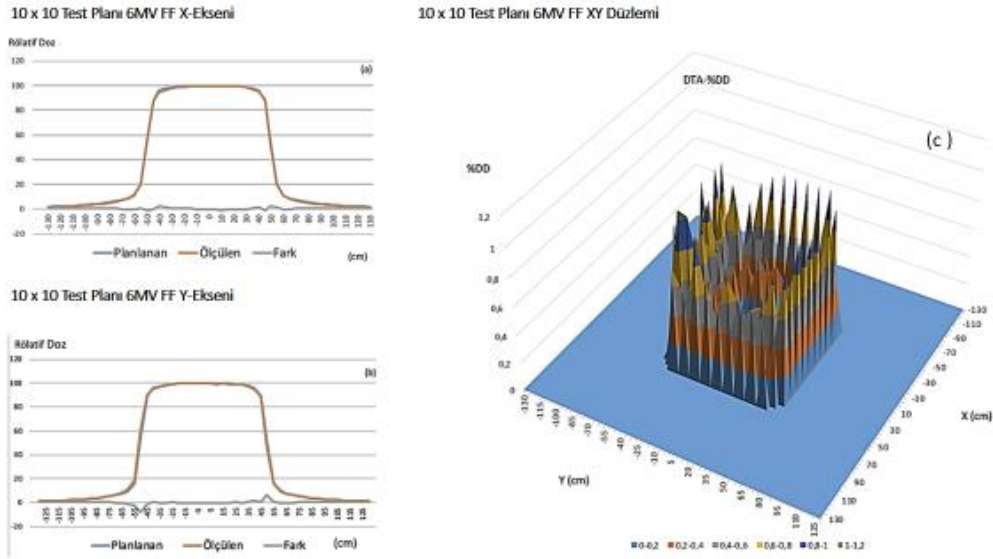
LINAC-1 ve 2 için TPS’de ayrı ayrı hesaplanan ışın test paketine ait doz hesaplama dosyalarının Octavius ve Dolphin dedektör sistemleri ile ölçülen verilerin karşılaştırılması Gamma analizi yöntemiyle dozda % 2 ve konumda 2 mm uyumu kriterine göre %95 doğrulukla bulundu. Sekiz adet plan içeren ışın test paketi kapsamında karşılaştırmalar aşağıda sunulmaktadır.

4.1.1. Octavius dedektör sistemi ile LINAC-1 cihazında alınan 2D ölçümleri

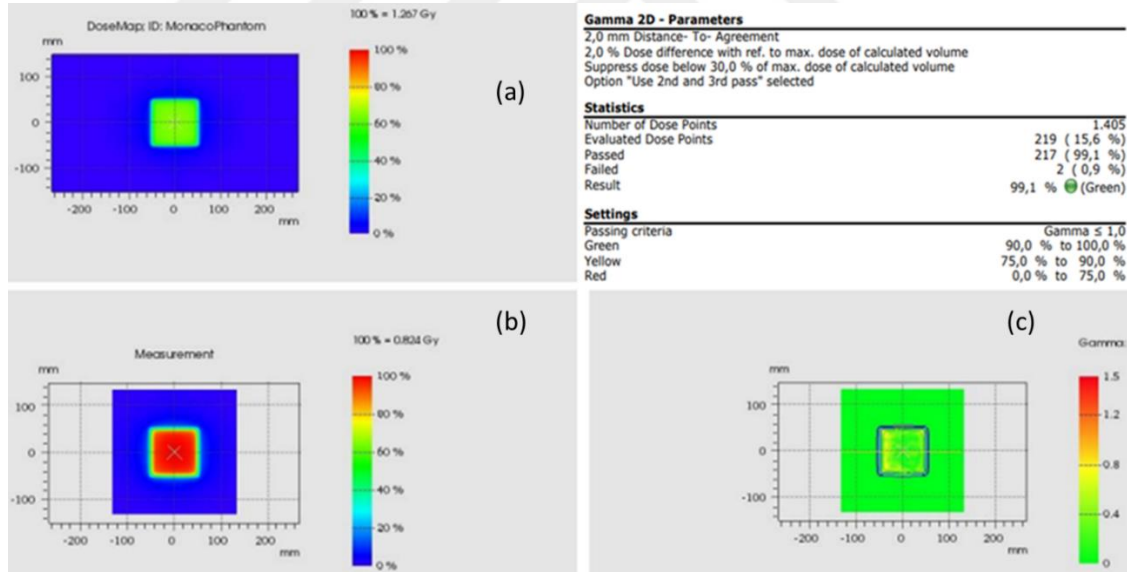
Bu çalışmada kullanılan iki boyutlu her bir test planı için, tedavi planlama sistemi tarafından hesaplanan üç boyutlu doz dağılımları elde edilmiş ve ölçüm sistemine aktarılmıştır. 2D dizi dedektör yardımıyla toplanan veriler, ölçüm sisteminin yazılımı tarafından iki boyutlu düzlemsel doz dağılımı şeklinde türetilmiştir. Elde edilen bu veriler, TPS tarafından hesaplanan doz dağılımları ile aynı düzlemsel koşullarda, belirli bir derinlikte ve XY eksen bazında alınan profili ile karşılaştırılmıştır. Aşağıdaki enerjiler için hesaplanan ve ölçülen verilerin karşılaştırılması sonucunda, TPS’de belirlenen derinliklerdeki XY profiline dayalı olarak DTA-%DD verileri hesaplanarak Gamma analizi gerçekleştirilmiştir ve bu veriler aşağıda sunulmaktadır.

4.1.1.1. İki boyutlu ışın test paketi-6 MV FF veriler

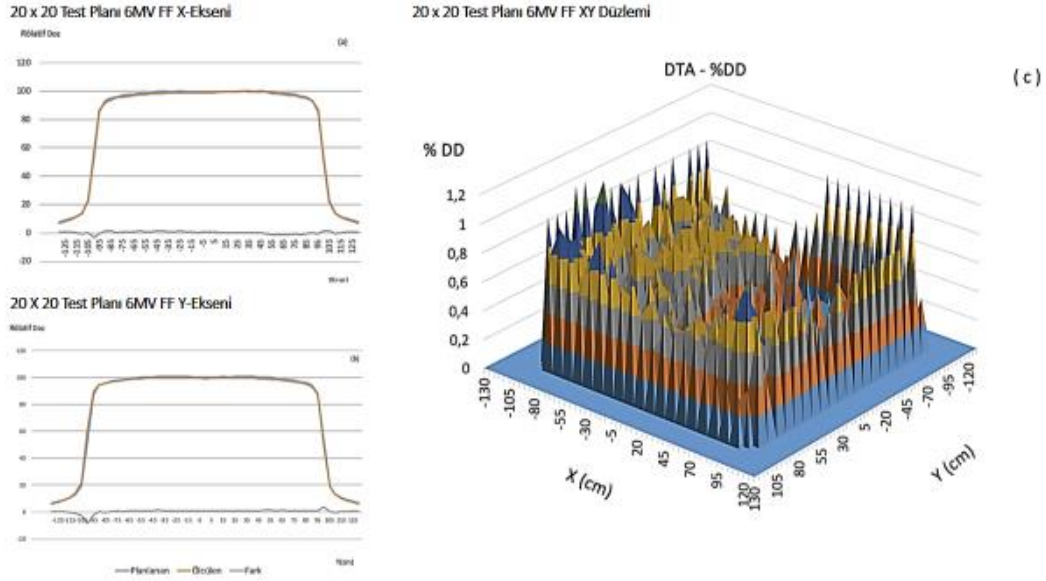
Burada 6 MV FF foton demeti için 2D testlerinin uygunluğuna ait veriler sunulmaktadır. DTA-%DD verilerinin grafiksel doz ham verileri düzleme bağlı konum-% fark biçiminde dozda % 2 ve konumda 2 mm uyum kriterinde elde edilen veriler aşağıda verilmiştir.



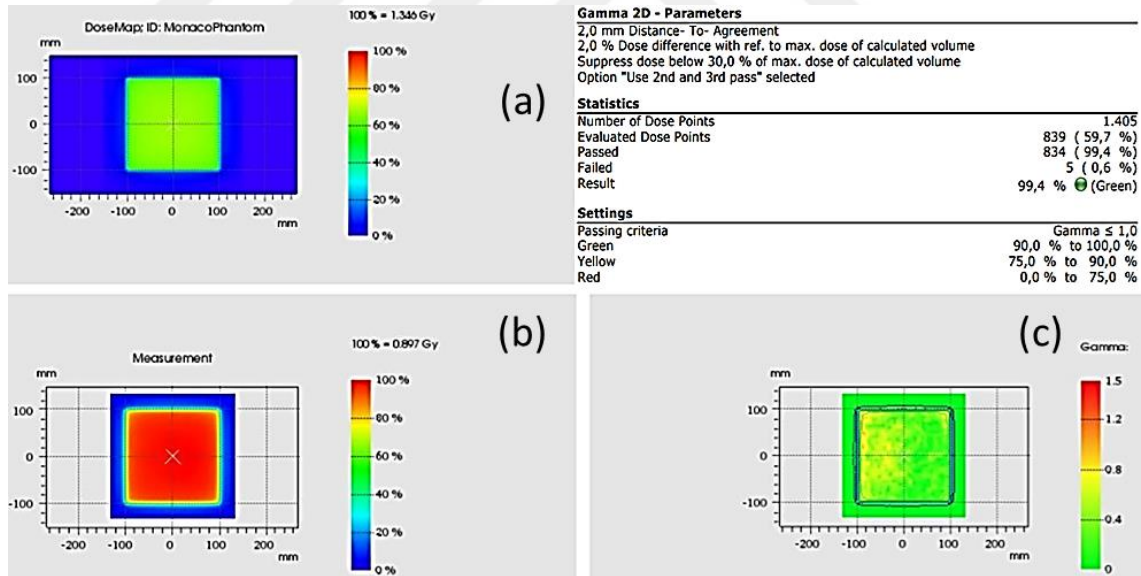
Şekil 4.7. 10x10 test planı için (a) X eksen (b) Y eksen için DTA-%DD profilleri, (c) XY düzlemi için DTA-%DD dağılımı



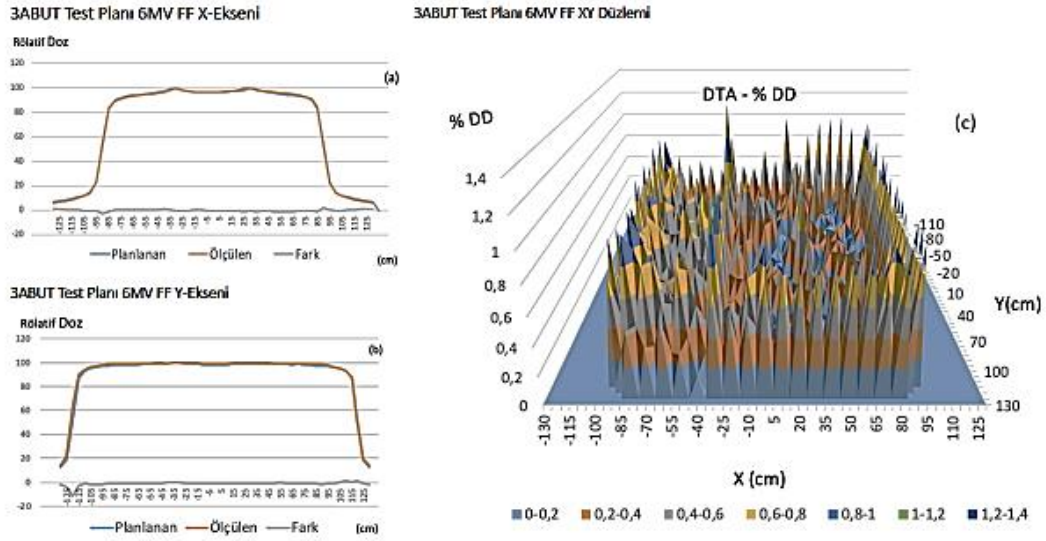
Şekil 4.8. 6 MV FF enerjisi için 10x10 test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) analize ait sonuç dağılımı



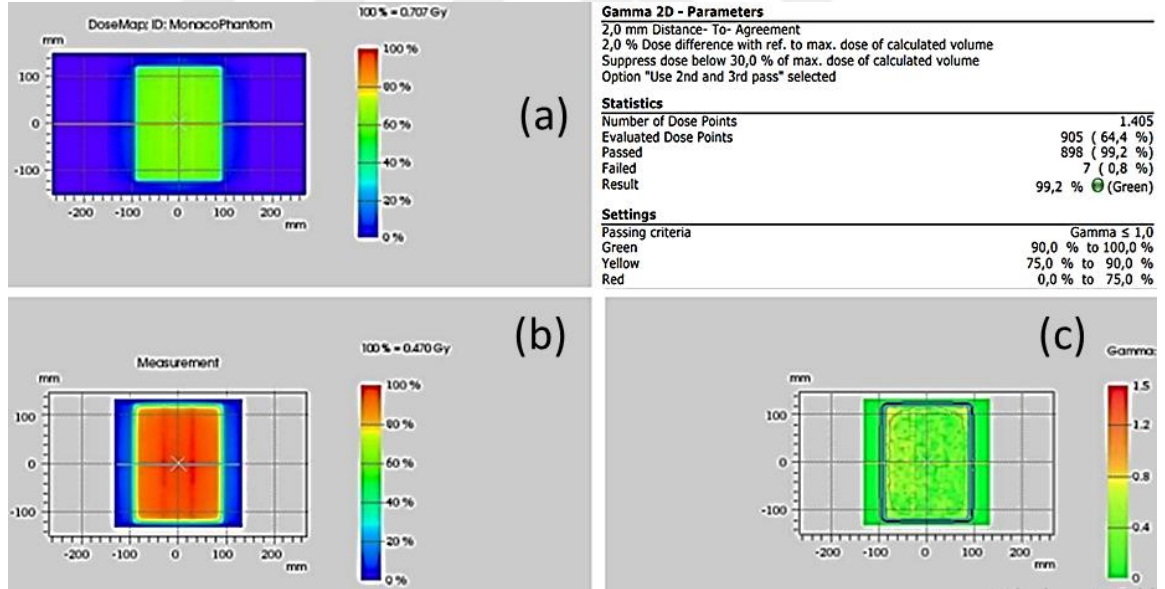
Şekil 4.9. 20x20 test planı için (a) X eksen (b) Y eksen için DTA-%DD profilleri, (c) XY düzlemi için DTA-%DD dağılımı



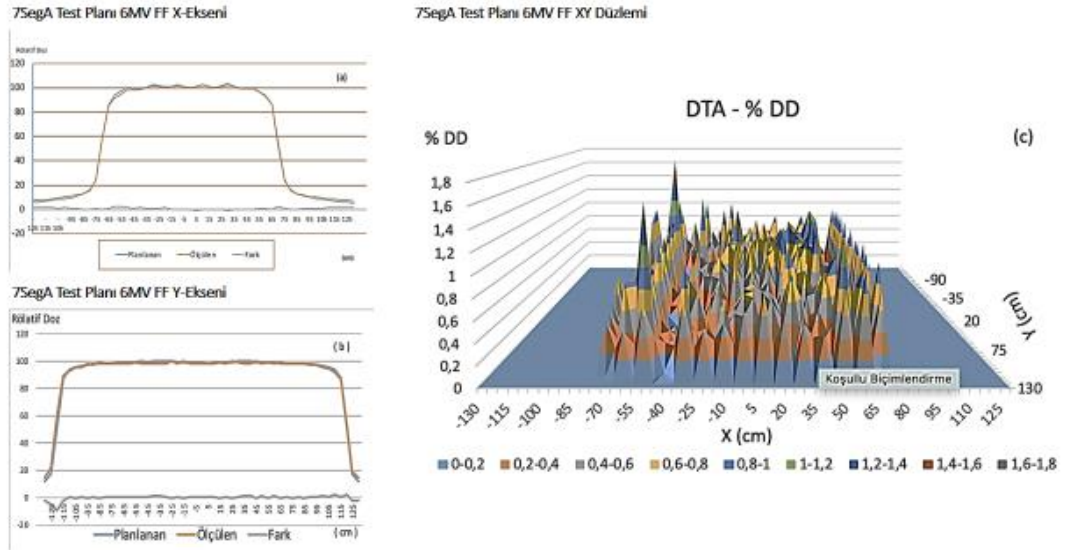
Şekil 4.10. 6 MV FF enerjisi için 20 x 20 test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) analize ait sonuç dağılımı



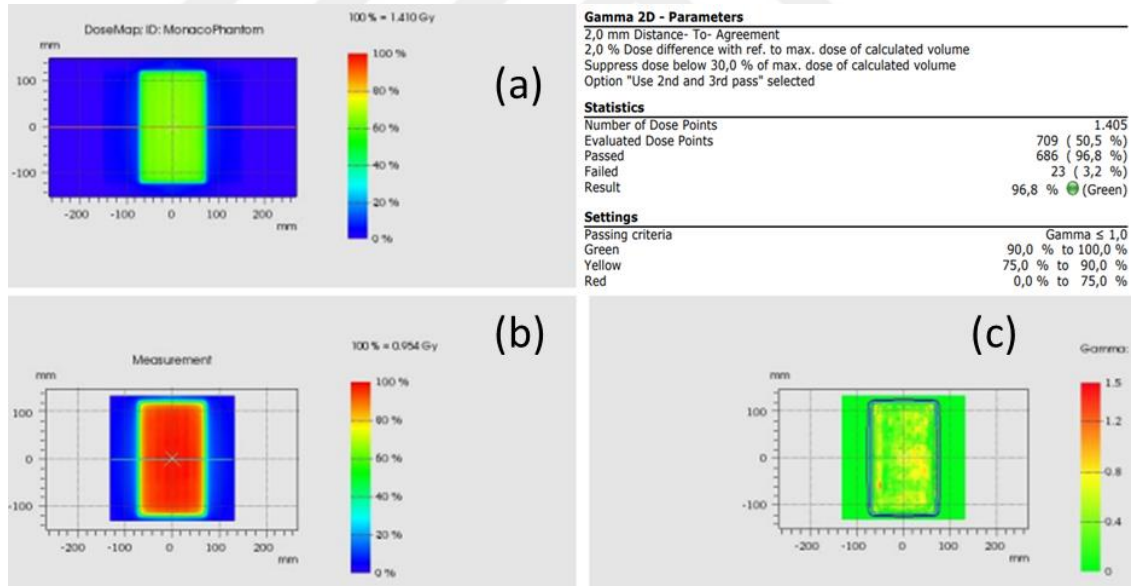
Şekil 4.11. 3ABUT test planı için (a) X eksen (b) Y eksen için DTA-%DD profilleri, (c) XY düzlemi için DTA-%DD dağılımı



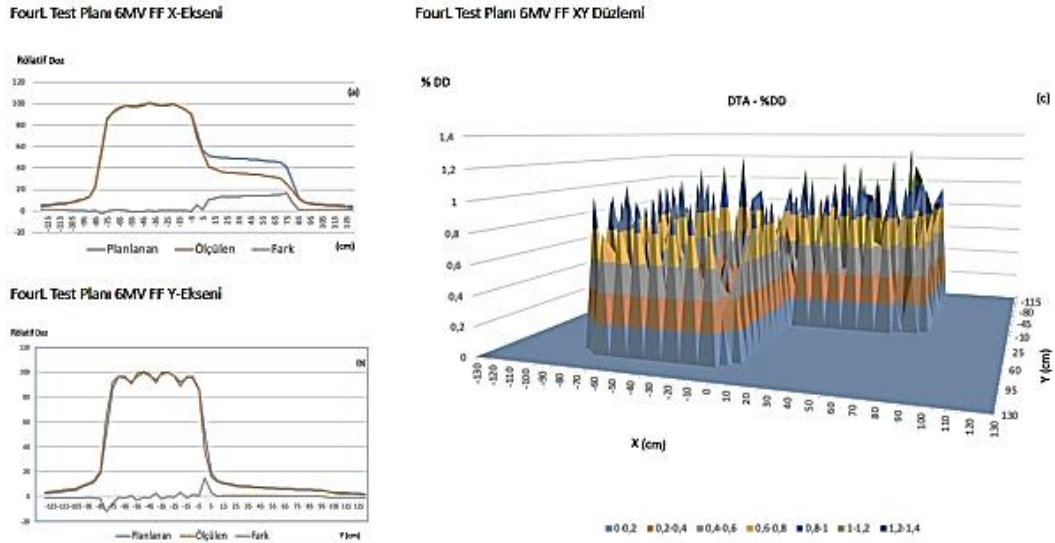
Şekil 4.12. 6 MV FF enerjisi için 3ABUT test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) analize ait sonuç dağılımı



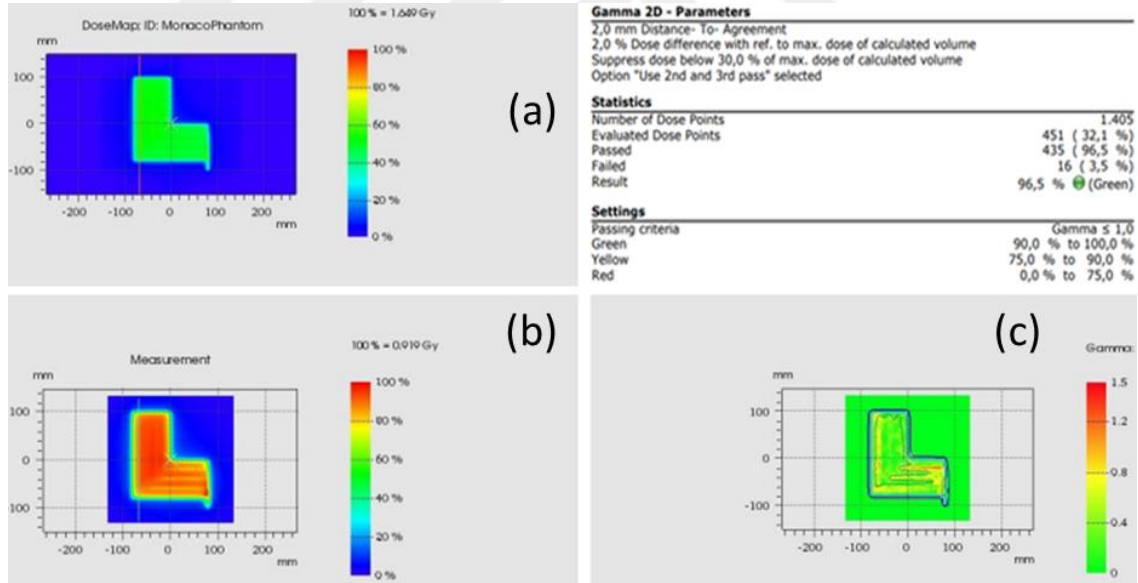
Şekil 4.13. 7SegA test planı için (a) X eksenini (b) Y eksenini için DTA-%DD profilleri, (c) XY düzlemi için DTA-%DD dağılımı



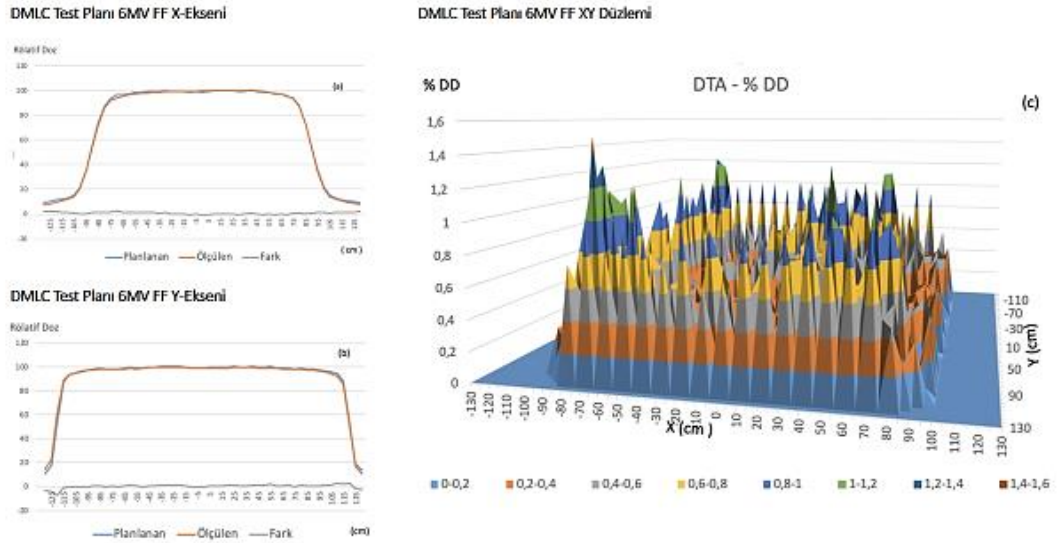
Şekil 4.14. 6 MV FF enerjisi için 7SegA test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) analize ait sonuç dağılımı



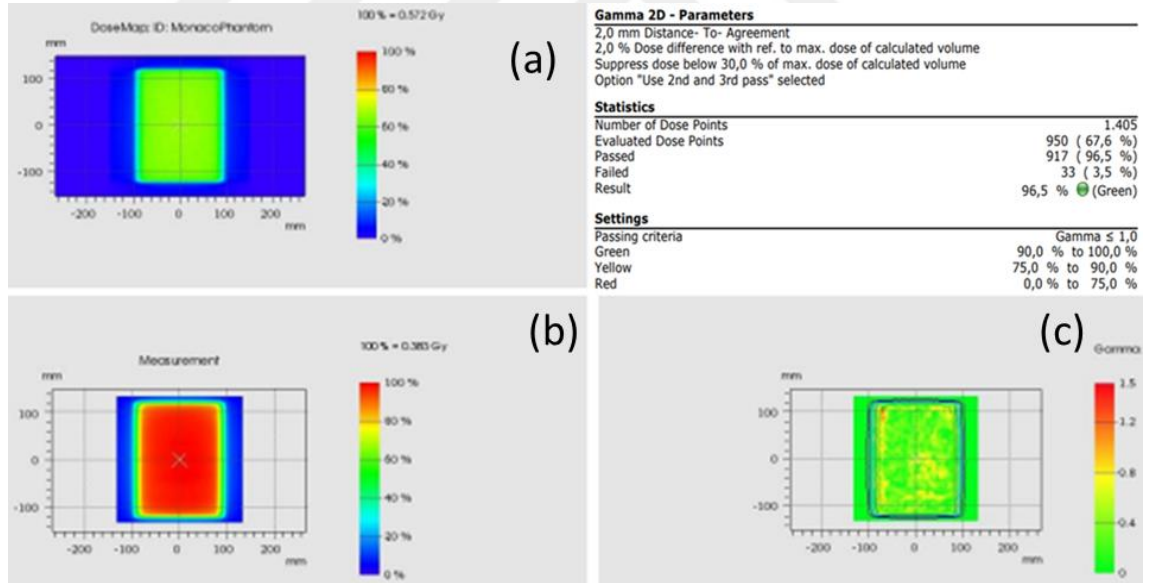
Şekil 4.15. FourL test planı için (a) X eksenini (b) Y eksenini için DTA-%DD profilleri, (c) XY düzlemini için DTA-%DD dağılımı



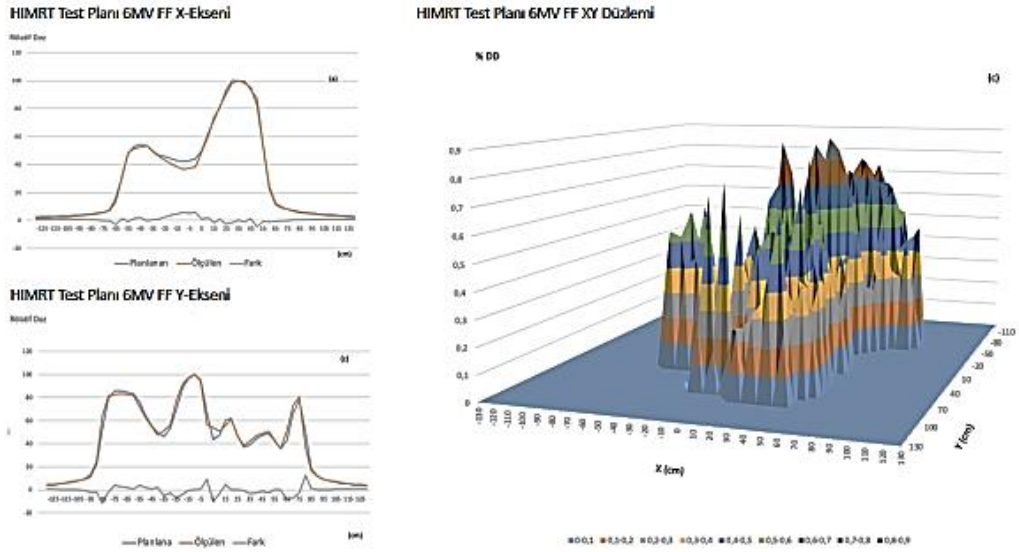
Şekil 4.16. 6 MV FF enerjisi için FourL test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) analize ait sonuç dağılımı



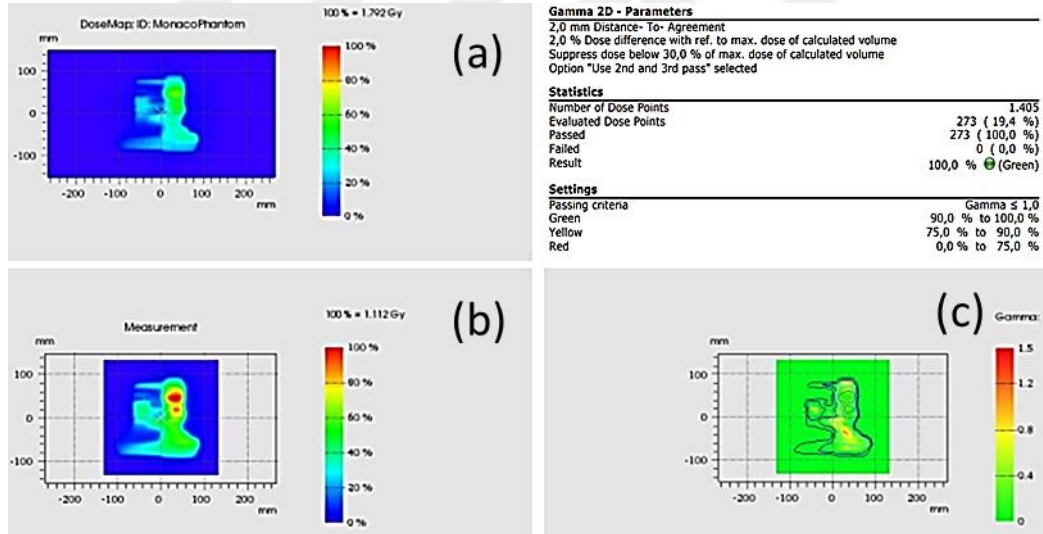
Şekil 4.17. DMLC test planı için (a) X eksenini (b) Y eksenini için DTA-%DD profilleri, (c) XY düzlemi için DTA-%DD dağılımı



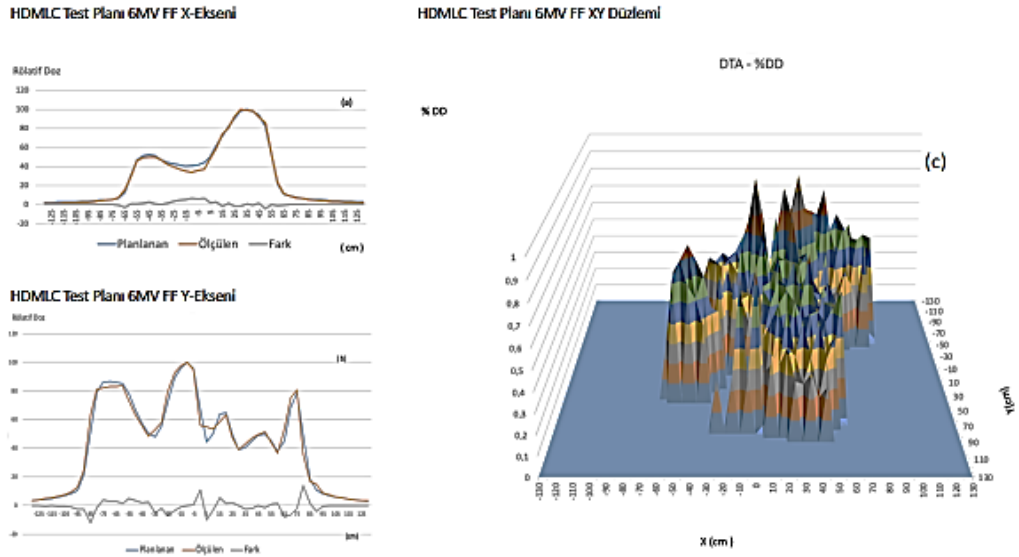
Şekil 4.18. 6 MV FF enerjisi için DMLC test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) analize ait sonuç dağılımı



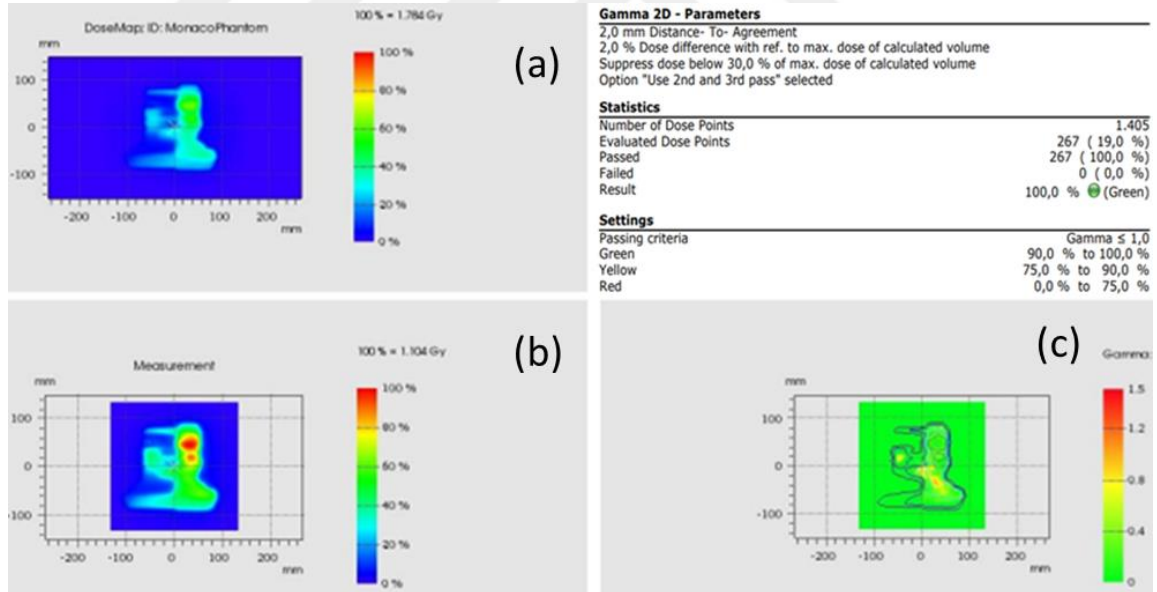
Şekil 4.19. HIMRT test planı için (a) X eksenİ (b) Y eksenİ için DTA-%DD profilleri, (c) XY düzlemi için DTA-%DD dağılımı



Şekil 4.20. 6 MV FF enerjisi için HIMRT test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) analize ait sonuç dağılımı



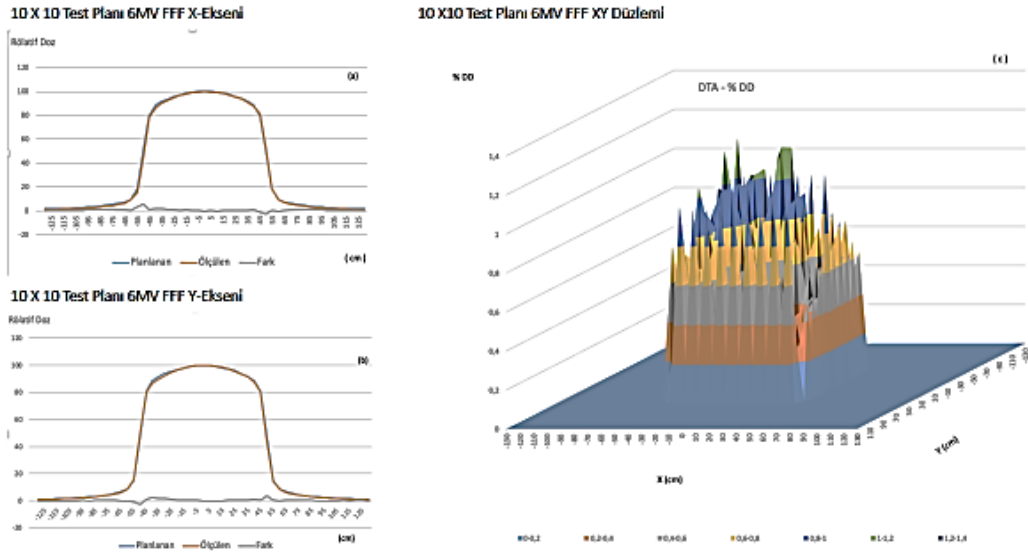
Şekil 4.21. HDMLC test planı için (a) X eksenini (b) Y eksenini için DTA-%DD profilleri, (c) XY düzlemi için DTA-%DD dağılımı



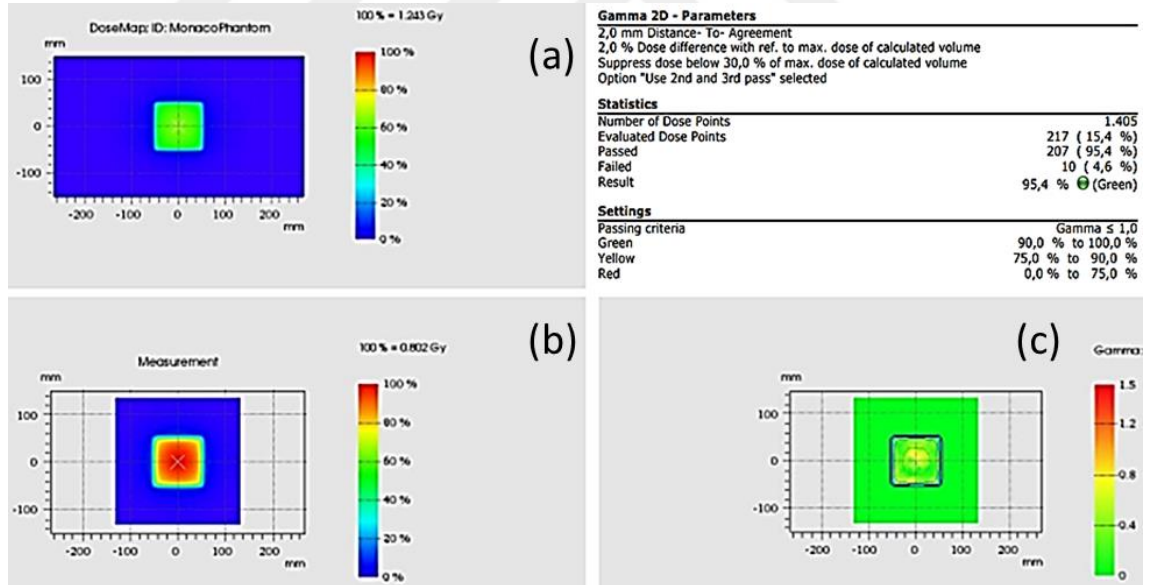
Şekil 4.22. 6 MV FF enerjisi için HDMLC test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) analize ait sonuç dağılımı

4.1.1.2. İki Boyutlu ışın test paketi -6 MV FFF verileri

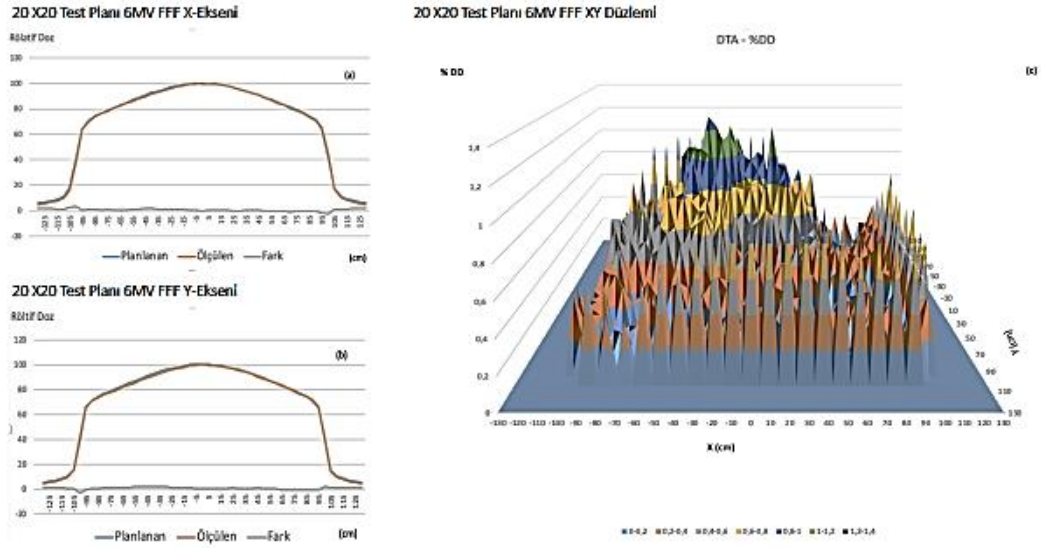
Burada 6 MV FFF foton demeti için 2D testlerin uygunluğuna ait verileri sunulmaktadır.



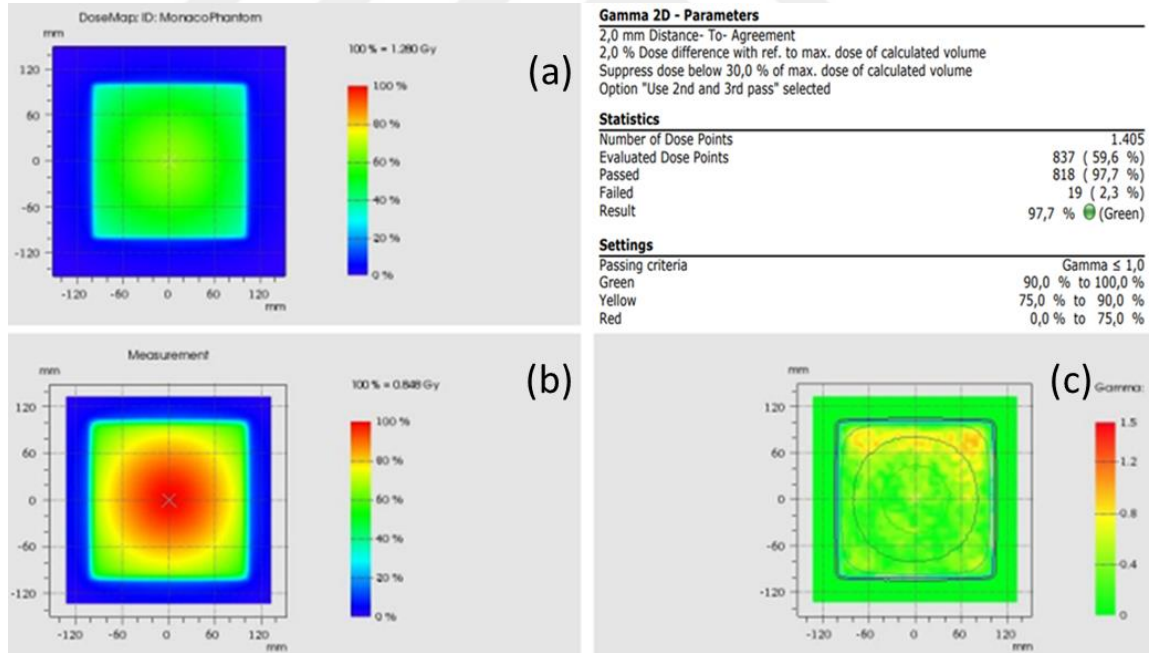
Şekil 4.23. 10 x 10 test planı için (a) X eksen (b) Y eksen için DTA-%DD profilleri, (c) XY düzlemi için DTA-%DD dağılımı



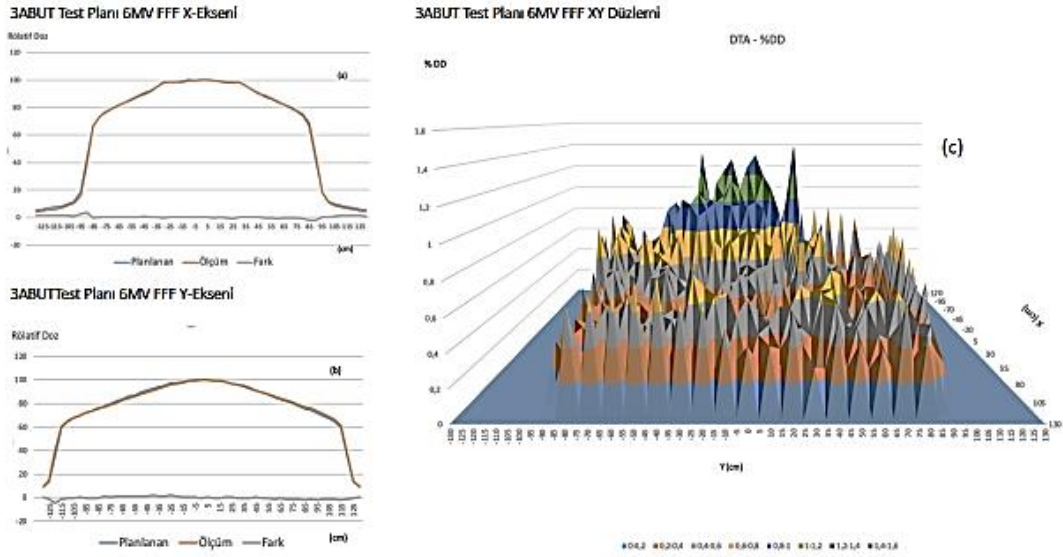
Şekil 4.24. 6 MV FFF enerjisi için 10x10 test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) analize ait sonuç dağılımı



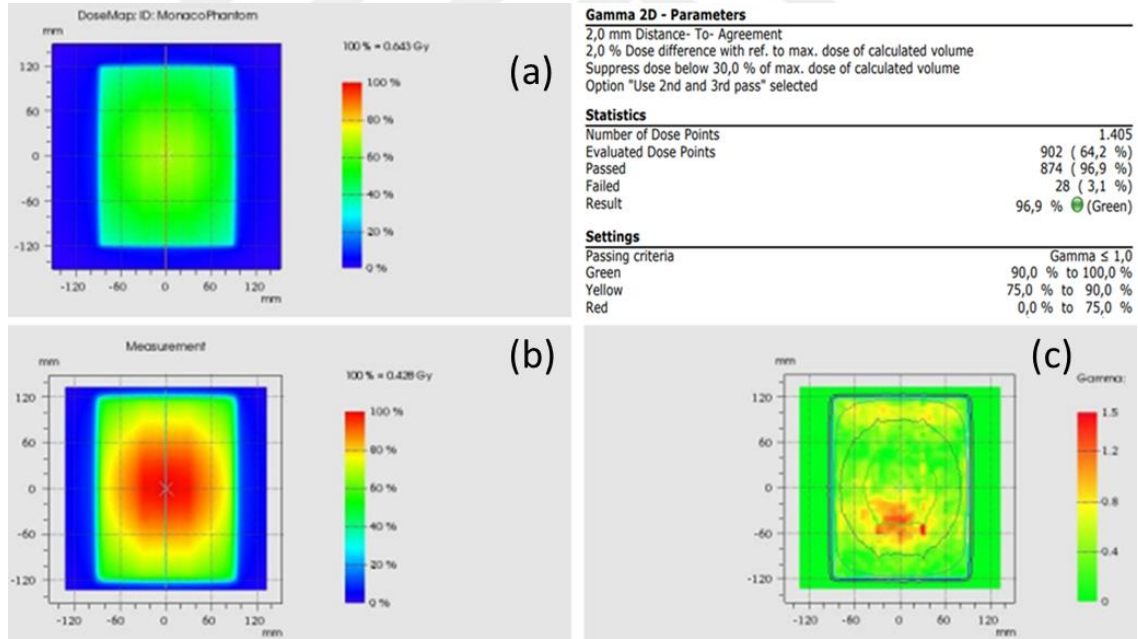
Şekil 4.25. 20 x 20 test planı için (a) X eksenİ (b) Y eksenİ için DTA-%DD profilleri, (c) XY düzlemi için DTA-%DD dağılımı



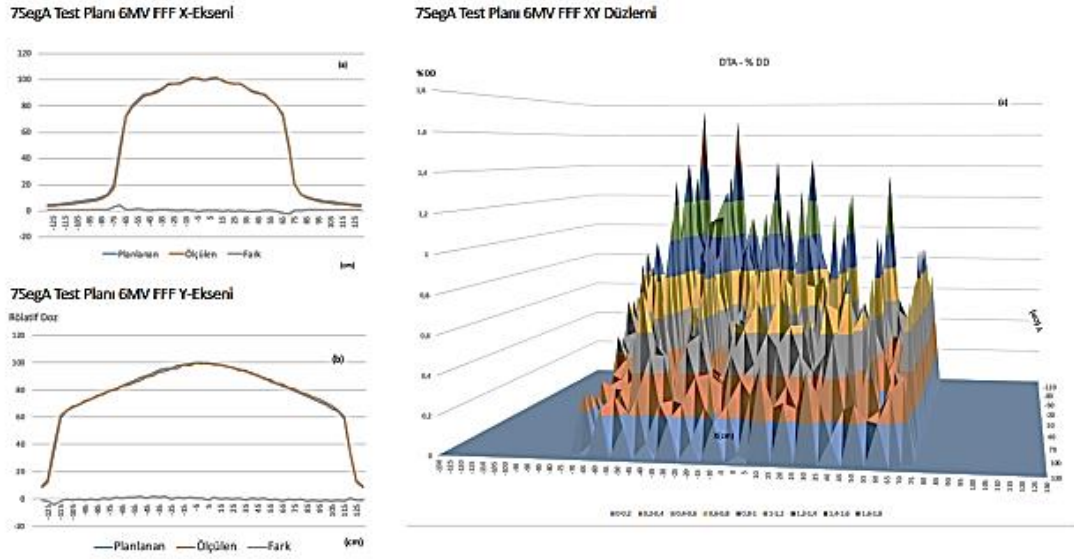
Şekil 4.26. 6 MV FFF enerjisi için 20 x 20 test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) analize ait sonuç dağılımı



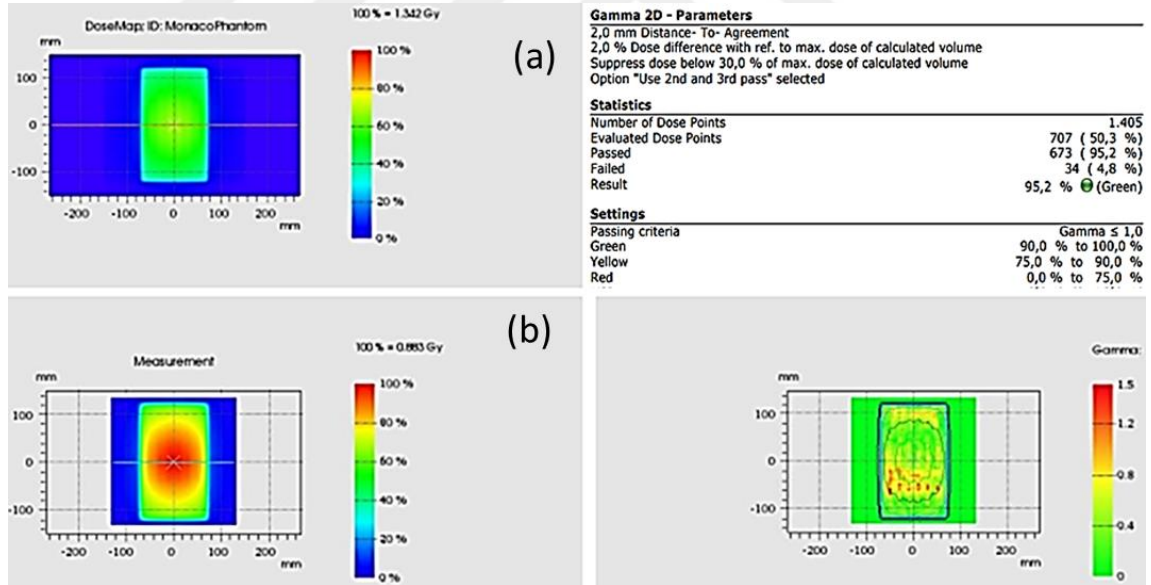
Şekil 4.27. 3ABUT test planı için (a) X eksen (b) Y eksen için DTA-%DD profilleri, (c) XY düzlemi için DTA-%DD dağılımı



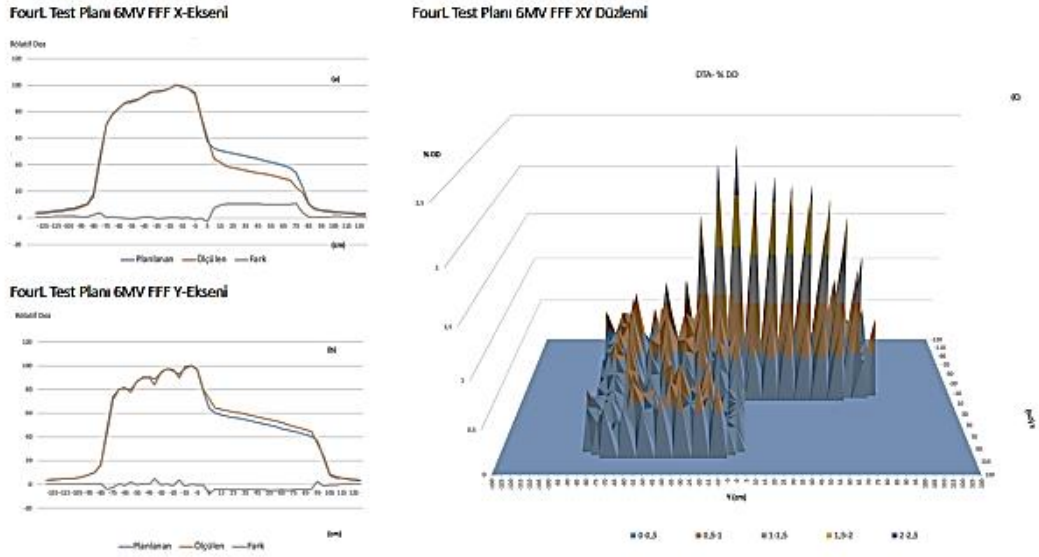
Şekil 4.28. 6 MV FFF enerjisi için 3ABUT test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) analize ait sonuç dağılımı



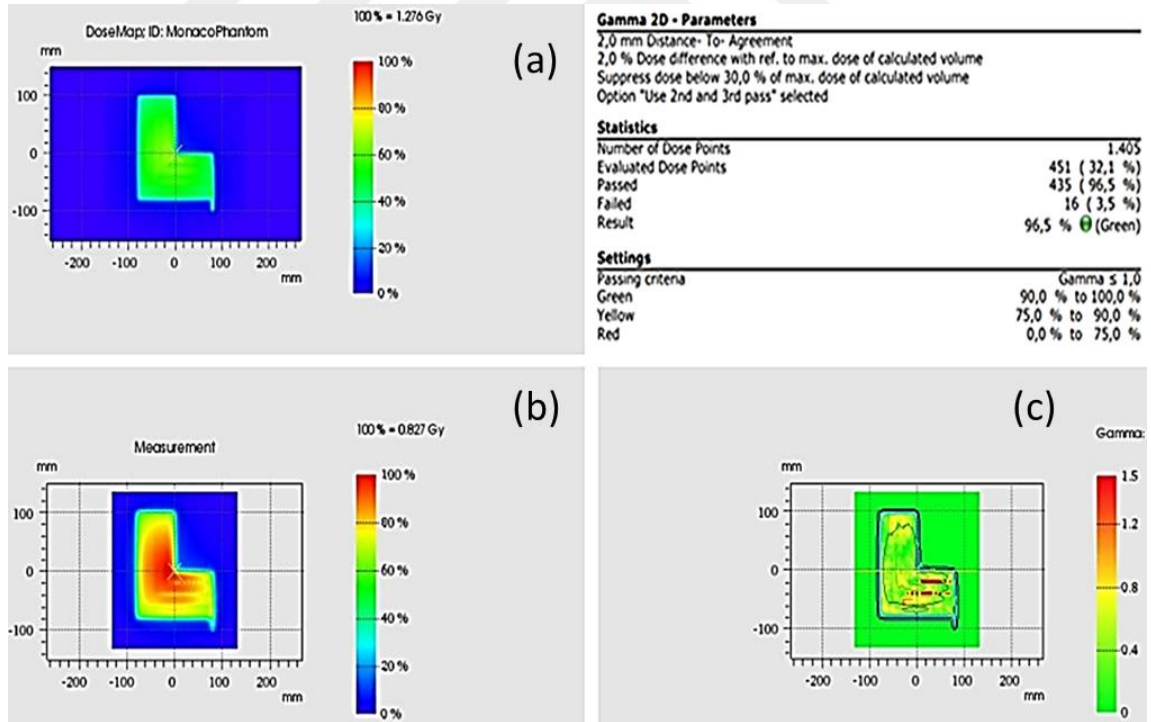
Şekil 4.29. 7SegA test planı için (a) X eksen (b) Y eksen için DTA-%DD profilleri, (c) XY düzlemi için DTA-%DD dağılımı



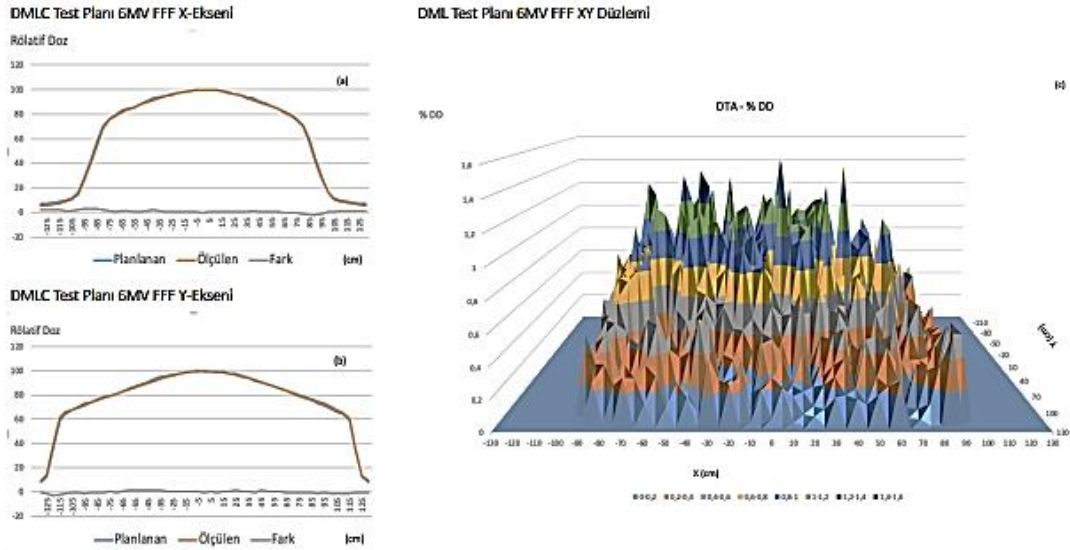
Şekil 4.30. 6 MV FFF enerjisi için 7SegA test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) analize ait sonuç dağılımı



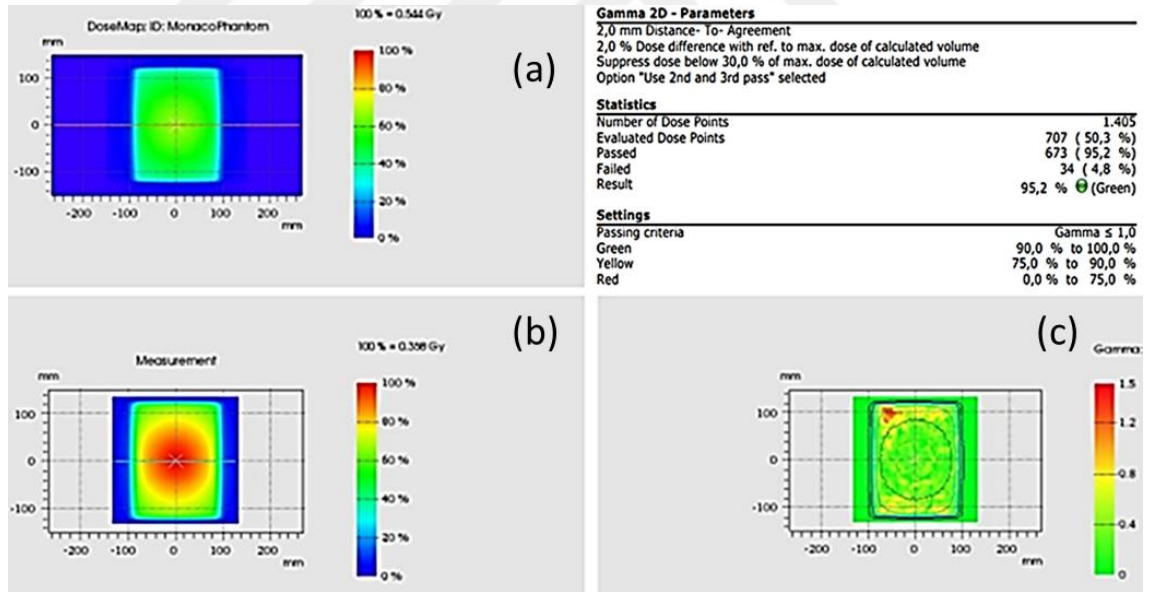
Şekil 4.31. FourL test planı için (a) X eksen (b) Y eksen için DTA-%DD profilleri, (c) XY düzlemi için DTA-%DD dağılımı



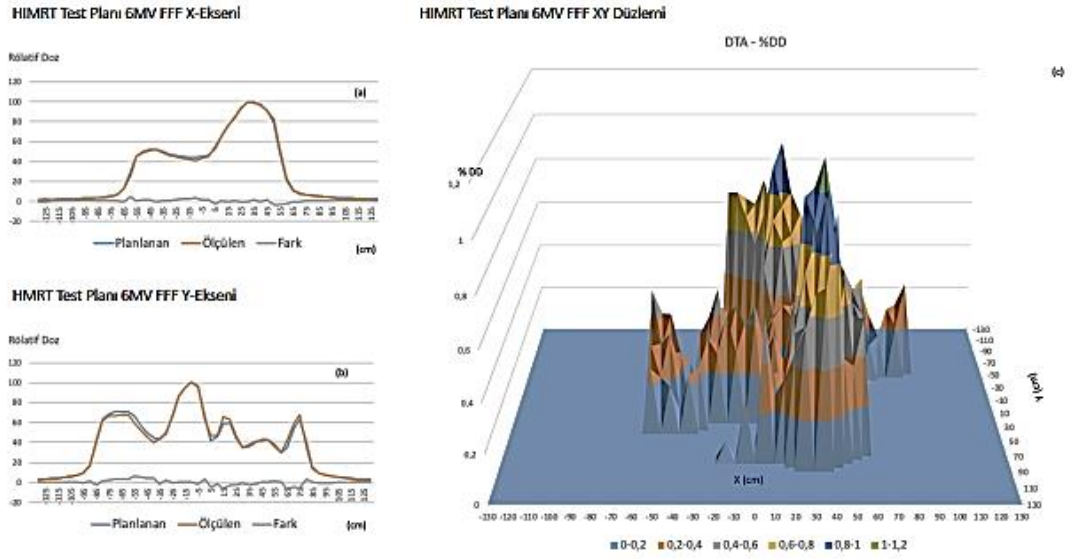
Şekil 4.32. 6 MV FFF enerjisi için FourL test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) analize ait sonuç dağılımı



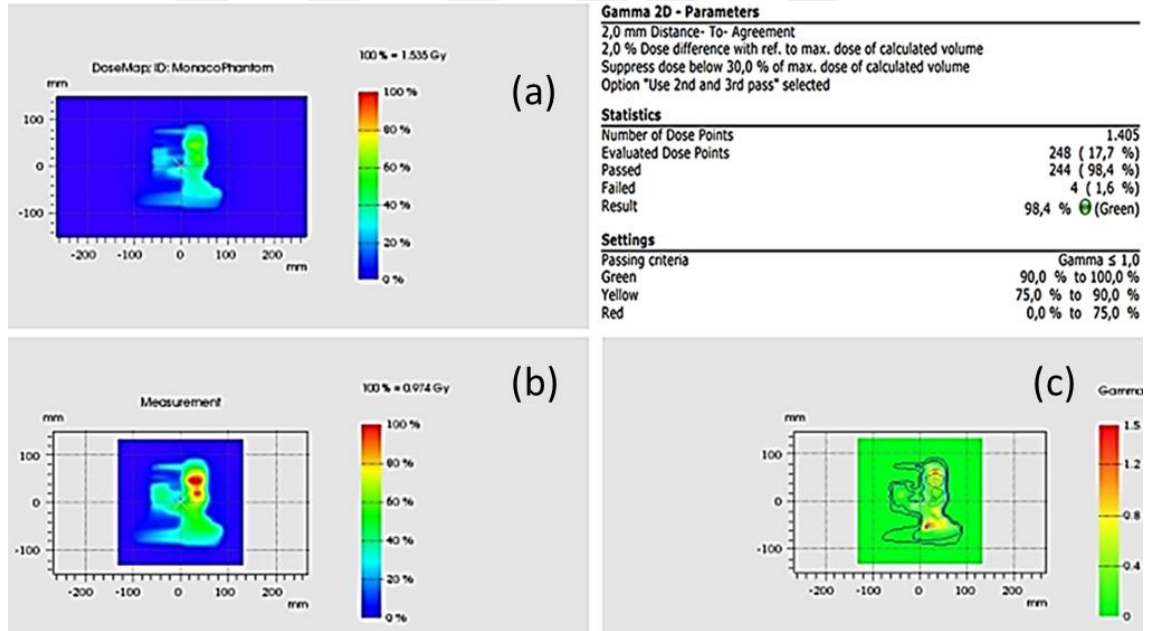
Şekil 4.33. DMLC test planı için (a) X eksen (b) Y eksen için DTA-%DD profilleri, (c) XY düzlemi için DTA-%DD dağılımı



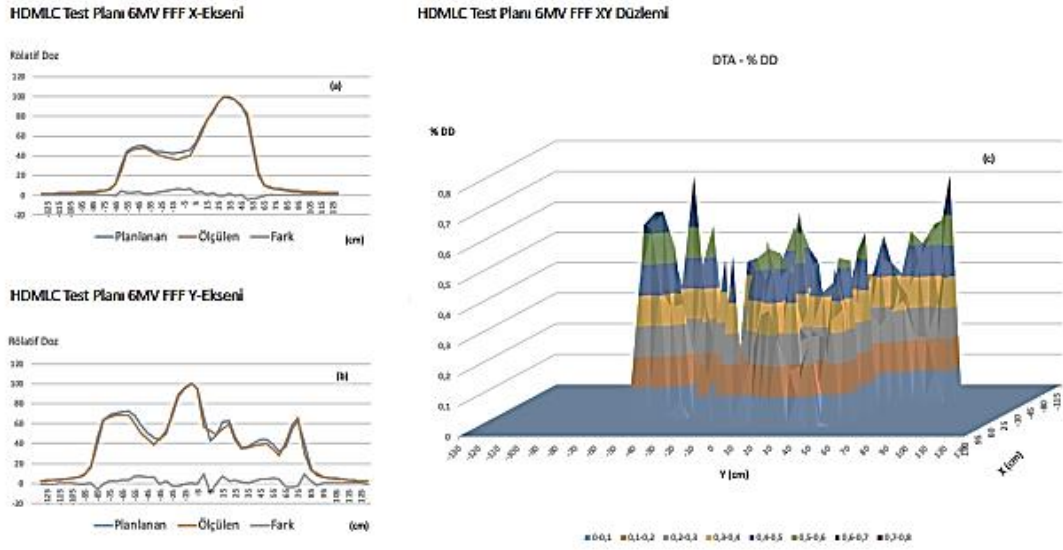
Şekil 4.34. 6 MV FFF enerjisi için DMLC test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) analize ait sonuç dağılımı



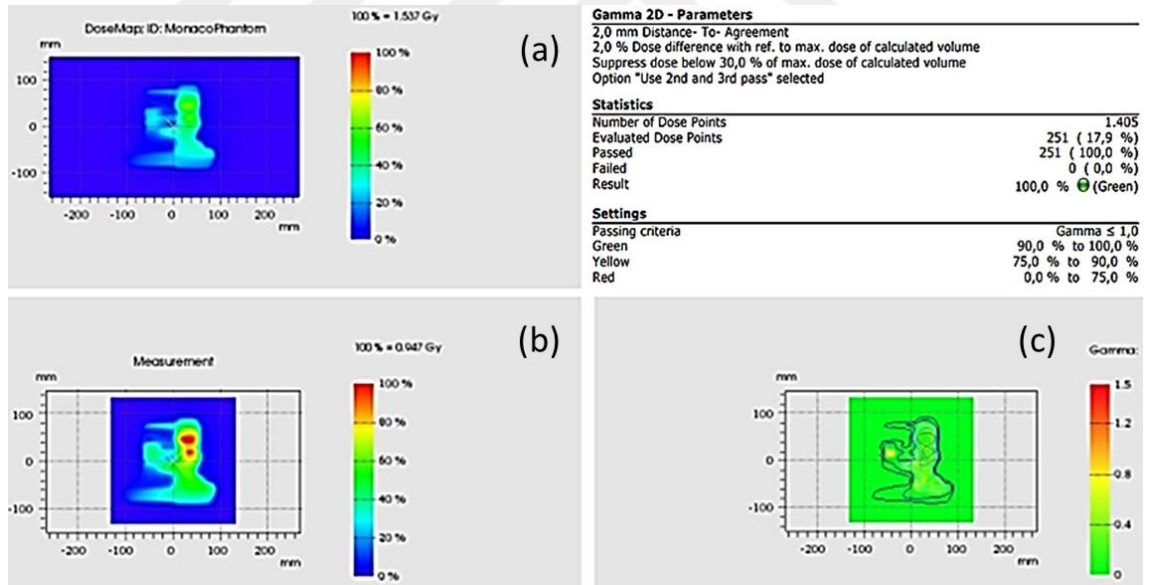
Şekil 4.35. HIMRT test planı için (a) X eksen (b) Y eksen için DTA-%DD profilleri, (c) XY düzlemi için DTA-%DD dağılımı



Şekil 4.36. 6 MV FFF enerjisi için HIMRT test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) Gamma analize ait sonuç dağılımı



Şekil 4.37. HDMLC test planı için (a) X eksen (b) Y eksen için DTA-%DD profilleri, (c) XY düzlemi için DTA-%DD dağılımı



Şekil 4.38. 6 MV FFF enerjisi için HDMLC test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) analize ait sonuç dağılımı

4.1.2. Dolphin dedektör sistemi ile LINAC-2 cihazında alınan 2D ölçümleri

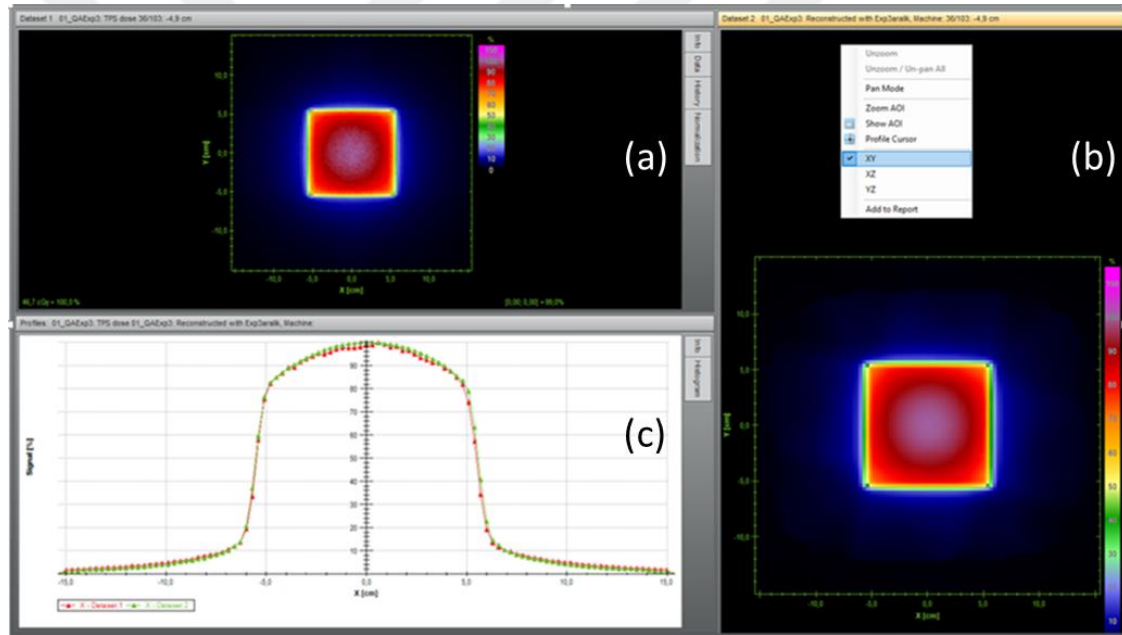
Bu çalışmada kullanılan iki boyutlu her bir test plan için, tedavi planlama sistemi tarafından hesaplanan üç boyutlu doz dağılımları elde edilmiş ve ölçüm istemine

aktarılmıştır. 2D dizi dedektör yardımıyla toplanan veriler, bu ölçüm sisteminin algoritması tarafından üç boyutlu düzlemsel doz dağılımı şeklinde türetilmiştir. 6 MV FFF enerjisinde elde edilen bu veriler, TPS tarafından hesaplanan doz dağılımları ile aynı düzlemsel koşullarda, ölçüm vasıtasıyla elde edilen verilerin karşılaştırılması sonucunda, Gamma analizi gerçekleştirilmiştir. TPS’de belirlenen XY düzleminde hesaplanan ve ölçülen X-ksen profillerinin karşılaştırılması ve Gamma analiz raporu aşağıda her bir test planı için sunulmaktadır.

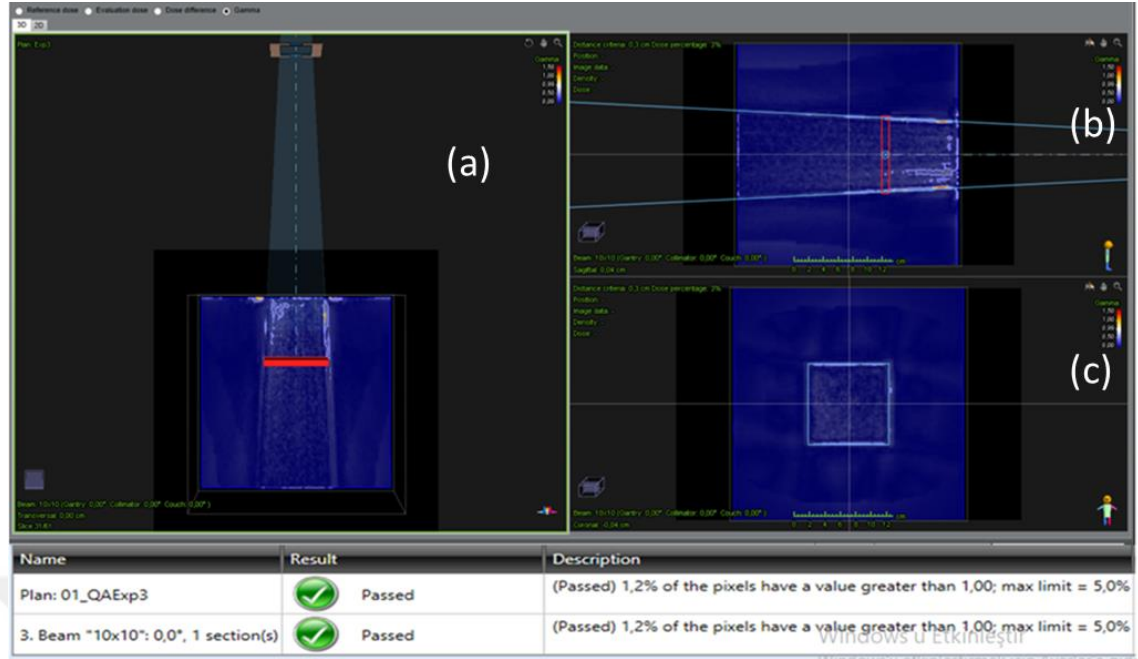
4.1.2.1. İki Boyutlu ışın test paketi-6 MV FFF veriler

Burada 6 MV FFF foton demeti için 2D testlerinin uygunluğuna ait veriler sunulmaktadır.

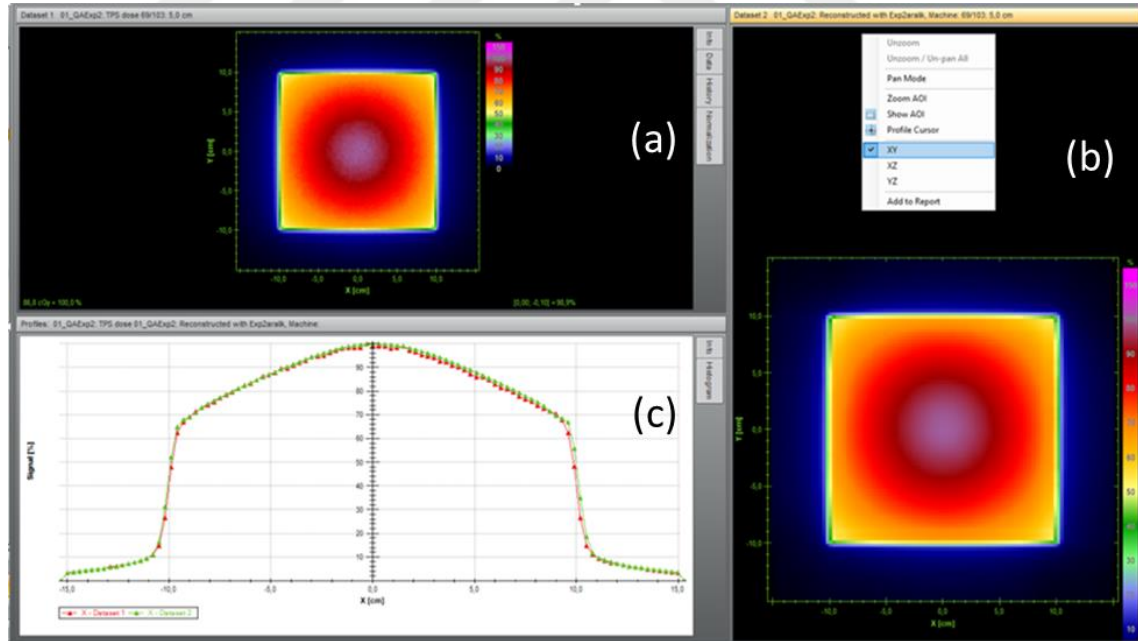
2D test paketi için XY düzleminde hesaplanan ve ölçülen doz dağılımı ve ayrıca X-ksen profillerinin karşılaştırılması ve Gamma analiz sonuç raporu dozda % 2 ve konumda 2 mm uyum kriterine göre aşağıda sunulmaktadır.



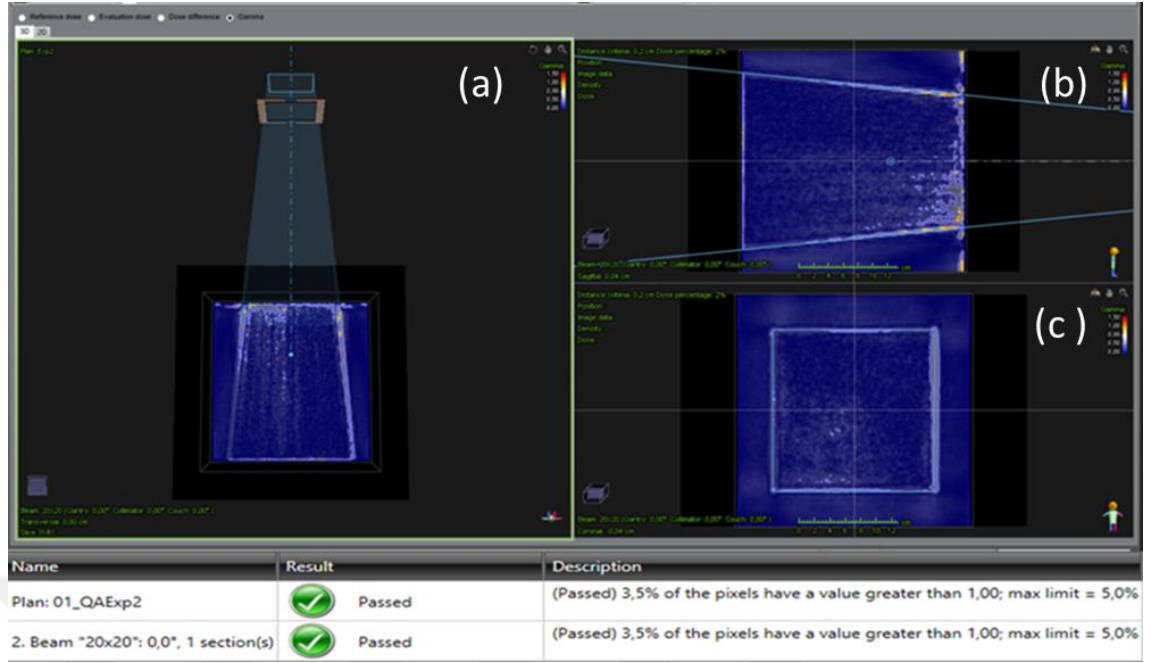
Şekil 4.39. 10x10 test planı için 6 MV FFF enerjisinde XY düzleminde (a) hesaplanan, (b) ölçülen doz dağılımı ve (c) X-ksen profillerinin karşılaştırılması



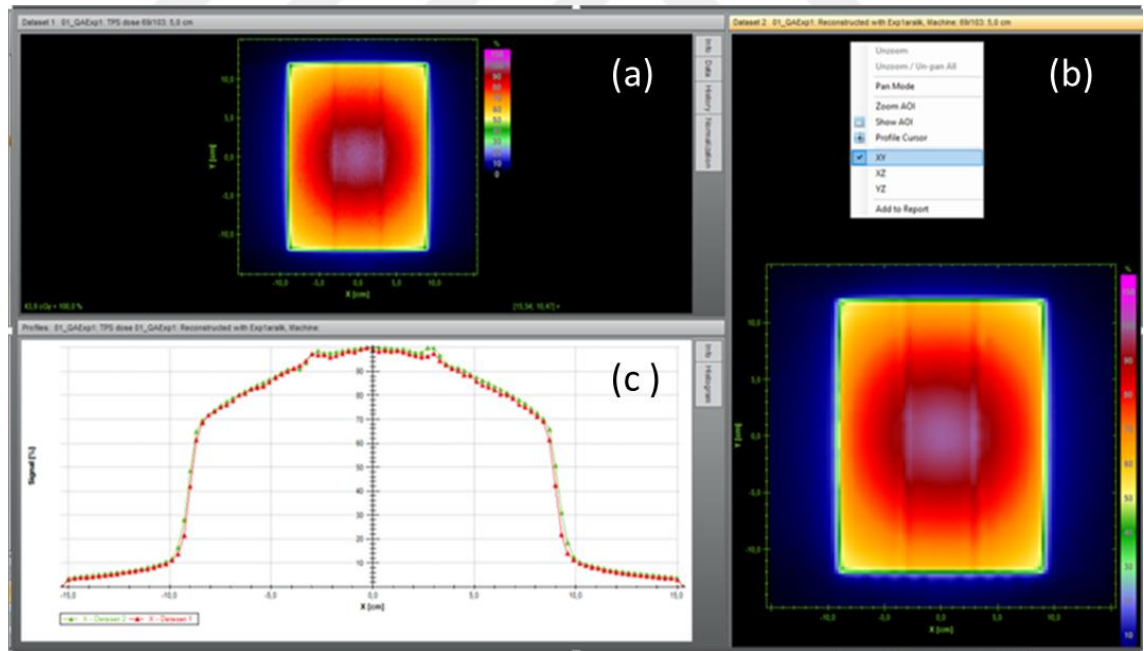
Şekil 4.40. 10 x 10 test planı için 6 MV FFF enerjisinde (a) XY, (b) XZ ve (c) YZ düzlemlerinde Gamma analiz dağılımı ve sonuç verisi



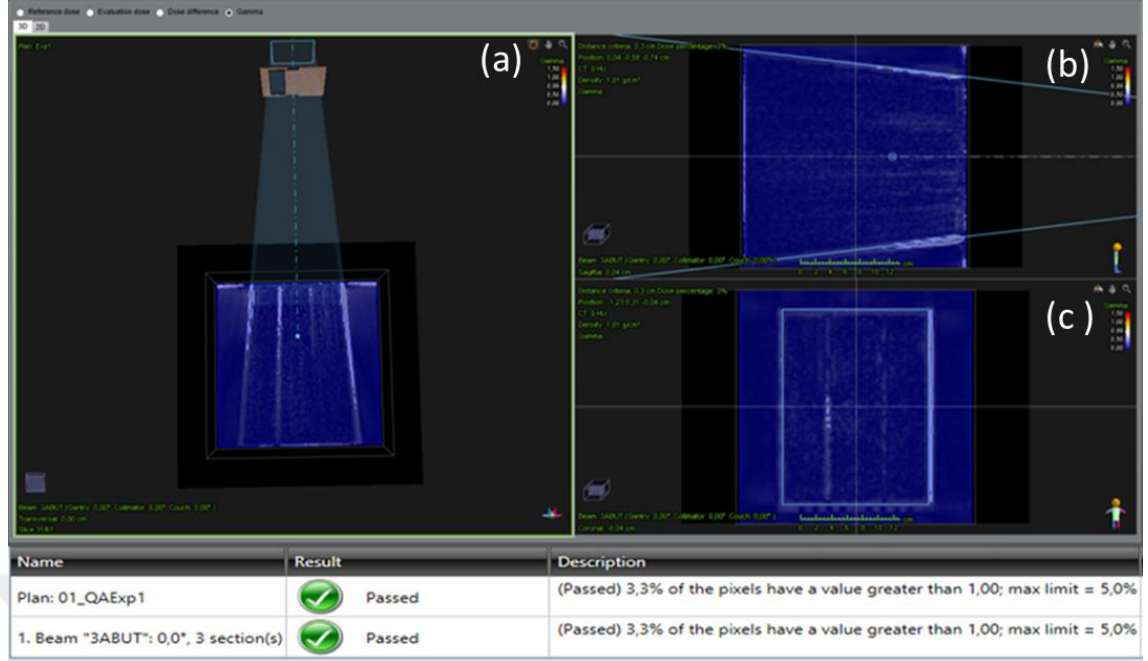
Şekil 4.41. 20 x 20 test planı için 6 MV FFF enerjisinde XY düzleminde (a) hesaplanan, (b) ölçülen doz dağılımı ve (c) X-eksen profillerinin karşılaştırılması



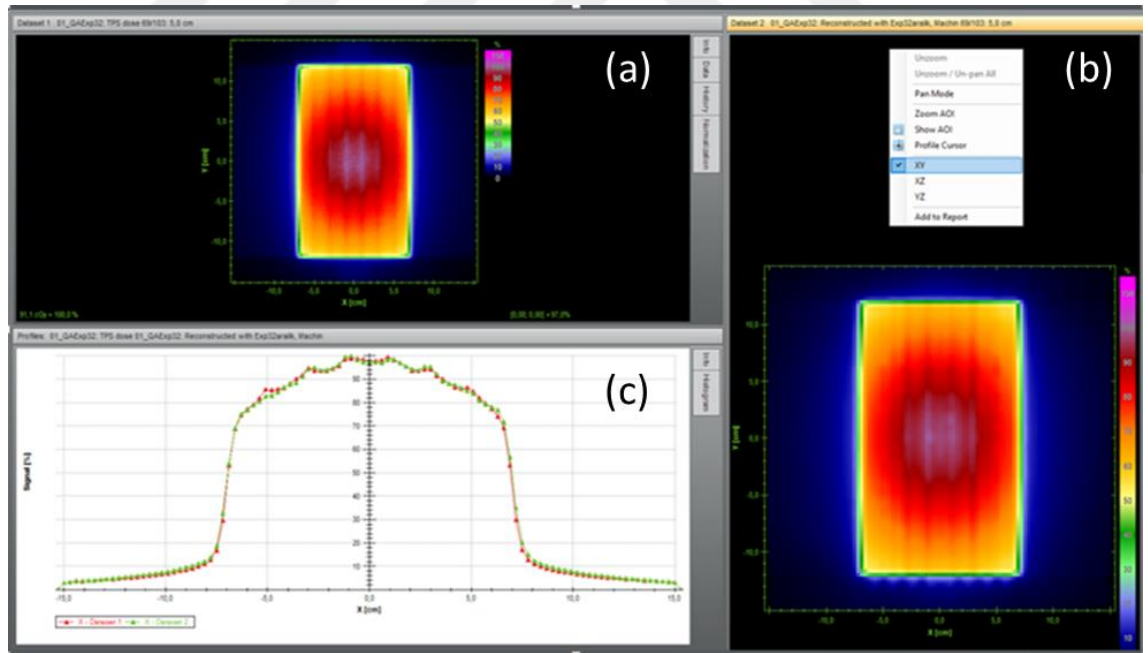
Şekil 4.42. 20 x 20 test planı için 6 MV FFF enerjisinde (a) XY, (b) XZ ve (c) YZ düzlemlerinde Gamma analiz dağılımı ve sonuç verisi



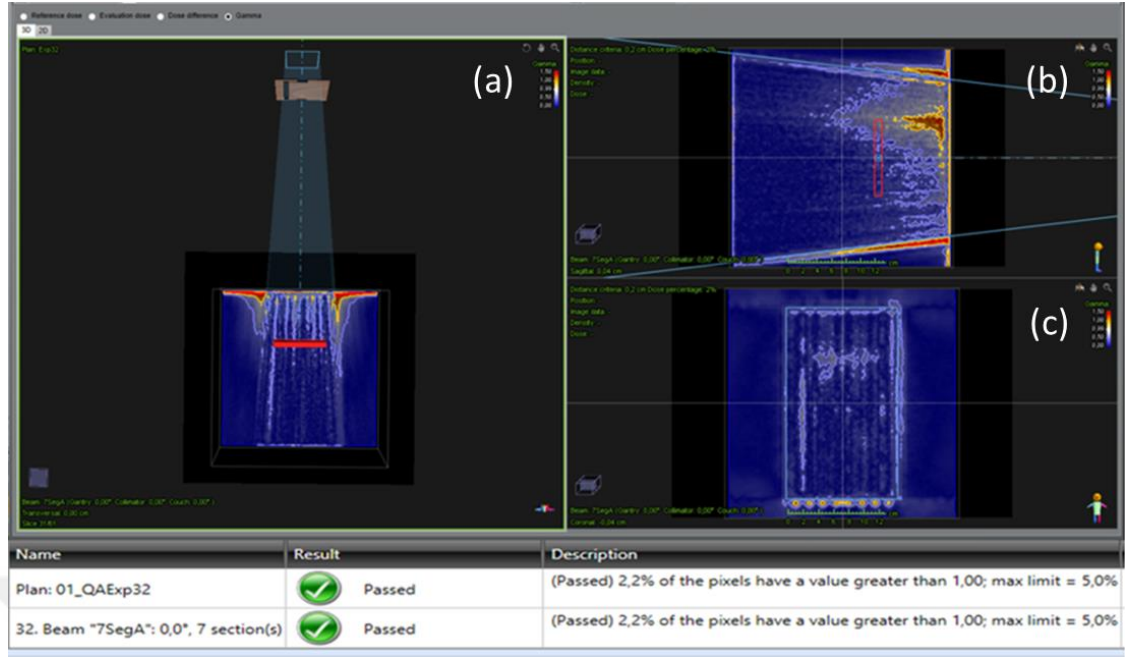
Şekil 4.43. 3ABUT test planı için 6 MV FFF enerjisinde XY düzleminde (a) hesaplanan, (b) ölçülen doz dağılımı ve (c) X-eksen profillerinin karşılaştırılması



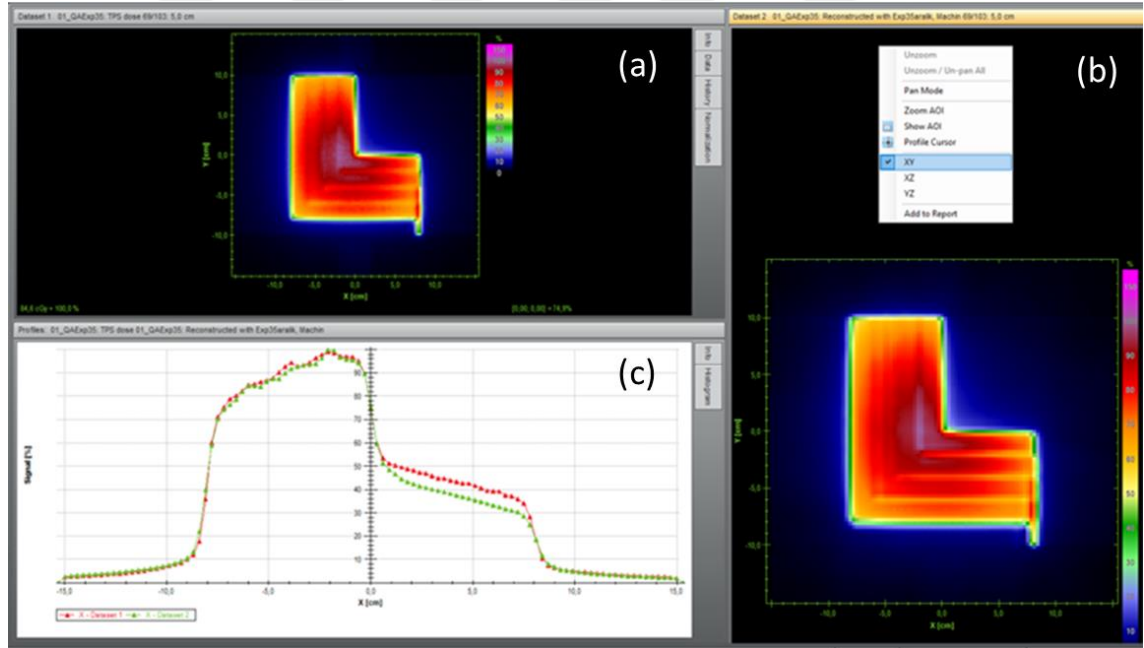
Şekil 4.44. 3ABUT test planı için 6 MV FFF enerjisinde (a) XY, (b) XZ ve (c) YZ düzlemlerinde Gamma analiz dağılımı ve sonuç verisi



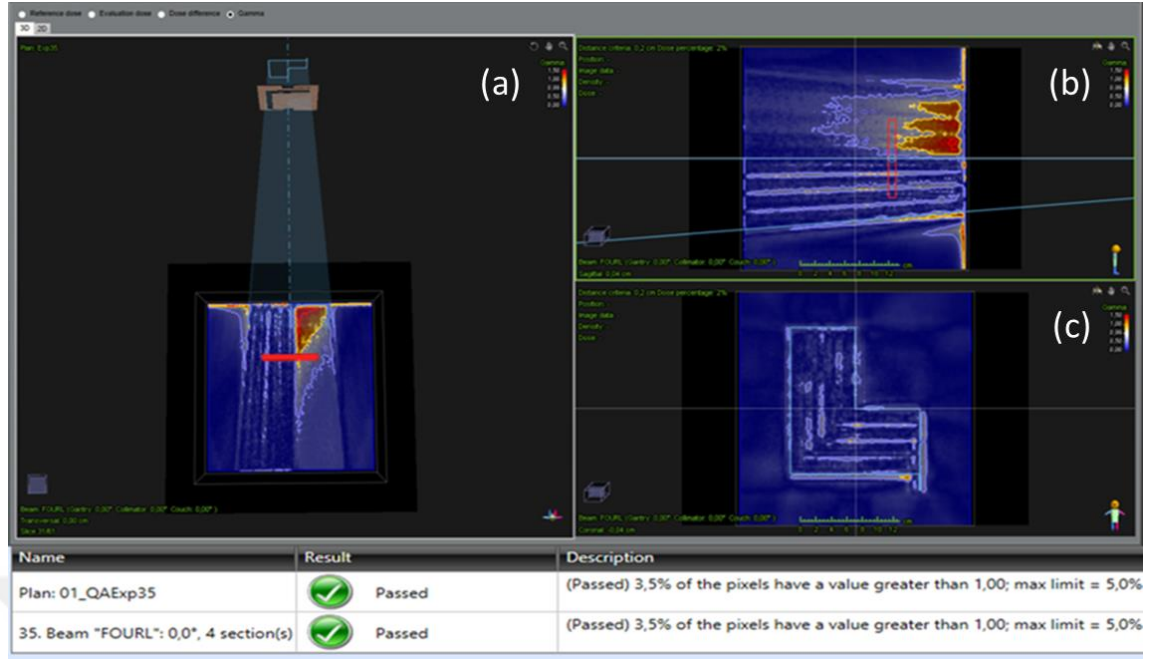
Şekil 4.45. 7SegA test planı için 6 MV FFF enerjisinde XY düzleminde (a) hesaplanan, (b) ölçülen doz dağılımı ve (c) X-eksen profillerinin karşılaştırılması



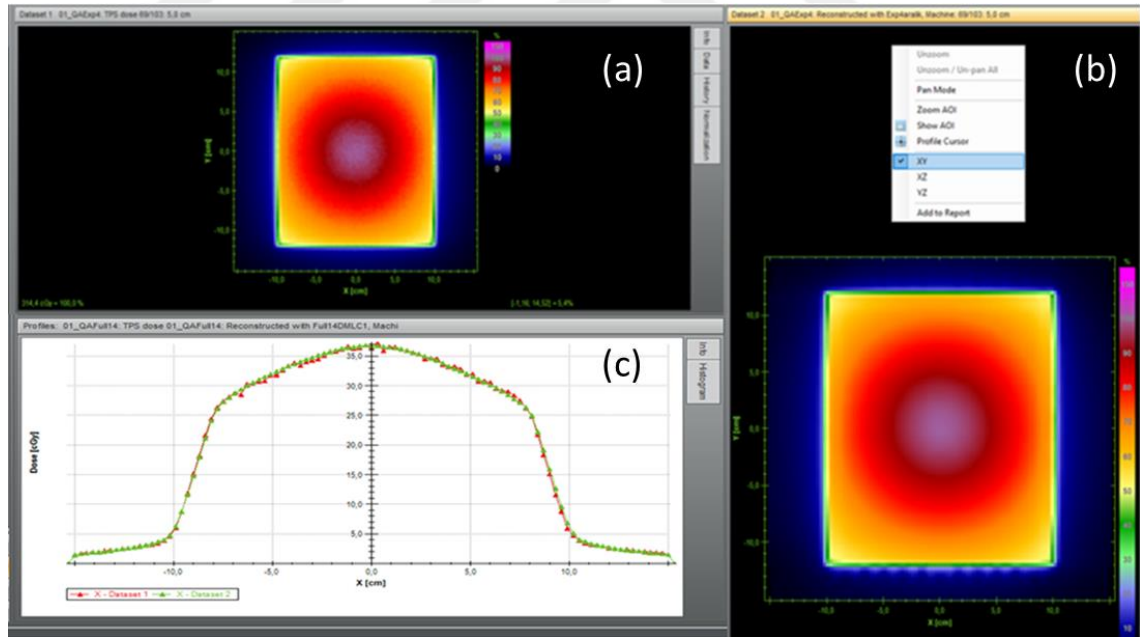
Şekil 4.46. 7SegA test planı için 6 MV FFF enerjisinde (a) XY, (b) XZ ve (c) YZ düzlemlerinde Gamma analiz dağılımı ve sonuç verisi



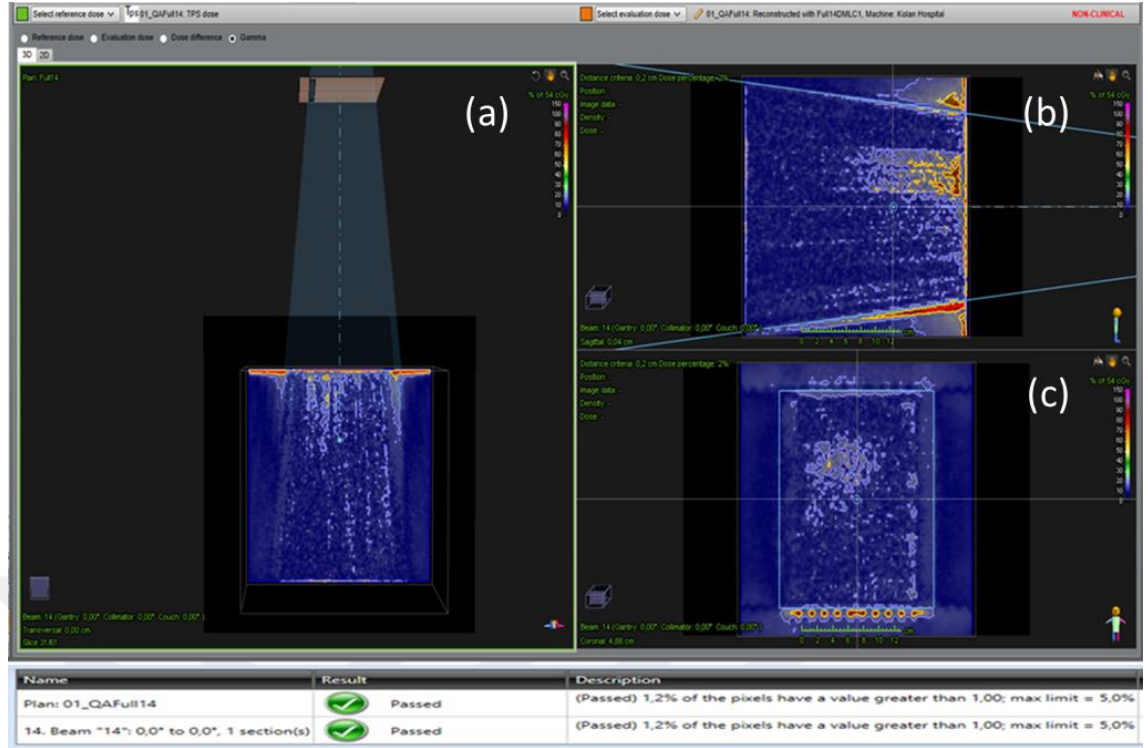
Şekil 4.47. FourL test planı için 6 MV FFF enerjisinde XY düzleminde (a) hesaplanan, (b) ölçülen doz dağılımı ve (c) X-eksen profillerinin karşılaştırılması



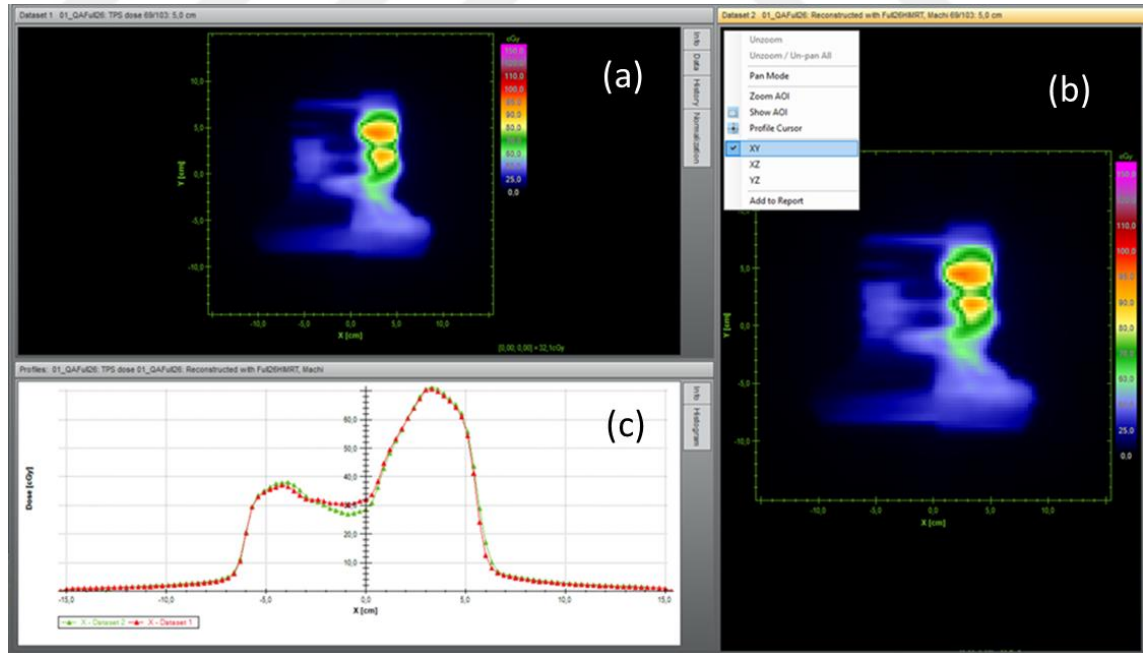
Şekil 4.48. FourL test planı için 6 MV FFF enerjisinde (a) XY, (b) XZ ve (c) YZ düzlemlerinde Gamma analiz dağılımı ve sonuç verisi



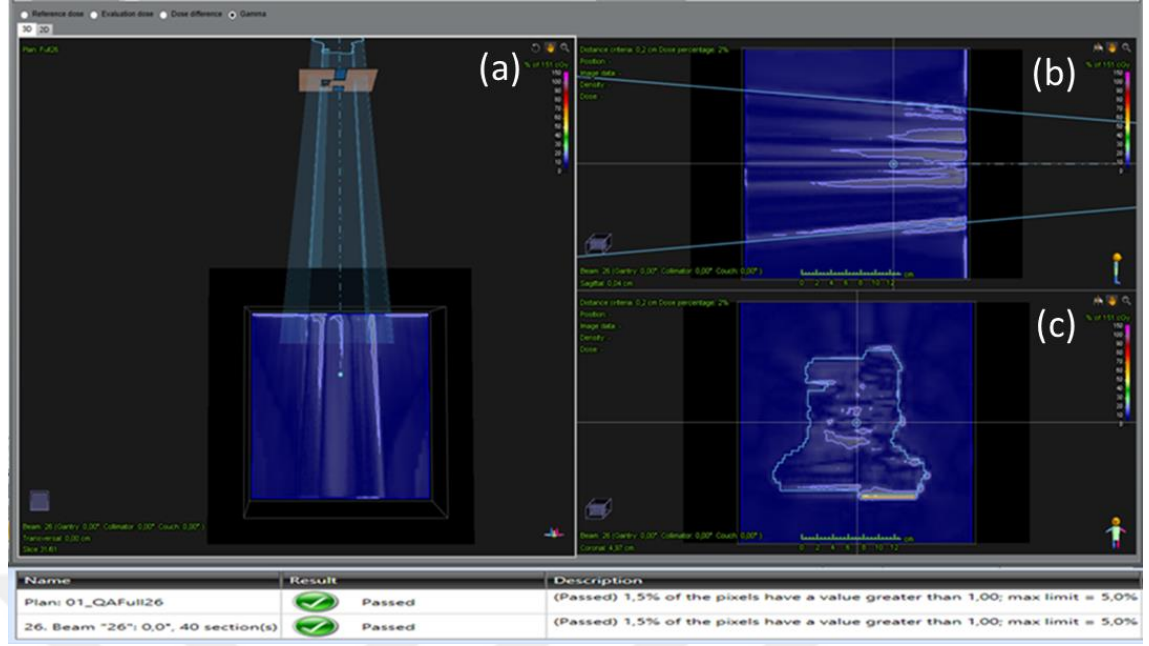
Şekil 4.49. DMLC test planı için 6 MV FFF enerjisinde XY düzleminde (a) hesaplanan, (b) ölçülen doz dağılımı ve (c) X-eksen profillerinin karşılaştırılması



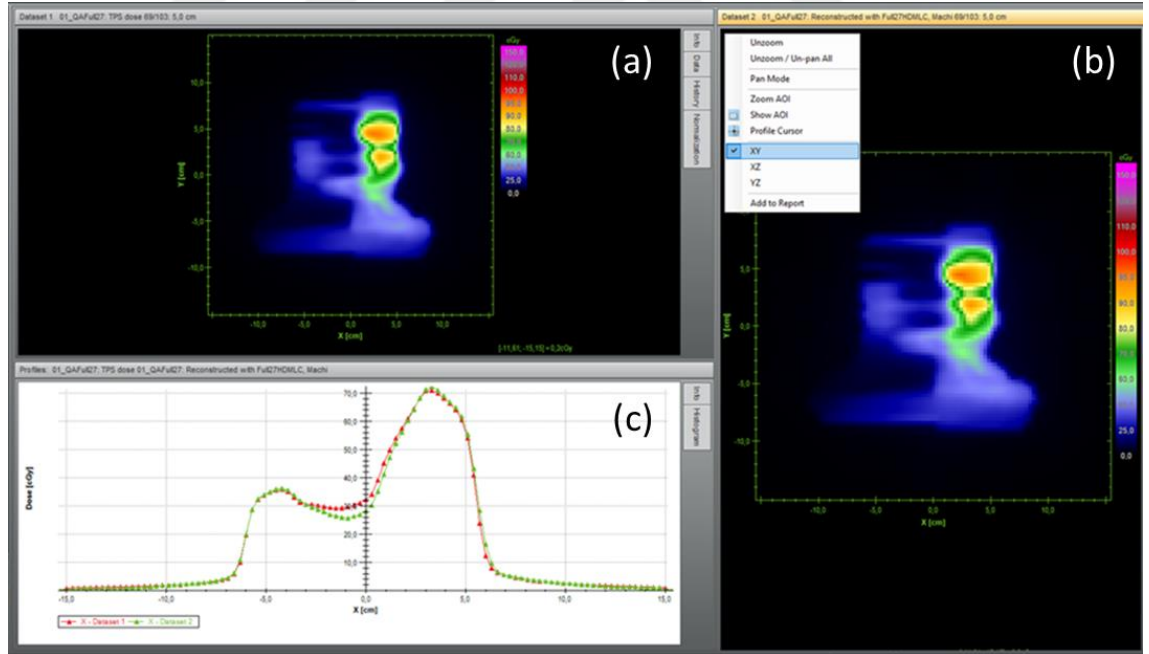
Şekil 4.50. DMLC test planı için 6 MV FFF enerjisinde (a) XY, (b) XZ ve (c) YZ düzlemlerinde Gamma analiz dağılımı ve sonucu verisi



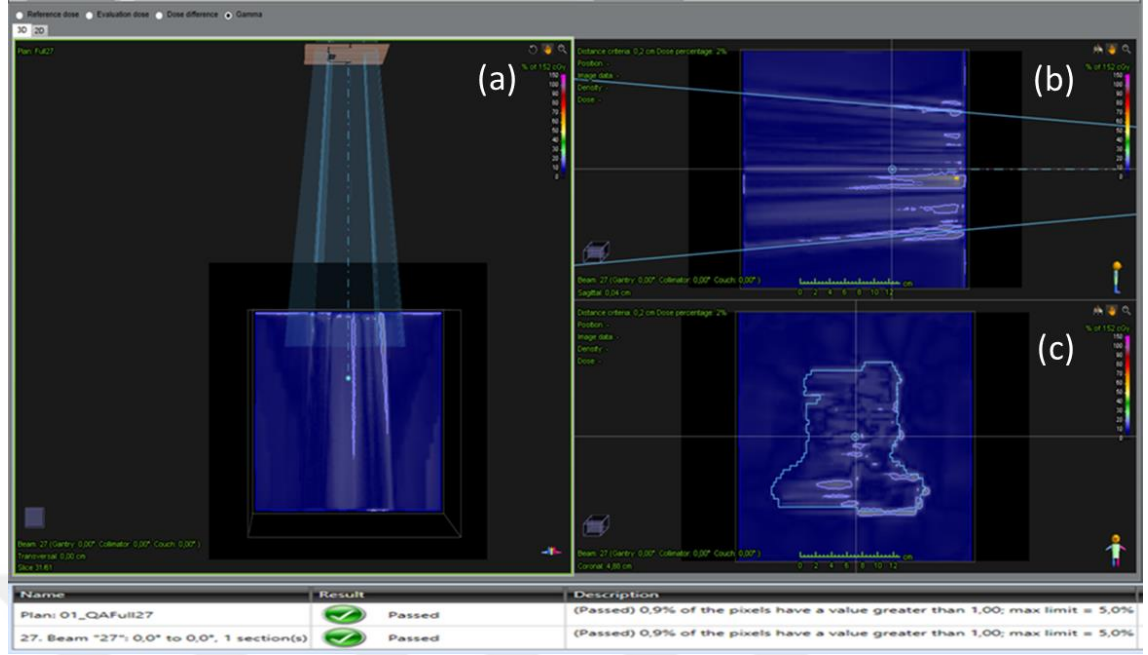
Şekil 4.51. HIMRT test planı için 6 MV FFF enerjisinde XY düzleminde (a) hesaplanan, (b) ölçülen doz dağılımı ve (c) X-eksen profillerinin karşılaştırılması



Şekil 4.52. HIMRT test planı için 6 MV FFF enerjisinde (a) XY, (b) XZ ve (c) YZ düzlemlerinde Gamma analiz dağılımı ve sonuç verisi



Şekil 4.53. HDMLC test planı için 6 MV FFF enerjisinde XY düzleminde (a) hesaplanan, (b) ölçülen doz dağılımı ve (c) X-eksen profillerinin karşılaştırılması



Şekil 4.54. HDMLC test planı için 6 MV FFF enerjisinde (a) XY, (b) XZ ve (c) YZ düzlemlerinde Gamma analiz dağılımı ve sonuç verisi

4.2. Üç Boyutlu Işın Test Paketi Ölçümleri

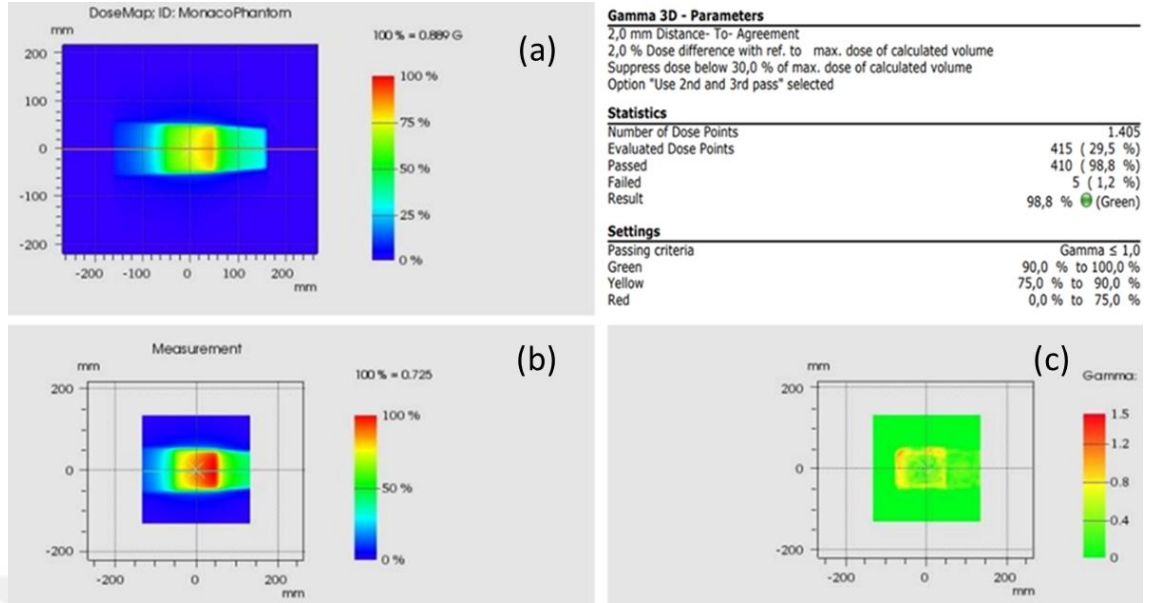
LINAC-1 ve 2 için TPS’de ayrı ayrı hesaplanan ışın test paketine ait doz hesaplama dosyalarının Octavius ve Dolphin dedektör sistemleri ile ölçülen verilerin karşılaştırılması Gamma analizi yöntemiyle dozda % 2 ve konumda 2 mm uyum kriteri ile %95 doğrulukla bulundu. Altı adet plan içeren ışın test paketi kapsamında karşılaştırmalar aşağıda sunulmaktadır.

4.2.1. Octavius dedektör sistemi ile LINAC-1 Cihazında alınan 3D ölçümleri

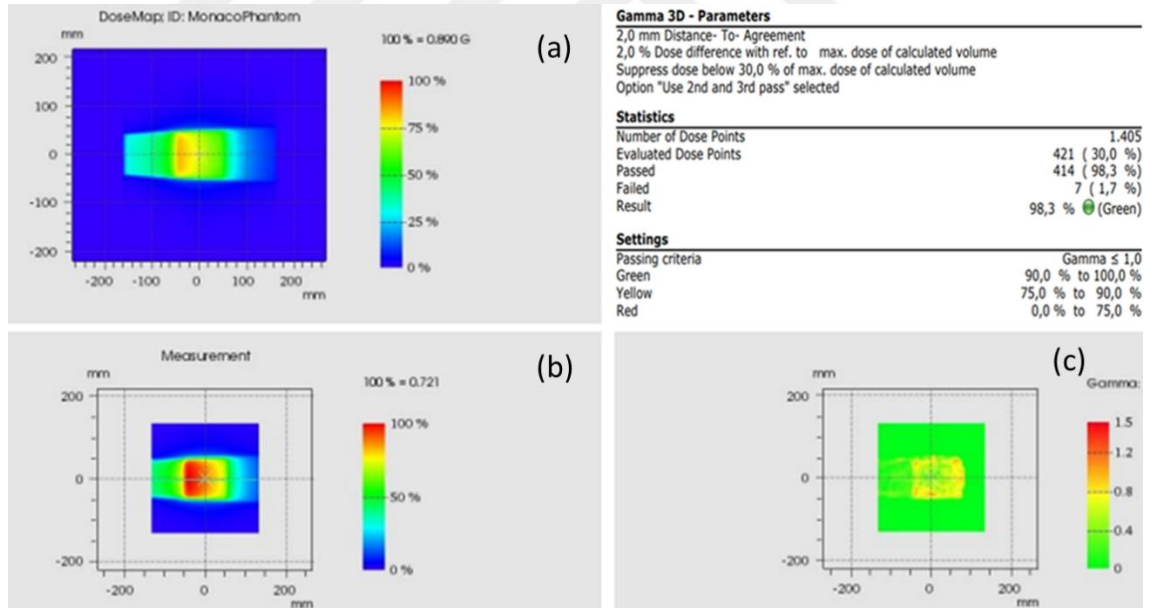
Bu çalışmada kullanılan üç boyutlu her bir test planı için, tedavi planlama sistemi tarafından hesaplanan üç boyutlu doz dağılımları elde edilmiş ve ölçüm sistemine aktarılmıştır. 2D dizi dedektör yardımıyla toplanan veriler, ölçüm sisteminin yazılımı tarafından hacimsel doz dağılımı şeklinde türetilmiştir. Elde edilen bu veriler, TPS tarafından hesaplanan doz dağılımları ile aynı düzlemsel koşullarda, belirli bir derinlikte ve her bir düzlemde (XY, XZ ve YZ) eksen bazında alınan üç adet doz profili ile karşılaştırılmıştır. Hesaplanan ve ölçülen verilerin karşılaştırılması sonucunda, bu XY, XZ ve YZ profillerine dayalı olarak DTA-%DD verilerinden hesaplanarak Gamma analizi gerçekleştirilmiştir ve bu veriler aşağıda sunulmaktadır.

4.2.1.1. Üç Boyutlu ışın test paketi-6 MV FF veriler

Burada 6 MV FF foton demeti için 3D testlerinden VMAT-0 ve VMAT-270’in uygunluğuna ait veriler sunulmaktadır.



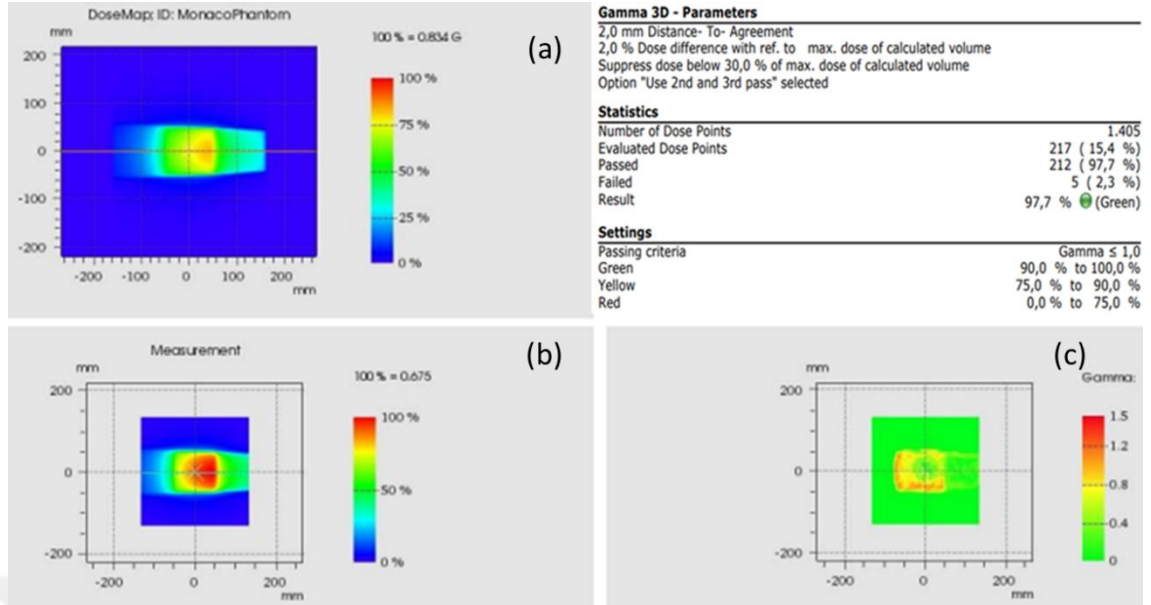
Şekil 4.55. 6 MV FF enerjisi için VMAT-0 test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) analize ait sonuç dağılımı



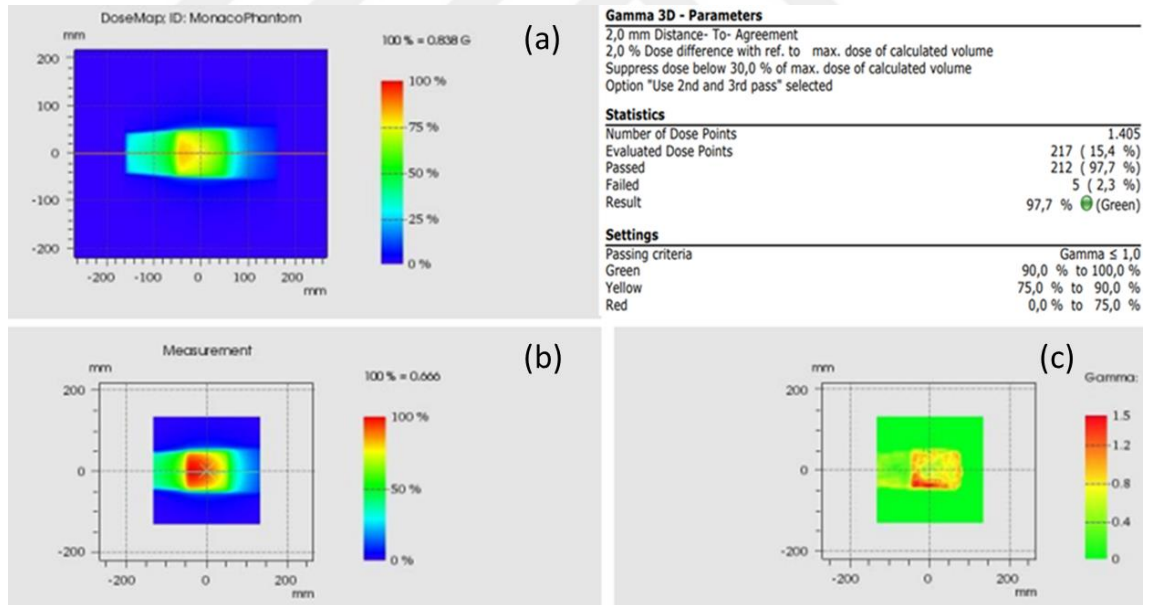
Şekil 4.56. 6 MV FF enerjisi için VMAT-270 test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) analize ait sonuç dağılımı

4.2.1.2. Üç Boyutlu ışın test paketi-6 MV FFF verileri

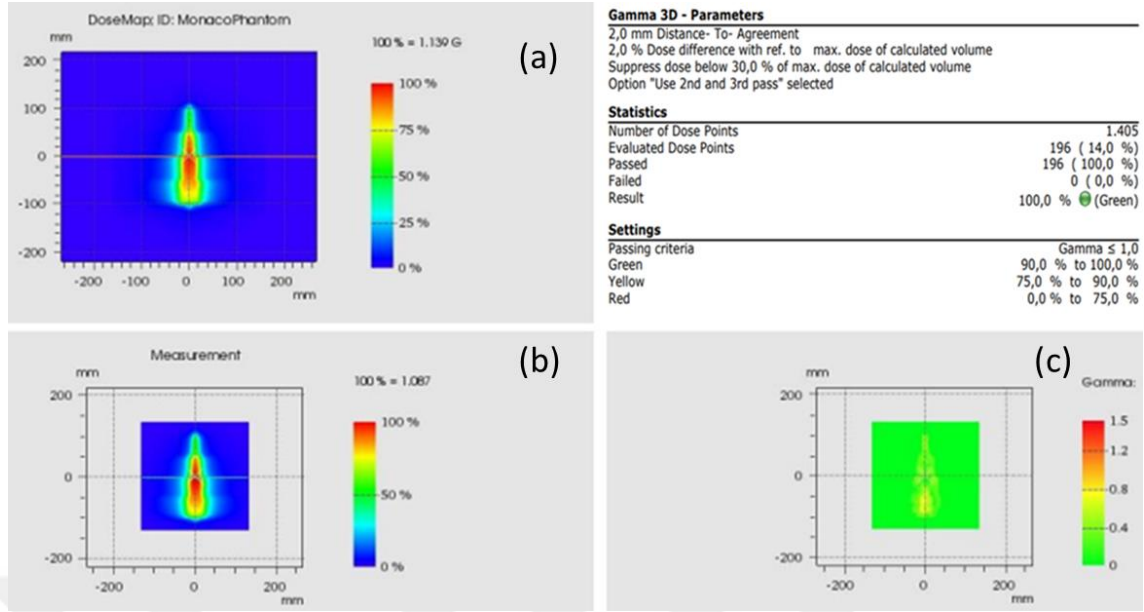
Burada 6 MV FFF foton demeti için 3D testlerinden VMAT-0, VMAT-270 ve VMAT-2Arc 'ın uygunluğuna ait veriler sunulmaktadır.



Şekil 4.57. 6 MV FFF enerjisi için VMAT-0 test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) analize ait sonuç dağılımı



Şekil 4.58. 6 MV FFF enerjisi için VMAT-270 test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) analize ait sonuç dağılımı



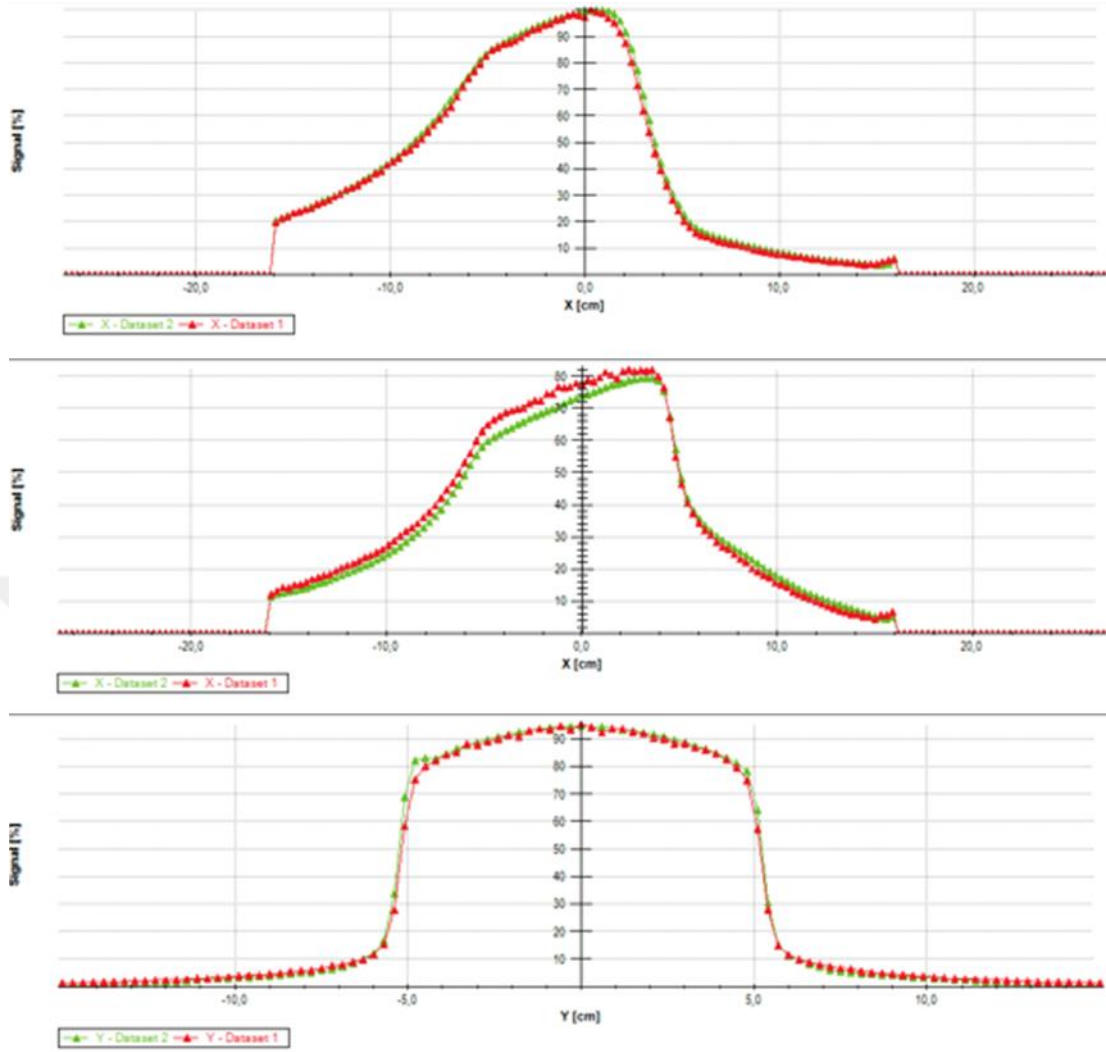
Şekil 4.59. 6 MV FFF enerjisi için VMAT-2Arc test planına ait analiz raporu; (a) TPS'ten elde edilen düzlemsel doz dağılımı, (b) ölçümle elde edilen düzlemsel doz dağılımı ve (c) analize ait sonuç dağılımı

4.2.2. Dolphin dedektör sistemi ile LINAC-2 cihazında alınan 3D ölçümleri şekil: 6 MV FFF enerjisi için VMAT-0 testinin gamma analiz sonucu

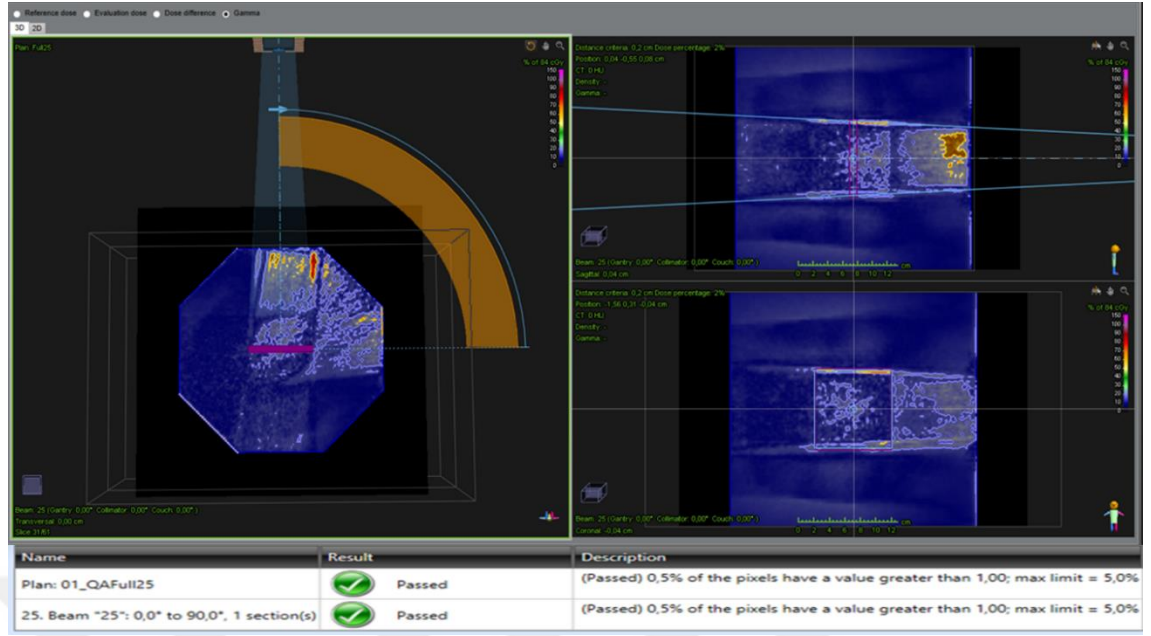
Bu çalışmada kullanılan üç boyutlu her bir test plan için, tedavi planlama sistemi tarafından hesaplanan üç boyutlu doz dağılımları elde edilmiş ve ölçüm istemine aktarılmıştır. 2D dizi dedektör yardımıyla toplanan veriler, ölçüm sisteminin algoritması tarafından hacimsel doz dağılımı şeklinde türetilmiştir. Elde edilen bu veriler, TPS tarafından hesaplanan doz dağılımları ile aynı düzlemsel koşullarda, belirli bir derinlikte ve her bir düzlemde (XY, XZ ve YZ) eksen bazında alınan üç doz profili ile karşılaştırılmıştır. Hesaplanan ve ölçülen verilerin karşılaştırılması sonucunda, bu XY, XZ ve YZ profillerine dayalı olarak Gamma analizi gerçekleştirilmiş ve bu analizden elde edilen Gamma indeks değerleri aşağıda sunulmaktadır.

4.2.2.1. Üç Boyutlu ışın test paketi-6 MV FFF veriler

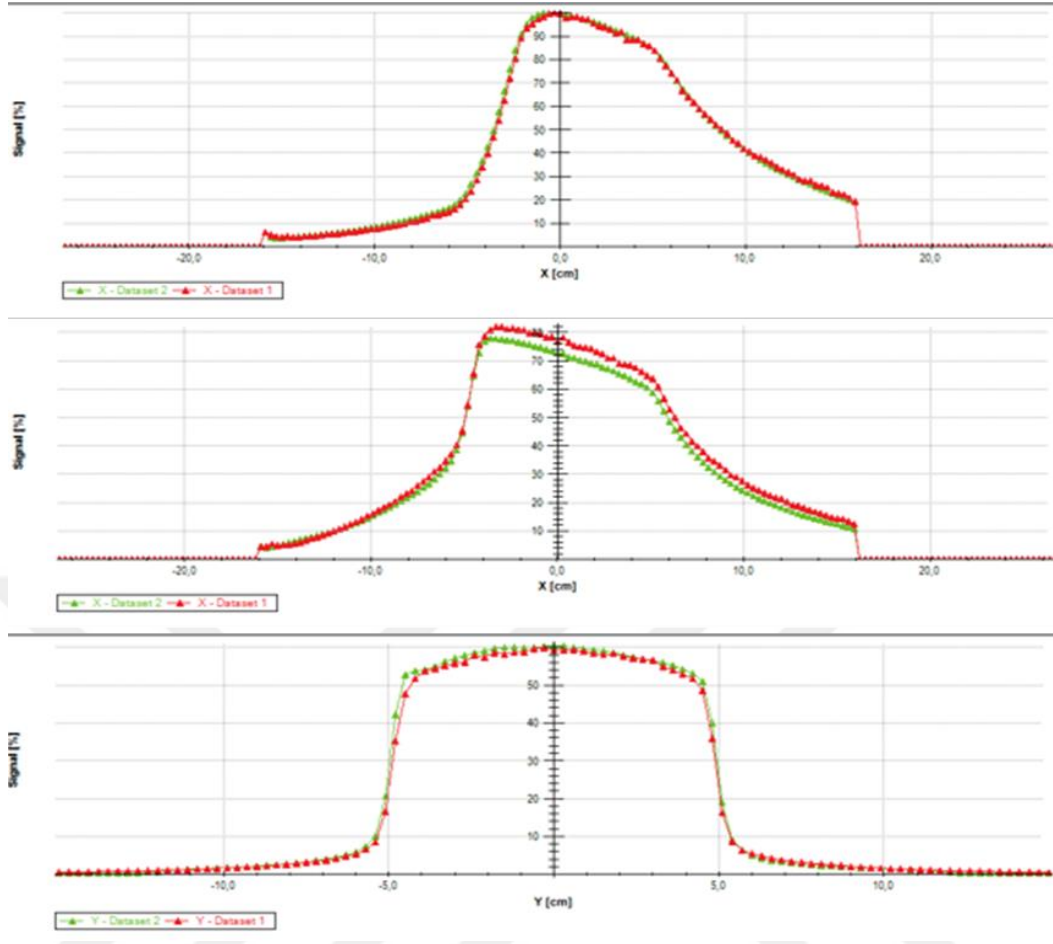
Burada 6 MV FFF foton demeti için 3D testlerin uygunluğuna ait veriler sunulmaktadır. Her bir test planı için belirlenen bir konumda XY, XZ ve YZ eksenlerine ait profillerin karşılaştırılması ve Gamma analiz sonucu verilmiştir.



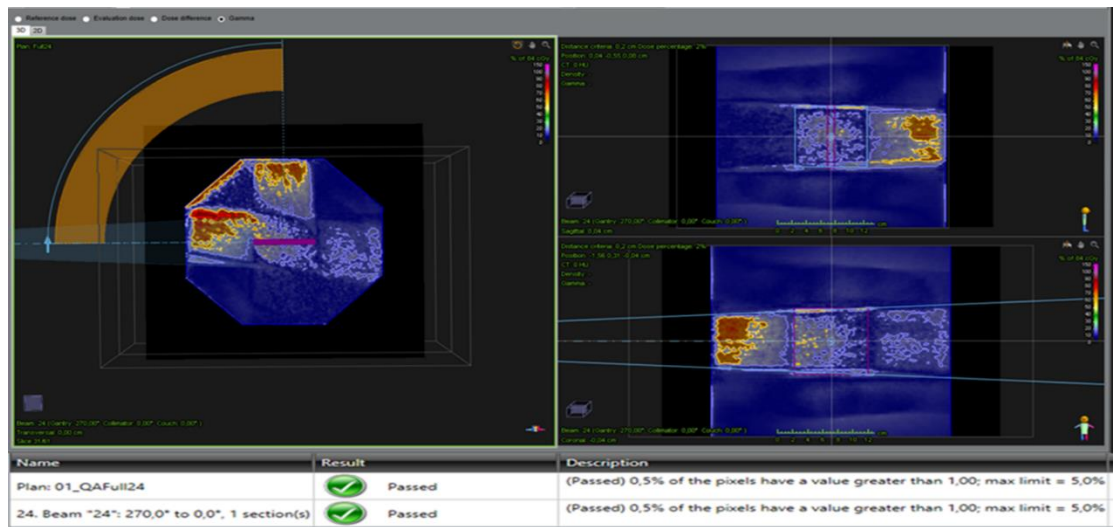
Şekil 4.60. VMAT-0 test planı için aynı düzlemde profil karşılaştırmaları; yukarıdan aşağıya doğru sırasıyla XY, XZ, YZ düzlem için tanımlanan bir konumda profil görüntüleri



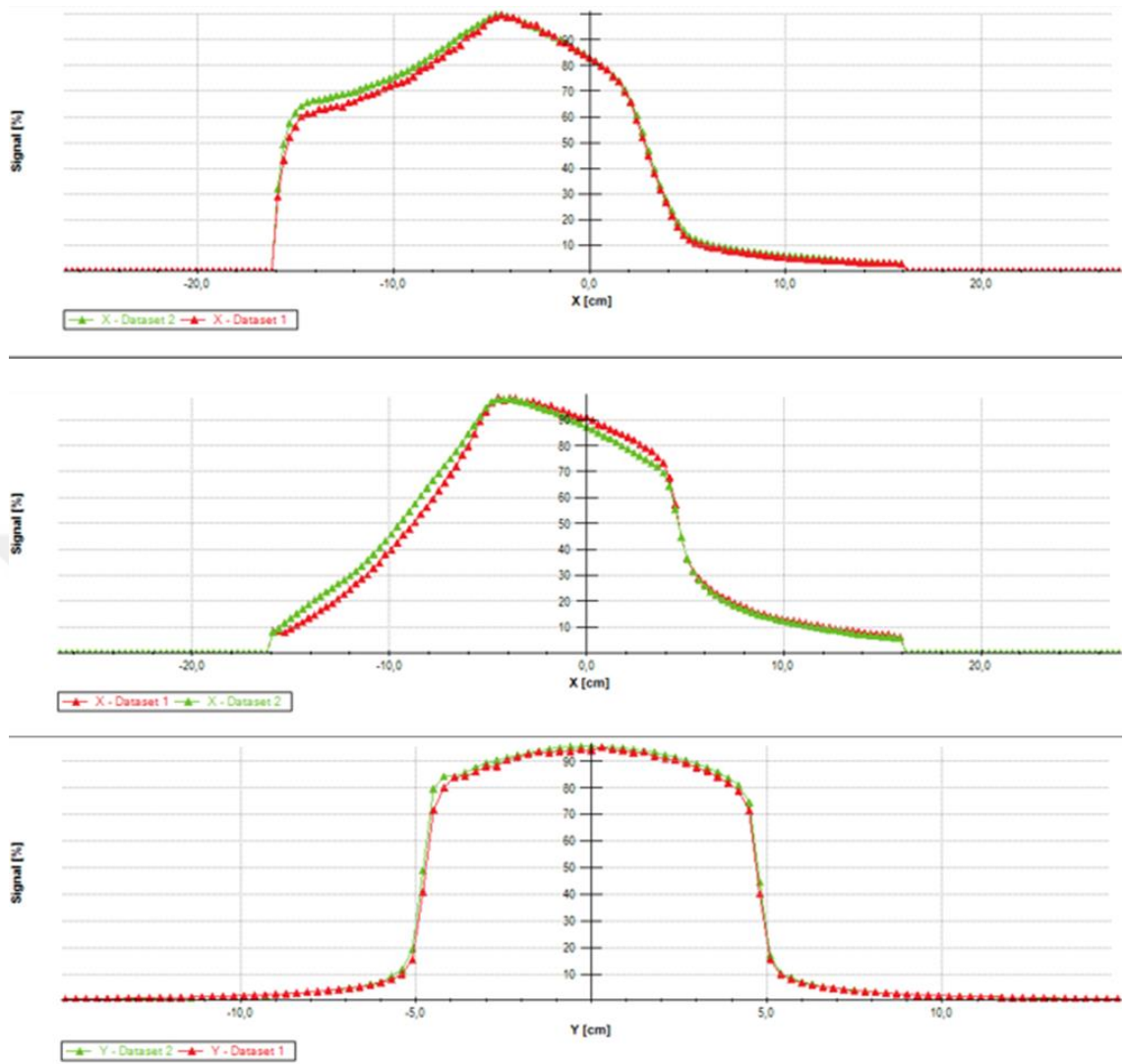
Şekil 4.61. VMAT-0 test planı için XY, XZ, YZ düzlemlerinde görsel ve sayısal Gamma analiz değeri



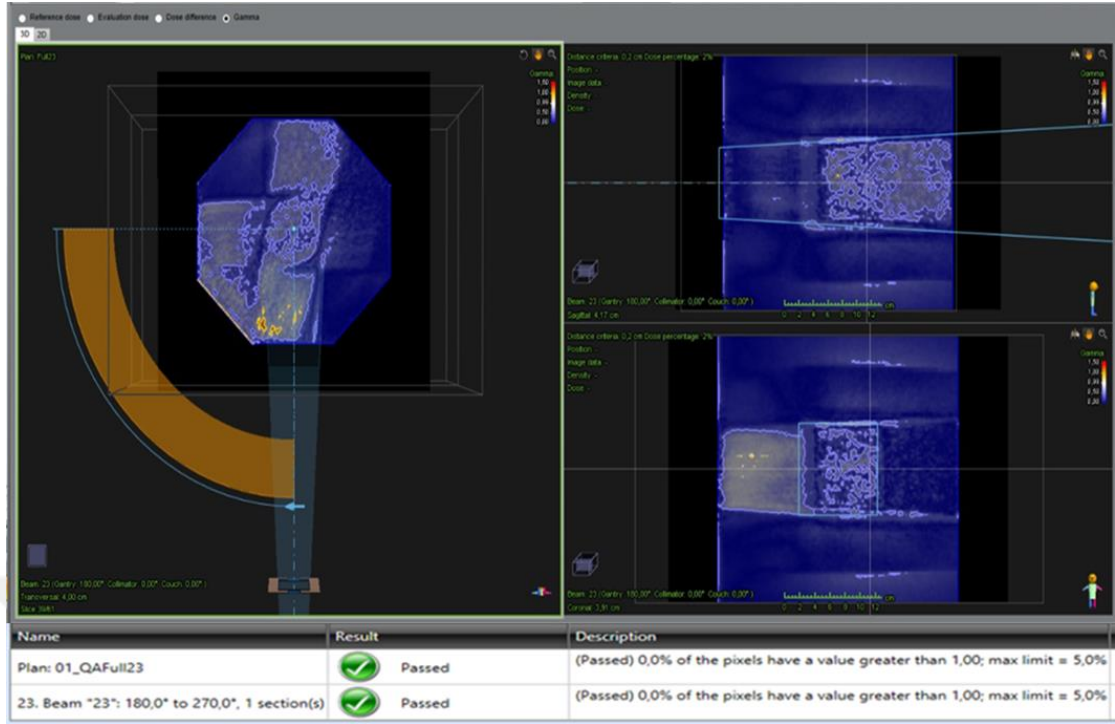
Şekil 4.62. VMAT-270 test planı için aynı düzlemde profil karşılaştırmaları; yukarıdan aşağıya doğru sırasıyla XY, XZ, YZ düzlem için tanımlanan bir konumda profil görüntüleri



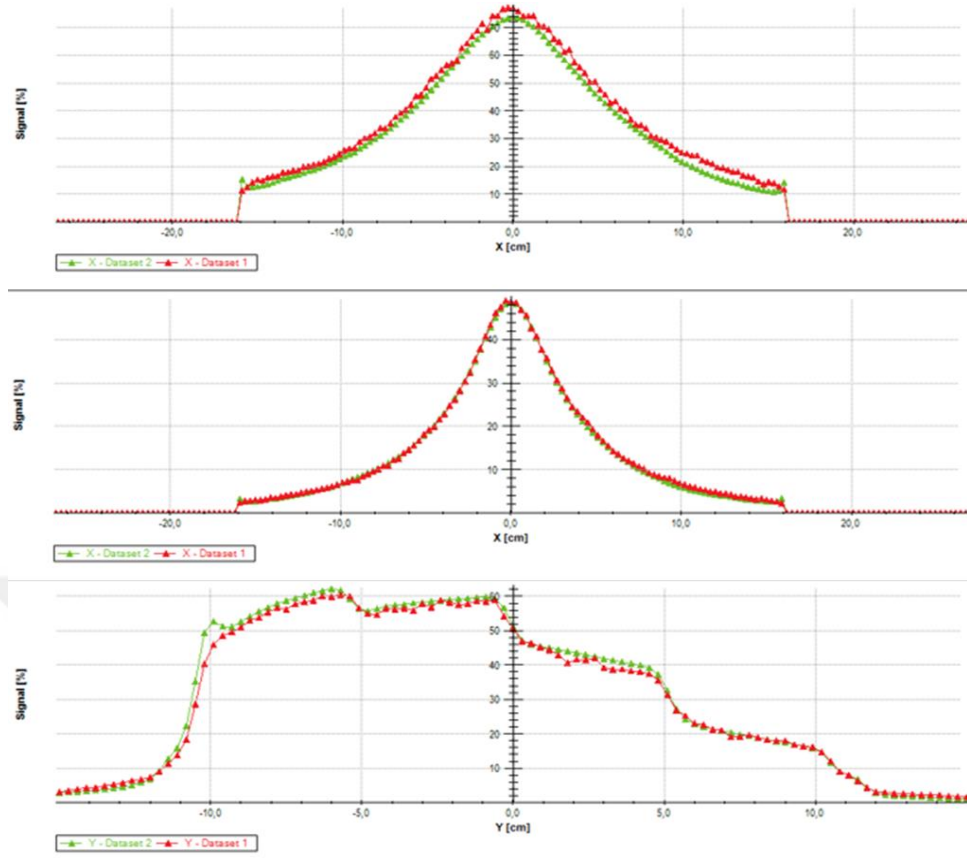
Şekil 4.63. VMAT-270 test planı için XY, XZ, YZ düzlemlerinde görsel ve sayısal Gamma analiz değeri



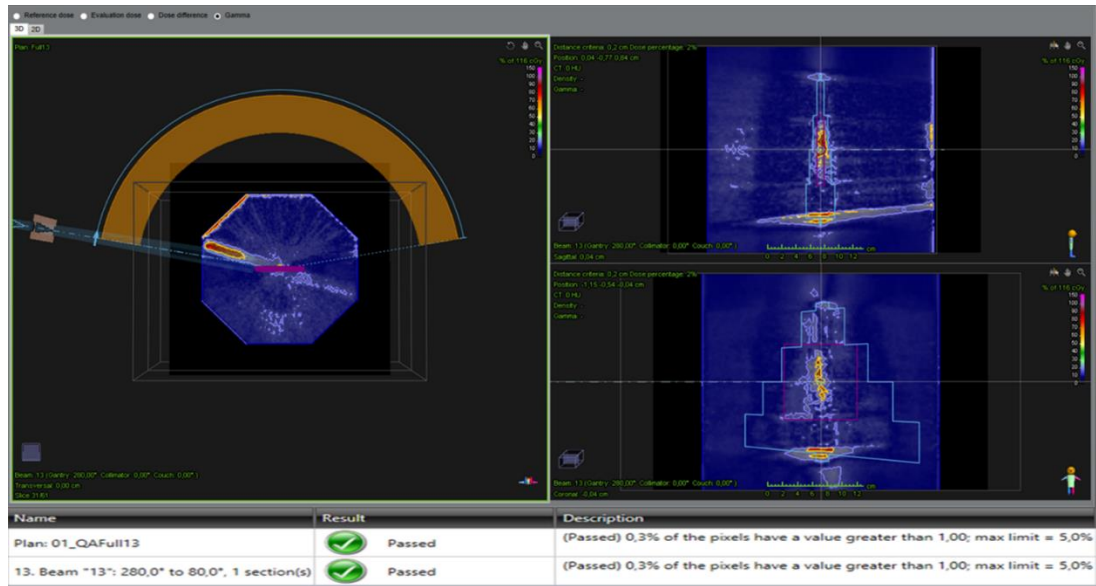
Şekil 4.64. VMAT-180 test planı için aynı düzlemde profil karşılaştırmaları; yukarıdan aşağıya doğru sırasıyla XY, XZ, YZ düzlem için tanımlanan bir konumda profil görüntüleri



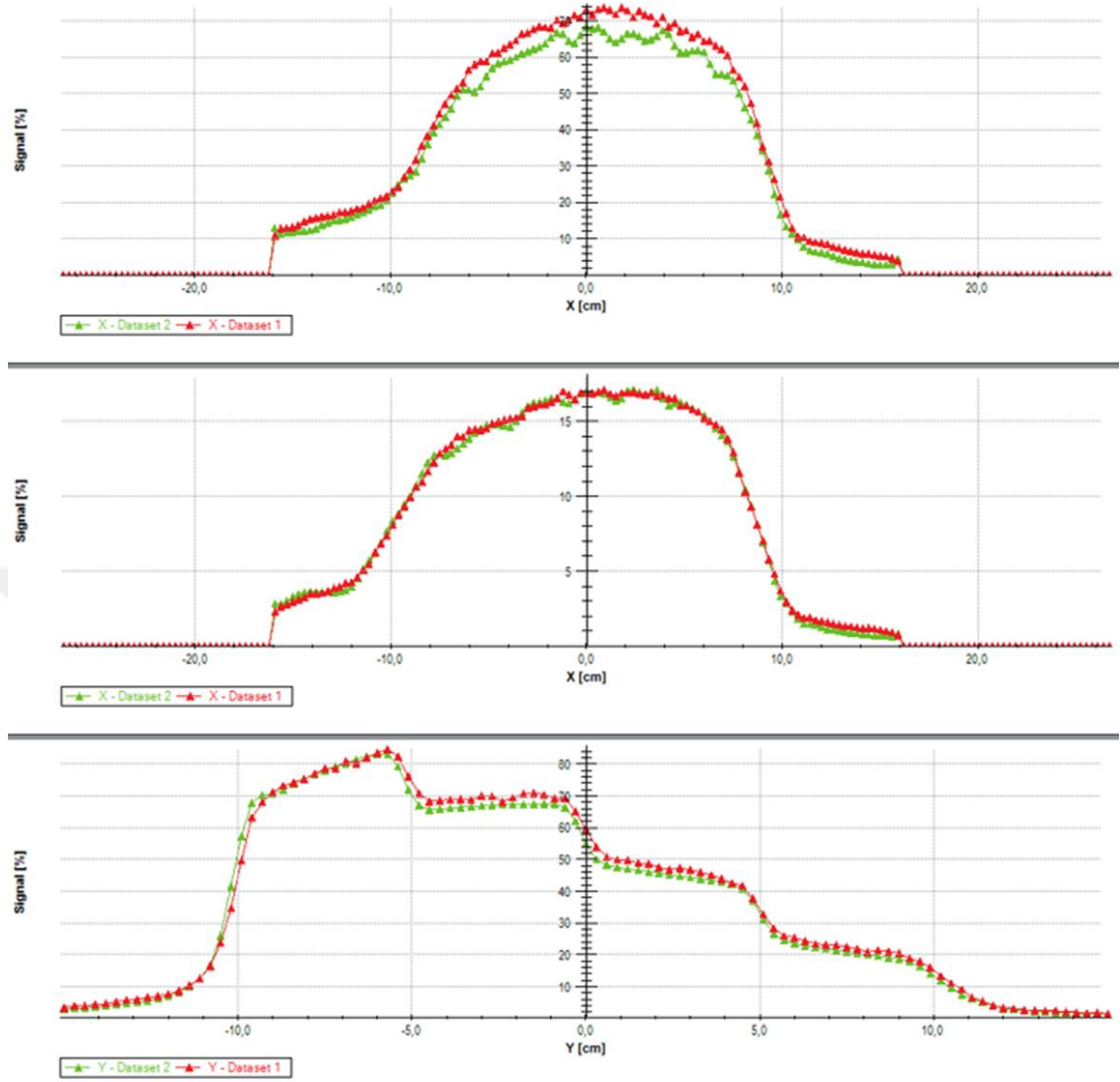
Şekil 4.65. VMAT-180 test planı için XY, XZ, YZ düzlemlerinde görsel ve sayısal Gamma analiz değeri



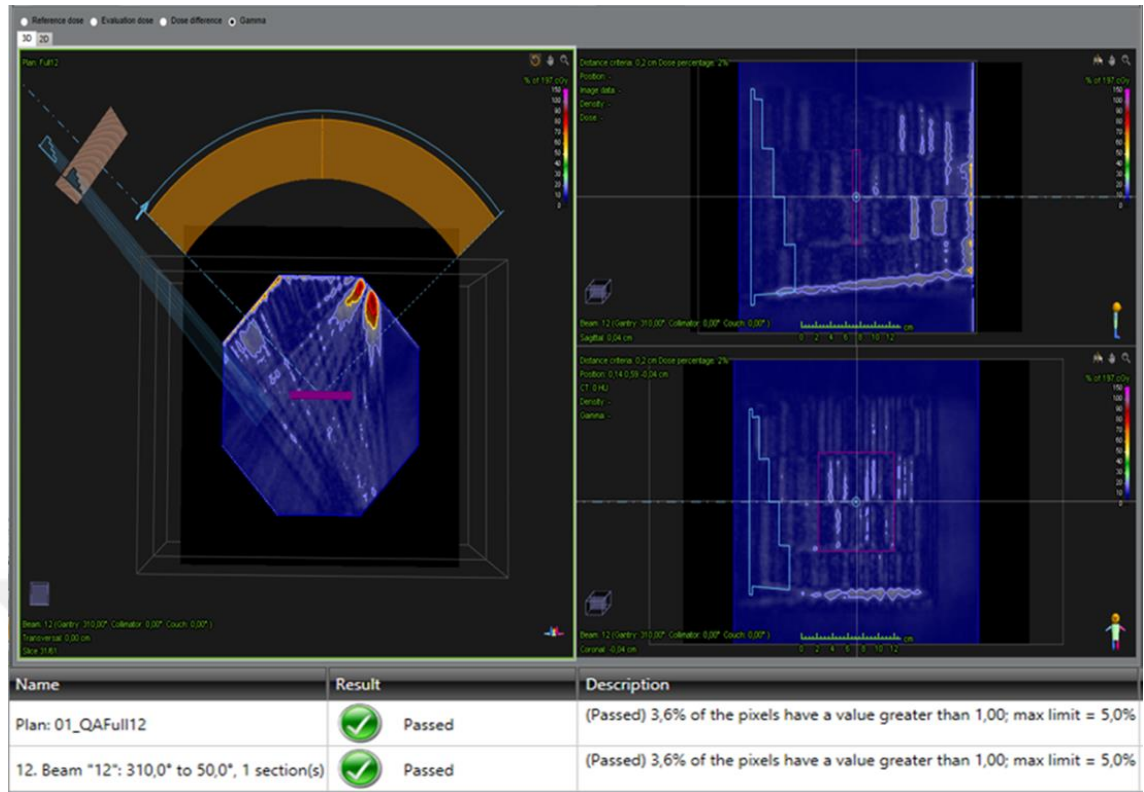
Şekil 4.66. VMAT-2arc test planı için aynı düzlemde profil karşılaştırmaları; yukarıdan aşağıya doğru sırasıyla XY, XZ, YZ düzlem için tanımlanan bir konumda profil görüntüleri



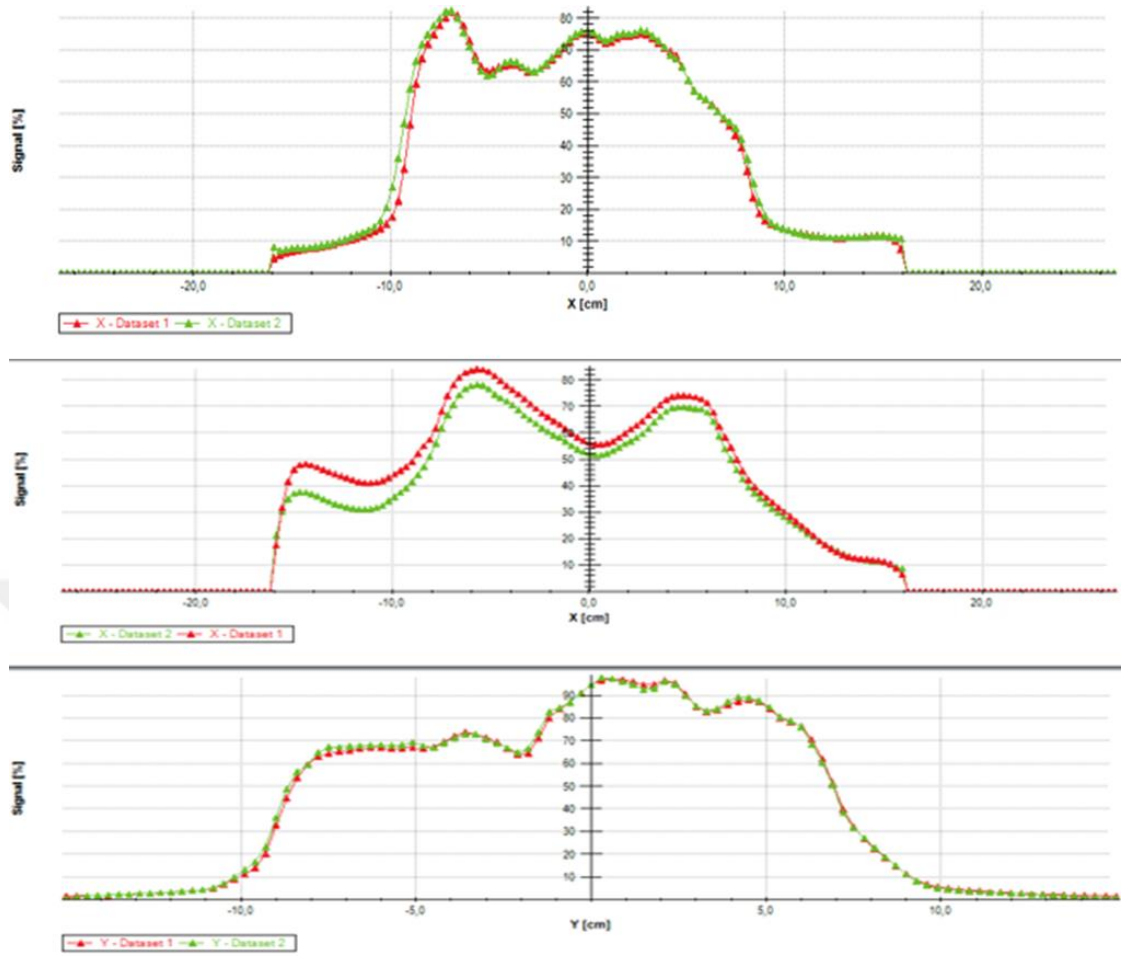
Şekil 4.67. VMAT-2arc test planı için XY, XZ, YZ düzlemlerinde görsel ve sayısal Gamma analiz değeri



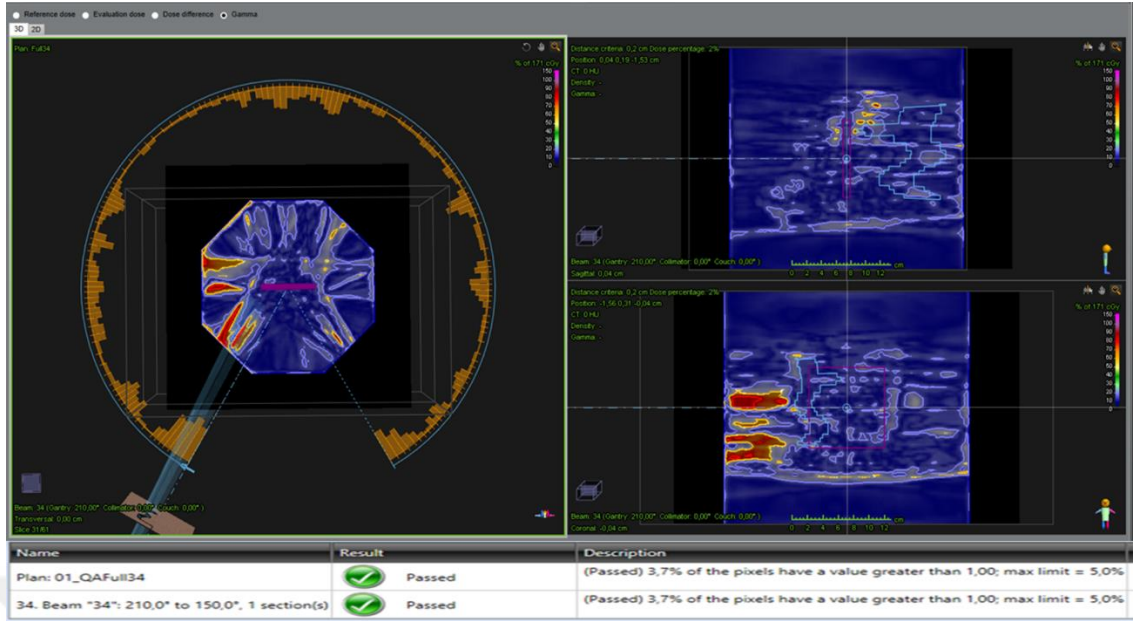
Şekil 4.68. VMAT 2Arc-2Alan test planı için aynı düzlemde profil karşılaştırmaları; yukarıdan aşağıya doğru sırasıyla XY, XZ, YZ düzlem için tanımlanan bir konumda profil görüntüleri



Şekil 4.69. VMAT-2arc-2Alan test planı için XY, XZ, YZ düzlemlerinde görsel ve sayısal Gamma analiz değeri



Şekil 4.70. CVMAT test planı için aynı düzlemde profil karşılaştırmaları; yukarıdan aşağıya doğru sırasıyla XY, XZ, YZ düzlem için tanımlanan bir konumda profil görüntüleri.



Şekil 4.71. CVMAT test planı için XY, XZ, YZ düzlemlerinde görsel ve sayısal Gamma analiz değeri

5. TARTIŞMA

5.1. İki Boyutlu Işın Test Paketi Değerlendirilmesi

5.1.1. Octavius dedektör sistemi & LINAC-1 cihazı

Her bir ışın testi için DTA-%DD grafiksel konum-% doz farkının dağılım verileri, eksene ve düzleme bağlı olarak iki farklı enerji seviyesinde aşağıda karşılaştırılmıştır. Bu testler için Gamma analizi, dozda % 2 ve konumda 2 mm uyum kriterine göre değerlendirilmiş olup sonuçları verilmiştir.

5.1.1.1. İki Boyutlu ışın test paketi 6 MV FF veriler

10 x 10 testi için ölçülen ile hesaplanan doz profil değerleri karşılaştırıldığında alanın açıklığının %80'inde düzgünlük ve simetrisi %1'in altında bulunmuştur. Şekil 4.7'de görüldüğü gibi a eğrisinde en yüksek rölatif doz farkı X ekseninde -4 ve +5 cm konumlarında sırasıyla 2 ve 2,4 cGy iken b eğrisinde Y ekseninde ise -5 ve +5 cm konumlarında 6,1 ve -7,7 cGy'dir. Bu koşulda doz kalibrasyonu % 1'in altında olacak şekilde yapıldı. Alan kenarında hızlı doz değişimi nedeniyle bu farkın oluşumu beklenmektedir. Şekil 4.7 (c) gösteriminde DTA-%DD grafiksel dağılımının verileri karşılaştırıldığında 0,011 ile 1,0 değerleri arasında olup aynı sebepten dolayı doz farkı alan kenarlarında en yüksek değeri almaktadır. Bu test kapsamında gerçekleştirilen Gamma analizi sonuç raporunda (Şekil 4.8), %2/2mm kriterine göre ölçülen ve hesaplanan değerlerin karşılaştırılması yapılmıştır. Yapılan istatistiksel değerlendirmede toplam 219 nokta analiz edilmiş, bunlardan 217'si uygun bulunurken 2 nokta başarısız olarak değerlendirilmiştir. Böylece Gamma analizi %99,1 uyumluluk oranı (217/219) ile sonuçlandırılmıştır.

20 x 20 testi için ölçülen ile hesaplanan doz profil değerleri karşılaştırıldığında alanın açıklığının %80'inde düzgünlük ve simetrisi %1'in altında bulunmuştur. Şekil 4.9'da görüldüğü gibi (a) eğrisinde en yüksek rölatif doz farkı X ekseninde -10 ve +10 cm konumlarında sırasıyla -2,7 ve 1,7 cGy iken bu eğrisinde Y ekseninde ise -10 ve +10 cm konumlarında -8,4 ve 4,0 cGy'dir. Bu koşulda doz kalibrasyonu % 1'in altında olacak şekilde yapıldı. Alan kenarında hızlı doz değişimi nedeniyle bu farkın oluşumu beklenmektedir. Aynı şekilde (c) gösteriminde DTA-%DD grafiksel dağılımının verileri karşılaştırıldığında 0,001 ile 1,183 değerleri arasında olup aynı sebepten dolayı doz farkı alan kenarlarında en yüksek değeri almaktadır. Bu test kapsamında gerçekleştirilen Gamma analizi sonucunda (Şekil 4.10), %2/2mm kriterine göre ölçülen ve hesaplanan değerlerin karşılaştırılması yapılmıştır. Yapılan istatistiksel değerlendirmede toplam 839 nokta analiz edilmiş, bunlardan 834'si uygun bulunurken 5 nokta başarısız olarak değerlendirilmiştir. Böylece Gamma analizi %99,4 uyumluluk oranı (834/839) ile sonuçlandırılmıştır.

3ABUT testi kapsamında ölçülen ve hesaplanan doz profil değerleri incelendiğinde, belirlenen alanın %80 açıklığı içerisinde, plandaki mevcut segmentlerin lif uçları nedeniyle yalnızca X ekseninde iki adet doz tepe noktası olduğu gözlemlenmiştir (Şekil.4.11(a)). Bu tepe noktaları +3 cm ve -3 cm pozisyonlarında bulunmakta olup, lif ucu sızıntısı ve lif pozisyonlanması sebebiyle her iki konumda da doz, merkeze kıyasla %4,1 oranında artış göstermiştir. Ayrıca, ölçülen ve hesaplanan doz

profil değerlerinin karşılaştırılması sonucunda Şekil 4.11 (a) ve (b)'de, hem X ekseninde hem de Y ekseninde relatif doz farklarının %2'nin altında kaldığı ve kabul sınırları içerisinde olduğu bulunmuştur. Şekil 4.11c'de DTA-%DD grafiksel dağılım verileri karşılaştırıldığında, değerlerin 0,001 ile 1,269 arasında değiştiği gözlemlenmiştir. Doz farkı, +3 cm ve -3 cm X ekseninde Y eksenini boyunca iki şerit şeklinde izlenmiş olup lif ucu sızıntısı ve lif pozisyonlanması nedeniyle en yüksek doz farkı değer olan % +1,4'e kadar ulaşmıştır. Bu test kapsamında gerçekleştirilen Gamma analizi sonuç raporunda (Şekil 4.12), %2/2mm kriterine göre ölçülen ve hesaplanan değerler karşılaştırılmıştır. Yapılan istatistiksel değerlendirme kapsamında toplam 905 nokta analiz edilmiş, bunlardan 898'i uygun bulunurken 7 nokta başarısız olarak değerlendirilmiştir. Böylece Gamma analizi, %99,2 uyumluluk oranı (898/905) ile tamamlanmıştır.

7SegA testi kapsamında ölçülen ve hesaplanan doz profil değerleri incelendiğinde, belirlenen alanın %80 açıklığı içerisinde, plandaki mevcut segmentlerin lif uçları nedeniyle yalnızca X ekseninde altı adet doz tepe noktası olduğu gözlemlenmiştir. Bu tepe noktaları +1, +3, +5 cm ve -1, -3, -5 cm pozisyonlarında bulunmaktadır. Lif ucu sızıntısı ve lif pozisyonlanması sebebiyle tanımlanan konumlarda merkezdeki doza göre, merkeze yakın konumda % +3,3 iken alan kenarına yakın konumlarda bu değer % -2'ye düşmektedir. Ayrıca, ölçülen ve hesaplanan doz profil değerlerinin karşılaştırılması sonucunda Şekil 4.13 (a) ve (b)'de, hem X ekseninde hem de Y ekseninde relatif doz farklarının % 2'nin altında kaldığı ve kabul sınırları içerisinde olduğu belirlenmiştir. Şekil 4.13c'de DTA-%DD grafiksel dağılım verileri karşılaştırıldığında, değerlerin 0,001 ile 1,72 arasında değiştiği gözlemlenmiştir. Doz farkı +1, +3, +5 cm ve -1, -3, -5 cm X ekseninde Y eksenini boyunca altı şerit şeklinde izlenmiş olup, lif ucu sızıntısı ve lif pozisyonlanması nedeniyle en yüksek değer olan % +1,72'e kadar ulaşmıştır. 7SegA testi 3ABUT testine göre leaf offset değerlendirmesini daha belirgin hale getirmiştir. Bu test kapsamında gerçekleştirilen Gamma analizi sonuç raporunda (Şekil 4.14), %2/2mm kriterine göre ölçülen ve hesaplanan değerler karşılaştırılmıştır. Yapılan istatistiksel değerlendirme kapsamında toplam 709 nokta analiz edilmiş, bunlardan 686'u uygun bulunurken 23 nokta başarısız olarak değerlendirilmiştir. Böylece Gamma analizi, %96,8 uyumluluk oranı (686/709) ile tamamlanmıştır.

FourL testi kapsamında ölçülen ve hesaplanan doz profil değerleri incelendiğinde, amaca uygun olarak (Şekil 4.15a), X ekseninde +4 cm konumundaki sonuçlar üzerinden lif groove ve lif geçirgenliğinin etkileri değerlendirilmiştir. Lif geçirgenliği bölgesi incelendiğinde, 5 mm'den sonraki doz farkının %1'in altında kaldığı gözlemlenmiştir. Lif groove bölgesinde ise üç tane şerit şeklinde düşük doz seviyesi -2, -4 ve -6 cm'de oluşmuş olup doz farkları sırasıyla +3,3, +2,7 ve +1,7 olarak bulunmuştur. Ayrıca, ölçülen ve hesaplanan % doz farklarının %3'ün altında kaldığı ve kabul sınırları içerisinde olduğu belirlenmiştir. Şekil 4.15c'de DTA-%DD grafiksel dağılım verileri karşılaştırıldığında, değerlerin 0,002 ile 1,299 arasında değiştiği gözlemlenmiştir. Doz farkı, -2 cm'de en düşük 0,011 değerini almıştır. Yapılan istatistiksel değerlendirme kapsamında Gamma analizi sonuç raporunda (Şekil 4.16) toplam 451 nokta analiz edilmiş, bunlardan 435'i uygun bulunurken 16 nokta başarısız olarak değerlendirilmiştir. Böylece Gamma analizi, %96,5 uyumluluk oranı (435/451) ile tamamlanmıştır.

DMLC test planında Şekil 4.17c'de DTA-%DD grafiksel dağılım ölçülen ve hesaplanan fark verileri karşılaştırıldığında, değerlerin 0,001 ile 1,52 arasında değiştiği

gözlemlenmiştir. İncelenen düzlemde MLC lif ucu ofset farkı alan kenarında daha büyük bulunurken alan içinde daha düşük gözlenmiştir. Bu test kapsamında gerçekleştirilen Gamma analizinin %2/2mm kriterine göre ölçülen ve hesaplanan değerler karşılaştırılmasında ise bu kriteri aşan bölgeler Şekil 4.18c’de (Gamma görseli) kırmızı renk ile gösterilip alan kenarında bulunmaktadır. Yapılan istatistiksel değerlendirme kapsamında toplam 950 nokta analiz edilmiş, bunlardan 917’si uygun bulunurken 33 nokta başarısız olarak değerlendirilmiştir. Böylece Gamma analizi, %96,5 uyumluluk oranı (917/950) ile tamamlanmıştır (Şekil 4.18).

HIMRT test planının klinik uygulamasına yönelik örnek bir tasarım, toplam uzunluğu 18 cm olan ve genişlik konumları -10 cm ile 12,5 cm arasında değişen 40 segmentten oluşmaktadır. Bu segmentler arasında alan açısından önemli bir değişkenlik gözlemlenmiş olup, en küçük segment alanı 11,5 cm² iken en büyük segment alanı 106,9 cm² olarak belirlenmiştir. Şekil 4.19c’de DTA-%DD grafiksel dağılım ölçülen ve hesaplanan fark verileri karşılaştırıldığında, değerlerin 0,001 ile 0,892 arasında değiştiği gözlemlenmiştir. Bu test kapsamında gerçekleştirilen Gamma analizi sonuç raporunda (Şekil 4.20), %2/2mm kriterine göre ölçülen ve hesaplanan değerler karşılaştırıldığında herhangi bir konumda uyumsuzluk gözlenmemektedir. Yapılan istatistiksel değerlendirme kapsamında toplam 273 nokta analiz edilmiş, bunlardan 273’ü de uygun olarak değerlendirilmiştir. Böylece Gamma analizi, %100 uyumluluk oranı (273/273) ile tamamlanmıştır.

HDMLC testi, HIMRT testinde kullanılan klinik uygulamaya benzer bir plan tasarımı sunmaktadır. Bu doğrultuda, toplam uzunluğu 18 cm olan ve genişlik konumları -10 cm ile 12,5 cm arasında değişen 40 segmentten oluşmaktadır. Segmentler arasında alan açısından belirgin bir değişkenlik gözlemlenmiş olup, en küçük segment alanı 11,5 cm², en büyük segment alanı ise 106,9 cm² olarak belirlenmiştir. Bu tasarım, klinik uygulamalarda doz dağılımının hassasiyetini değerlendirmek amacıyla optimize edilmiş olup, dinamik MLC hareketi de gözetilerek teste dahil edilmiştir. Şekil 4.21c’de DTA-%DD grafiksel dağılım verileri karşılaştırıldığında, değerlerin 0,001 ile 0,988 arasında değiştiği gözlemlenmiştir. Bu test kapsamında gerçekleştirilen Gamma analizi sonuç raporunda (Şekil 4.22), %2/2mm kriterine göre ölçülen ve hesaplanan değerler karşılaştırılmış olup herhangi bir konumda uyumsuzluk gözlenmemektedir. Yapılan istatistiksel değerlendirme kapsamında toplam 267 nokta analiz edilmiş, böylece Gamma analizi, %100 uyumluluk oranı (267/267) ile tamamlanmıştır.

6 MV FF için iki boyutlu test planların Gamma indeks değeri Çizelge 5.1’de verilmiştir.

Çizelge 5.1. 6 MV FF için iki boyutlu test planların Gamma indeks değeri

LINAC-1 2D Test Plan Adı	10 x 10	20 x 20	3ABU T	7SegA	FourL	DMLC	HIMRT	HDMLC
6 MV FF Gamma İndeks %2/2mm	99,1	99,4	99,2	96,8	96,5	96,5	100	100

5.1.1.2. İki boyutlu ışın test paketi 6 MV FFF veriler

10 x 10 testi için ölçülen ile hesaplanan doz profil değerleri karşılaştırıldığında alan açıklığı kapsamında en yüksek rölatif doz farkı X ekseninde -5 ve +5 cm konumlarında sırasıyla 5,6 ve -2,9 cGy iken Y ekseninde ise aynı konumlarında sırasıyla -2,5 ve -3,5 cGy olarak Şekil 4.23a ve 4.23b’de görülmektedir. Bu koşulda doz kalibrasyonu % 1’in altında olacak şekilde yapıldı. Alan kenarında hızlı doz değişimi nedeniyle bu farkın oluşumu beklenmektedir. DTA-%DD grafiksel dağılımının Şekil 4.23c’deki verileri karşılaştırıldığında 0,028 ile 1,202 değerleri arasında olup aynı sebepten dolayı doz farkı alan kenarlarında en yüksek değeri almaktadır. Bu test kapsamında gerçekleştirilen Gamma analizi sonuç raporunda (Şekil 4.24), %2/2mm kriterine göre ölçülen ve hesaplanan değerlerin karşılaştırılması yapılmıştır. Yapılan istatistiksel değerlendirmede toplam 217 nokta analiz edilmiş, bunlardan 207’si uygun bulunurken 10 nokta başarısız olarak değerlendirilmiştir. Böylece Gamma analizi %95,4 uyumluluk oranı (207/217) ile sonuçlandırılmıştır.

20 x 20 testi için ölçülen ile hesaplanan doz profil değerleri karşılaştırıldığında alan açıklığı kapsamında en yüksek rölatif doz farkı X ekseninde -10 ve +14.440 cm konumlarında sırasıyla 2,7 ve -2,5 cGy iken Y ekseninde aynı konumlarında sırasıyla -3,1 ve 1,4 cGy olarak Şekil 4.25a ve 4.25b’de görülmektedir. Bu koşulda doz kalibrasyonu % 1’in altında olacak şekilde yapıldı. Alan kenarında hızlı doz değişimi nedeniyle bu farkın oluşumu beklenmektedir. DTA-%DD grafiksel dağılımının Şekil 4.25c’deki verileri karşılaştırıldığında 0,001 ile 1,301 değerleri arasında olup aynı sebepten dolayı doz farkı alan kenarlarında en yüksek değeri almaktadır. Bu test kapsamında gerçekleştirilen Gamma analizi sonuç raporunda (Şekil 4.26), %2/2mm kriterine göre ölçülen ve hesaplanan değerlerin karşılaştırılması yapılmıştır. Yapılan istatistiksel değerlendirmede toplam 837 nokta analiz edilmiş, bunlardan 818’si uygun bulunurken 19 nokta başarısız olarak değerlendirilmiştir. Böylece Gamma analizi %97,7 uyumluluk oranı (818/837) ile sonuçlandırılmıştır.

3ABUT testi kapsamında ölçülen ve hesaplanan doz profil değerleri incelendiğinde, plandaki mevcut segmentlerin lif uçları nedeniyle yalnızca X ekseninde +3 cm ve -3 cm pozisyonlarında merkeze göre sırasıyla % -1,7 ve % -2,1 doz düşüşü bulunmakta olup lif ucu sızıntısı ve lif pozisyonlanması sebebiyle her iki konumda da doz artışı beklenirken 6 MV FFF enerjisinin özelliği nedeniyle bu kavram kendini göstermemiştir ancak doz değişimi gözlenmiştir. Ayrıca, ölçülen ve hesaplanan doz profil değerlerinin karşılaştırılması sonucunda Şekil 4.27a ve 4.27b’de hem X ekseninde hem de Y ekseninde relatif doz farklarının %2’in altında kaldığı ve kabul sınırları içerisinde olduğu bulunmuştur. Şekil 4.27c’de DTA-%DD grafiksel dağılım verileri karşılaştırıldığında, değerlerin 0,001 ile 1,424 arasında değiştiği gözlemlenmiştir. Doz farkı, +3 cm ve -3 cm X ekseninde Y eksenine boyunca iki şerit şeklinde izlenmiş olup, lif ucu pozisyonlanması nedeniyle en düşük değer olan % -0,24’e ulaşmıştır. Bu test kapsamında gerçekleştirilen Gamma analizi sonuç raporunda (Şekil 4.28), %2/2mm kriterine göre ölçülen ve hesaplanan değerler karşılaştırılmıştır. Yapılan istatistiksel değerlendirme kapsamında toplam 902 nokta analiz edilmiş, bunlardan 874’i uygun bulunurken 28 nokta başarısız olarak değerlendirilmiştir. Böylece Gamma analizi, %96,9 uyumluluk oranı (874/902) ile tamamlanmıştır.

7SegA testi kapsamında ölçülen ve hesaplanan doz profil değerleri incelendiğinde, plandaki mevcut segmentlerin lif uçları nedeniyle yalnızca X ekseninde +1, +3, +5 cm ve -1, -3, -5 cm pozisyonlarında merkeze göre % +1,3 ile % -2,3 doz değişimi bulunmakta olup merkezi konumda doz artışı olurken alan kenarındaki diğer konumlarda doz düşüşleri gözlenmektedir. 6 MV FFF enerjisinde ± 1 cm konumunda lif uçları nedeniyle sızıntı görülürken diğer konumlarda bu kavram kendini göstermemiştir ancak doz değişimi gözlenmiştir. Ayrıca, ölçülen ve hesaplanan doz profil değerlerinin karşılaştırılması sonucunda Şekil 4.29a ve 4.29b’de, hem X ekseninde hem de Y ekseninde relatif doz farklarının %2’in altında kaldığı ve kabul sınırları içerisinde olduğu belirlenmiştir. Şekil 4.29c’de DTA-%DD grafiksel dağılım verileri karşılaştırıldığında, değerlerin 0,002 ile 1,455 arasında değiştiği gözlemlenmiştir. Doz farkı, X ekseninde Y eksenine boyunca altı şerit şeklinde izlenmiş olup merkez yerleşimli lif ucu pozisyonunda % +0,3 iken alan kenarına yakın diğer değerler ise %1’i aşmamıştır. 7SegA testi 3ABUT testine göre leaf offset değerlendirmesini daha belirgin hale getirmiştir. Bu test kapsamında gerçekleştirilen Gamma analizi sonuç raporunda (Şekil 4.30), %2/2mm kriterine göre ölçülen ve hesaplanan değerler karşılaştırılmıştır. Yapılan istatistiksel değerlendirme kapsamında toplam 707 nokta analiz edilmiş, bunlardan 673’ü uygun bulunurken 34 nokta başarısız olarak değerlendirilmiştir. Böylece Gamma analizi, %95,2 uyumluluk oranı (673/707) ile tamamlanmıştır.

FourL testi kapsamında ölçülen ve hesaplanan doz profil değerleri incelendiğinde, amacımız doğrultusunda (Şekil 4.31a) X ekseninde +4 cm’deki sonuçlara göre lif groove ve lif geçirgenliğinin etkisini değerlendirildi. Lif geçirgenliği bölgesi değerlendirildiğinde 5mm’den sonraki doz farkı % +1’in altında bulunmuştur. Lif groove bölgesinde ise üç tane şerit şeklinde düşük doz seviyesi -2, -4 ve -6 cm’de oluşmuş olup doz farkları sırasıyla +4,2, +3,2 ve +1,0 olduğu gözlemlenmiştir. Şekil 4.31c’de DTA-%DD grafiksel dağılım verileri karşılaştırıldığında, değerlerin 0,008 ile 1,299 arasında değiştiği gözlemlenmiştir. Doz farkı, +4,5 cm’de en düşük 0,008 değerini almıştır. Bu test kapsamında gerçekleştirilen Gamma analizi sonuç raporunda (Şekil 4.32), %2/2mm kriterine göre ölçülen ve hesaplanan değerler karşılaştırılmıştır. Yapılan istatistiksel değerlendirme kapsamında toplam 451 nokta analiz edilmiş, bunlardan 435’i uygun bulunurken 16 nokta başarısız olarak değerlendirilmiştir. Böylece Gamma analizi, %96,5 uyumluluk oranı (435/451) ile tamamlanmıştır.

DMLC test planında Şekil 4.33c’de DTA-%DD grafiksel dağılım ölçülen ve hesaplanan fark verileri karşılaştırıldığında, değerlerin 0,001 ile 1,52 arasında değiştiği gözlemlenmiştir. İncelenen düzlemde MLC lif ucu offset farkı alan kenarında daha büyük bulunurken alan içinde daha düşük gözlenmiştir. Bu test kapsamında gerçekleştirilen Gamma analizinin %2/2mm kriterine göre ölçülen ve hesaplanan değerler karşılaştırılmasında ise bu kriteri aşan bölgeler Şekil 4.34c’de (Gamma görseli) kırmızı renk ile gösterilip alan kenarında bulunmaktadır. Yapılan istatistiksel değerlendirme kapsamında toplam 707 nokta analiz edilmiş, bunlardan 673’si uygun bulunurken 34 nokta başarısız olarak değerlendirilmiştir. Böylece Gamma analizi, %95,2 uyumluluk oranı (673/707) ile tamamlanmıştır (Şekil 4.34).

HIMRT test planının klinik uygulamasına yönelik örnek bir tasarım, toplam uzunluğu 18 cm olan ve genişlik konumları -10 cm ile 12,5 cm arasında değişen 40 segmentten oluşmaktadır. Bu segmentler arasında alan açısından önemli bir değişkenlik gözlemlenmiş olup, en küçük segment alanı 11,5 cm² iken en büyük segment alanı 106,9

cm² olarak belirlenmiştir. Şekil 4.35c’de DTA-%DD grafiksel dağılım ölçülen ve hesaplanan fark verileri karşılaştırıldığında, değerlerin 0,001 ile 1,132 arasında değiştiği gözlemlenmiştir. Bu test kapsamında gerçekleştirilen Gamma analizi sonuç raporunda (Şekil 4.36), %2/2mm kriterine göre ölçülen ve hesaplanan değerler karşılaştırıldığında en yüksek fark merkezi konumuna göre X ve Y eksenin 4 ve 3,5 cm konumda gözlenmemektedir. Yapılan istatistiksel değerlendirme kapsamında toplam 248 nokta analiz edilmiş, bunlardan 244 noktada uygun bulunurken 4 nokta başarısız olarak değerlendirilmiştir. Böylece Gamma analizi, %98,4 uyumluluk oranı (244/248) ile tamamlanmıştır.

HDMLC testi, HIMRT testinde kullanılan klinik uygulamaya benzer bir plan tasarımı sunmaktadır. Bu doğrultuda, toplam uzunluğu 18 cm olan ve genişlik konumları -10 cm ile 12,5 cm arasında değişen 40 segmentten oluşmaktadır. Segmentler arasında alan açısından belirgin bir değişkenlik gözlemlenmiş olup, en küçük segment alanı 11,5 cm², en büyük segment alanı ise 106,9 cm² olarak belirlenmiştir. Bu tasarım, klinik uygulamalarda doz dağılımının hassasiyetini değerlendirmek amacıyla optimize edilmiş olup, dinamik MLC hareketi de gözetilerek teste dahil edilmiştir. Şekil 4.37c’de DTA-%DD grafiksel dağılım verileri karşılaştırıldığında, değerlerin 0,002 ile 0,763 arasında değiştiği gözlemlenmiştir. Bu test kapsamında gerçekleştirilen Gamma analizi sonuç raporunda (Şekil 4.38), %2/2mm kriterine göre ölçülen ve hesaplanan değerler karşılaştırılmış olup herhangi bir konumda uyumsuzluk gözlenmemektedir. Yapılan istatistiksel değerlendirme kapsamında toplam 251 nokta analiz edilmiş, böylece Gamma analizi, %100 uyumluluk oranı (251/251) ile tamamlanmıştır.

6 MV FFF için iki boyutlu test planlarının Gamma indeks değeri Çizelge 5,2’de verilmiştir.

Çizelge 5.2. 6 MV FFF için iki boyutlu test planlarının Gamma indeks değeri

LINAC-1 2D Test Plan Adı	10 x 10	20 x 20	3ABUT	7SegA	FourL	DMLC	HIMRT	HDMLC
6 MV FFF Gamma İndeks %2/2mm	95,4	97,7	96,5	95,2	95,2	95,2	98,4	100

5.1.2. Dolphin dedektör sistemi & LINAC-2 Cihazı

Her bir ışın testi için 6 MV FFF enerjisinde TPS tarafından hesaplanan doz dağılımları ile aynı düzlemsel koşullarda, ölçüm vasıtasıyla elde edilen verilerin karşılaştırılması sonucunda, XY düzleminde hesaplanan ve ölçülen X-eksen profillerinin karşılaştırılması ve %2/2mm kriterine göre değerlendirilmiş olup Gamma analiz raporu incelenmiştir. Bu dedektörün yazılımında ölçülen ve hesaplanan doz değerlerinin piksel bazında karşılaştırılması, yüzde mutlak fark oranı gözeterek (maksimum %5 sınırı) yapılmıştır. Bu oranı, temel olarak yazılımlarda kullanılan Gamma indeks verisi ile eşleştirmek için %100’den çıkarılarak Gamma indeks sonuçları yorumlanmıştır.

5.1.2.1. İki Boyutlu ışın test paketi 6 MV FFF veriler

10 x 10 test planı için hesaplanan ve len XY düzleminde X-eksen profillerinin doz dağılımı karşılaştırılması maksimum fark %2'nin altında olup kabul sınırlarının içindedir (şekil 4.39c). Bu test için yapılan Gamma analizinde len ve hesaplanan doz değerlerinin piksel bazında karşılaştırılması sonucunda, piksellerin %1,2'sinde mutlak fark bir birimden büyük bulunmuştur (şekil 4.40). Bu oran %5'in oldukça altında kalarak, hesaplamaların mlerle yüksek düzeyde uyumlu olduğunu göstermektedir. Başka bir deyişle Gamma indeks % 98,8'dir.

20 x 20 test planı için hesaplanan ve len XY düzleminde X-eksen profillerinin doz dağılımı karşılaştırılması maksimum fark %2'nin altında olup kabul sınırlarının içindedir (şekil 4.41c). Bu test için yapılan Gamma analizinde len ve hesaplanan doz değerlerinin piksel bazında karşılaştırılması sonucunda, piksellerin %3,5'inde mutlak fark bir birimden büyük bulunmuştur (şekil 4.42). Bu oran %5'in altında kalarak, hesaplamaların mlerle uyumlu olduğunu göstermektedir. Başka bir deyişle Gamma indeks % 96,5'dir.

3ABUT test planı için hesaplanan ve len XY düzleminde X-eksen profillerinin doz dağılımı karşılaştırılmasında +3 cm ve -3 cm pozisyonlarında lif ucu sızıntısı ve lif pozisyonlanmasına bağlı olarak her iki konumda da doz artışı gözlemlenmiş olup maksimum fark %2'nin altında kabul sınırlarının içindedir (şekil 4.43c), ancak, 6 MV FFF enerjisinin karakteristik özelliği nedeniyle, 6 MV FF enerjisine kıyasla doz değişimini daha sınırlı şekilde yansıtmaktadır. Bu test için yapılan Gamma analizinde len ve hesaplanan doz değerlerinin piksel bazında karşılaştırılması sonucunda, piksellerin %3,3'nde mutlak fark bir birimden büyük bulunmuştur (şekil 4.44). Bu oran %5'in altında kalarak, hesaplamaların mlerle uyumlu olduğunu göstermektedir. Başka bir deyişle Gamma indeks % 96,7'dir.

7SEGA test planı için hesaplanan ve len XY düzleminde X-eksen profillerinin doz dağılımı karşılaştırılmasında lif uçları nedeniyle +1, +3, +5 cm ve -1, -3, -5 cm pozisyonlarında merkeze göre doz değişimi gözlenmiş olup maksimum fark %2'nin altında kabul sınırlarının içindedir (şekil 4.45c). Bu test için yapılan Gamma analizinde len ve hesaplanan doz değerlerinin piksel bazında karşılaştırılması sonucunda, piksellerin %2,2'sinde mutlak fark bir birimden büyük bulunmuştur (şekil 4.46). Bu oran %5'in altında kalarak, hesaplamaların mlerle uyumlu olduğunu göstermektedir. Başka bir deyişle Gamma indeks % 97,8'dir.

FourL test planı için hesaplanan ve len XY düzleminde X-eksen profili incelendiğinde, amacımız doğrultusunda (şekil 4.47c) X ekseninde +4 cm'deki sonuçlara göre lif groove ve lif geçirgenliğinin etkisi gözlenmiştir. Lif geçirgenliği bölgesi değerlendirildiğinde 5mm'den sonraki doz farkı % +1'in altında bulunmuştur. Lif groove bölgesinde ise üç tane şerit şeklinde düşük doz seviyesi -2, -4 ve -6 cm'de oluşmuş olup doz dağılımı karşılaştırılması maksimum fark %2'nin altında kabul sınırlarının içindedir. Bu test için yapılan Gamma analizinde len ve hesaplanan doz değerlerinin piksel bazında karşılaştırılması sonucunda, piksellerin % 3,5'inde mutlak fark bir birimden büyük bulunmuştur (şekil 4.48). Bu oran %5'in oldukça altında kalarak, hesaplamaların mlerle yüksek düzeyde uyumlu olduğunu göstermektedir (şekil 4.49) Başka bir deyişle Gamma indeks % 96,5'dir.

DMLC test planı için hesaplanan ve ölçülen XY düzleminde X-eksen profillerinin doz dağılımı karşılaştırılmasında MLC lif ucu ofset farkı alan içine göre alan kenarında nispeten büyük gözlenmiş olup maksimum fark %2'nin altında kabul sınırlarının içindedir (Şekil 4.49c). Bu test için yapılan Gamma analizinde ölçülen ve hesaplanan doz değerlerinin piksel bazında karşılaştırılması sonucunda, piksellerin % 1,2'sinde mutlak fark bir birimden büyük bulunmuştur (Şekil 4.50). Bu oran %5 kabul sınırının altında kalarak, hesaplamaların ölçümlerle uyumlu olduğunu göstermektedir. Başka bir deyişle Gamma indeks % 98,8'dir.

HIMRT test planının klinik uygulamasına yönelik örnek bir tasarım, toplam uzunluğu 18 cm olan ve genişlik konumları -10 cm ile 12,5 cm arasında değişen 40 segmentten oluşmaktadır. Bu segmentler arasında alan açısından önemli bir değişkenlik gözlemlenmiş olup, en küçük segment alanı 11,5 cm² iken en büyük segment alanı 106,9 cm² olarak belirlenmiştir. Bu test planı için hesaplanan ve ölçülen XY düzleminde X-eksen profillerinin doz dağılımı karşılaştırılması maksimum fark %2'nin altında olup kabul sınırlarının içindedir (Şekil 4.51c). Bu test için yapılan Gamma analizinde ölçülen ve hesaplanan doz değerlerinin piksel bazında karşılaştırılması sonucunda, piksellerin %1,2'sinde mutlak fark bir birimden büyük bulunmuştur (Şekil 4.52). Bu oran %5'in altında kalarak, hesaplamaların ölçümlerle uyumlu olduğunu göstermektedir. Başka bir deyişle Gamma indeks % 98,8'dir.

HDMLC testi, HIMRT testinde kullanılan klinik uygulamaya benzer bir plan tasarımı sunmaktadır. Bu doğrultuda, toplam uzunluğu 18 cm olan ve genişlik konumları -10 cm ile 12,5 cm arasında değişen 40 segmentten oluşmaktadır. Segmentler arasında alan açısından belirgin bir değişkenlik gözlemlenmiş olup, en küçük segment alanı 11,5 cm², en büyük segment alanı ise 106,9 cm² olarak belirlenmiştir. Bu tasarım, klinik uygulamalarda doz dağılımının hassasiyetini değerlendirmek amacıyla optimize edilmiş olup, dinamik MLC hareketi de gözetilerek teste dahil edilmiştir. Bu test planı için hesaplanan ve ölçülen XY düzleminde X-eksen profillerinin doz dağılımı karşılaştırılması maksimum fark %2'nin altında olup kabul sınırlarının içindedir (Şekil 4.53). Bu test için yapılan Gamma analizinde ölçülen ve hesaplanan doz değerlerinin piksel bazında karşılaştırılması sonucunda, piksellerin %1,2'sinde mutlak fark bir birimden büyük bulunmuştur (Şekil 4.54). Bu oran %5'in altında kalarak, hesaplamaların ölçümlerle uyumlu olduğunu göstermektedir. Başka bir deyişle Gamma indeks % 98,8'dir.

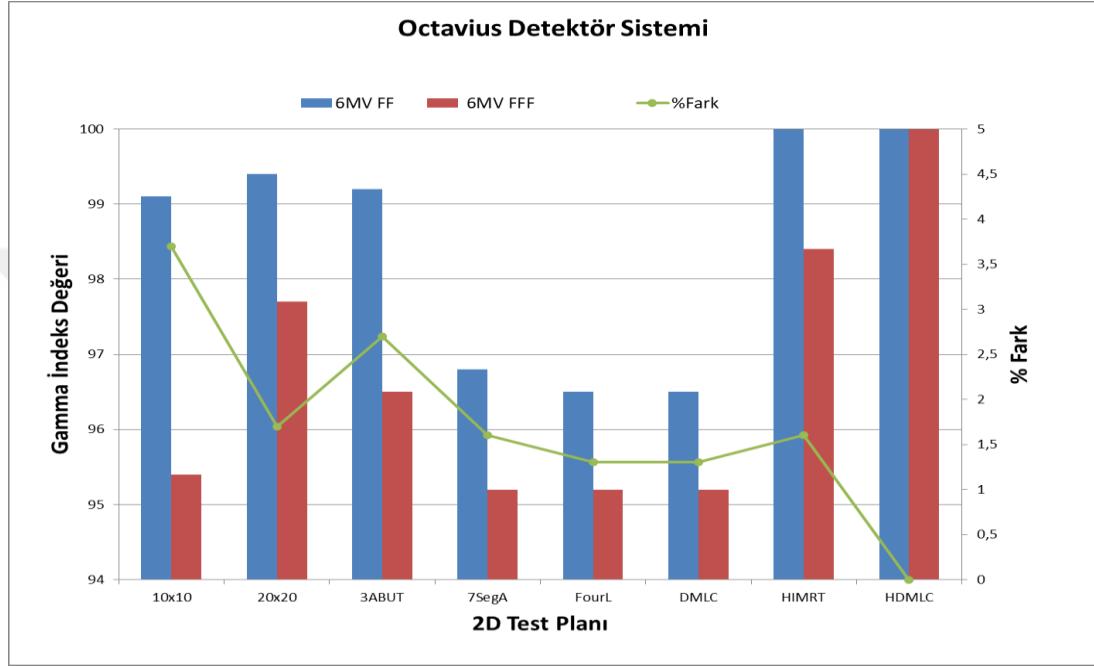
6 MV FFF için iki boyutlu test planlarının Gamma indeks sonucu Çizelge 5.3'de verilmiştir.

Çizelge 5.3. 6 MV FFF için iki boyutlu test planlarının Gamma indeks sonucu

LINAC-2 2D Test Plan Adı	10 x 10	20 x 20	3ABUT	7SegA	FourL	DMLC	HIMRT	HDMLC
6 MV FFF Gamma İndeks %2/2mm	98,8	96,5	96,7	97,8	96,5	98,8	99,1	98,5

Tez kapsamında kullanılan LINAC-1 cihazında, 6 MV FF ve 6 MV FFF enerjileriyle Octavius dedektör sistemi kullanılarak gerçekleştirilen 2D test planlarının

doz ölçümleri sonuçları Gamma indeks ve % fark sonuçlarının ortalama ve standart sapma karşılaştırması ve Şekil 5.1 ve Çizelge 5.4'te verilmektedir. 6 MV FF ve 6 MV FFF enerjileri için ortalama gamma indeks ve standart sapma değerleri sırasıyla $98,4 \pm 1,46$ ve $96,7 \pm 1,71$ olarak hesaplanmıştır. 2D test planlarının gamma indeksleri, %95'lik kabul sınırının üzerindedir. Ancak bu fark, cihazın kafa yapısındaki filtre tasarımına bağlı olarak TPF değerlerinin farklı enerji seviyelerinde değişebileceğini göstermektedir (Çizelge 5.5, 5.6).



Şekil 5.1. LINAC1 cihazına ait 6 MV FF-FFF enerjileri için test planlarının Gamma indeks karşılaştırılması

Çizelge 5.4. LINAC-1 cihazı için 6 MV FF ve FFF enerjilerinde Octavius dedektör sisteminde yapılan test planlarının Gamma indeks ve % fark sonuçlarının ortalama ve standart sapma karşılaştırması

2D Test Plan Adı	LINAC-1 6 MV FF Gamma İndeks %2/2mm Octavius	LINAC-1 6 MV FFF Gamma İndeks %2/2mm Octavius	% Fark
10x10	99,1	95,4	3,7
20x20	99,4	97,7	1,7
3ABUT	99,2	96,5	2,7
7SegA	96,8	95,2	1,6
FourL	96,5	95,2	1,3
DMLC	96,5	95,2	1,3
HDMLC	100	98,4	1,6
HIMRT	100	100	0
Ortalama Gamma İndeks	98,44	96,7	1,74
Standart Sapma	1,46	1,71	1,01

Çizelge 5.5. LINAC-1 6 MV FF ve 6 MV FFF enerjileri için Foton Demet Modelinin Elekta Versa HD™ ve Agility™ demet şekillendirici için geometrik parametreleri

Kaynak/Durum	Model Geometrik Parametreleri	LINAC-1 6 MV FF Değerleri	LINAC-1 6 MV FFF Değerleri
Tasarım	Static Leaf Gap (mm)	0,100	0,100
Ölçülebilir	Leaf Transmission	0,0045	0,0035
Model (Değiştirilebilir)	Leaf Groove Width (mm)	0,400	0,400
Ölçülebilir	Tjaw Transmission	0,005	0,005
Model (Sabit)	Pjaw Transmission*	1,000	1,000
Model (Değiştirilebilir)	Interleaf Leakage	3,000	3,000
Model (Değiştirilebilir)	Leaf Tip Leakage	1,150	1,140
Model (Değiştirilebilir)	Tjaw Tip Leakage	1,030	1,030
Model (Değiştirilebilir)	Pjaw Tip Leakage	1,000	1,000
Tasarım	Tjaw Plane Position (mm)	432,000	432,000
Model (Sabit)	Pjaw Plane Position (mm)*	317,700	317,700
Model (Sabit)	Tjaw Backscatter	0,000	0,000
Model (Sabit)	Pjaw Backscatter*	0,000	0,000
Model (Değiştirilebilir)	Leaf Offset	-0,03	-0,03

Çizelge 5.6. LINAC-1 6 MV FF ve 6 MV FFF enerjileri için Foton Demet Modelinin Elekta Versa HD™ ve Agility™ demet şekillendirici için dinamik parametreleri

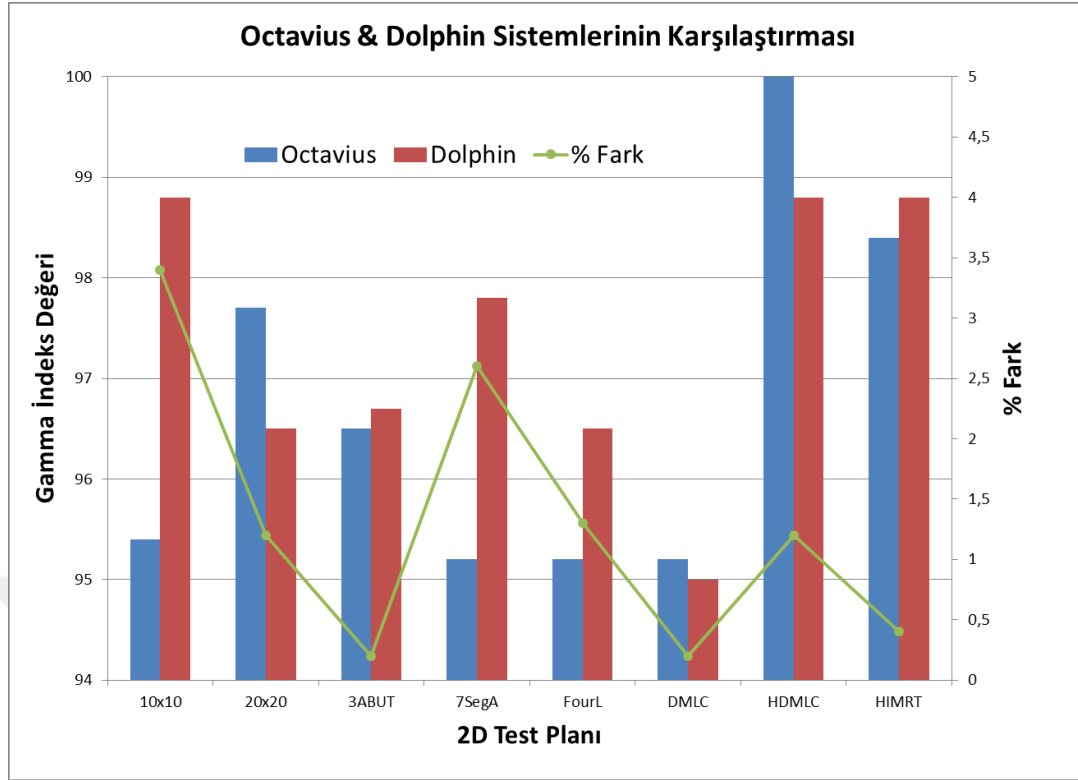
Kaynak/Durum	Model Dinamik Parametreleri	LINAC-1 6 MV FF Değerler	LINAC-1 6 MV FFF Değerleri
Tasarım	Max. Leaf travel per second (mm)	32,0	32,0
Tasarım	Max. Tjaw travel per second (mm)	32,0	32,0
Tasarım	Max. Pjaw travel per second (mm)	30,0	30,0
Tasarım	Max. Gantry travel per second (degree)	6,0	6,0
Tasarım	Max. Collimator travel per second (degree)	0,0	0,0
Klinik Belirlemeli	Min. Dose Rate (MU/min)	59,90	150,0
Klinik Belirlemeli	Max. Dose Rate (MU/min)	720,0	1390,0
VMAT	Continuous Dose Rate	Yes	Yes
Tasarım	Beam Startup Time (second)	1,0	1,0
Klinik Belirlemeli	Min. Mu per Static CP	1,0	1,0
Klinik Belirlemeli	Min. Mu per Dynamic CP	1,0	1,0
Klinik Belirlemeli	Min. Gantry Deg. Per CP	1,5	1,5
Tasarım	Open Guard Leaves	Yes	Yes
Model Verisi Bulunamadı	Max. Leaf travel per gantry rotation	Blank	Blank

Güncel literatür doğrultusunda, radyoterapi planlama sistemlerinde kullanılan ışın modellemesinin doğruluğu, klinik uygulamalarda tedavi etkinliğini doğrudan etkilemektedir. TPS içinde ışın geometrisinin ve modülatör bileşenlerinin modellenmesinde kullanılan TPF algoritmaları, özellikle Monte Carlo tabanlı hesaplama motorlarında MLC ve çene sistemleri gibi karmaşık yapıların simülasyonunda belirleyici rol oynamaktadır (Roche vd. 2018; Marrazzo vd. 2023).

Bu bağlamda, Kinsella vd. (2016) çalışmalarında, TPF tabanlı ışın modellemesinin doğruluğunun yalnızca tedavi planlama aşamasında değil, aynı zamanda kalite güvence (QA) ve post-modelleme süreçlerinde de değerlendirilmesi gerektiğini vurgulamışlardır. Söz konusu çalışmada, MapCHECK2 diyod tabanlı sistemle 6 MV FF enerjisi için oluşturulan 2D test planlarının analizlerinde, ortalama gamma indeks değeri $95,38 \pm 6,42$ olarak rapor edilmişken, bu tez çalışmasında elde edilen sonuçlar, Octavius dedektör sistemi ile yapılan ölçümlerde $98,44 \pm 1,46$ elde edilmiştir ve literatürde bildirilen değerlerle karşılaştırıldığında daha yüksektir (Kinsella vd. 2016).

Tez kapsamında kullanılan nokta dedektör dizisi sistemleri olan Octavius ve Dolphin cihazları, 2D doz ölçüm sistemlerini temsil etmektedir. Dolphin sistemi, Compass yazılımı ile birlikte kullanıldığında, invaziv olmayan gerçek zamanlı dozimetri imkânı sunmaktadır. Cihaz, tedavi sırasında lineer hızlandırıcının başlığına yerleştirilerek, uygulama anında ışın verilerini yakalamakta; ışın tutarlılığını izlemek ve ışın yolunu değiştirmeden olası uygulama hatalarını tespit etmek amacıyla etkili bir yöntem sağlamaktadır (Puzhakkal vd. 2019).

Her iki sistem de küçük hacimli iyon odalarının dizilimine dayanmakla birlikte, uygulama konseptleri ve kullanım alanları bakımından farklılık göstermektedir: Octavius dedektör sistemi, tedavi öncesi kalite güvencesi (QA) ve hacimsel doz doğrulaması için ideal bir yapı sunarken (Steljes vd. 2015). Dolphin sistemi, in vivo doğrulama ve gerçek zamanlı doz izlemesi açısından avantaj sağlamaktadır. Bu teknolojilerin sahip olduğu farklı nitelikler, radyoterapide hem tedavi cihazlarının kalite kontrolü hem de tedavi planlama sistemlerinin (TPS) klinik kullanıma geçmeden önceki kabul testlerinin değerlendirilmesinde daha kapsamlı ve güvenilir bir QA stratejisi geliştirilmesine olanak tanımaktadır (Kantz vd. 2017; Gong vd. 2022).



Şekil 5.2. LINAC-1 ve 2 için 6 MV FFF enerjisinde test planlarının Gamma indeks karşılaştırması

Octavius ve Dolphin sistemleri, iki boyutlu doz dağılımının ölçülmesinde yaygın olarak kullanılan dedektör temelli kalite kontrol cihazlarıdır ve dedektör matris yapıları bakımından belirgin farklılıklar göstermektedir. Octavius sisteminde, toplam 1405 adet mikro iyon odası tüm ölçüm alanına ($27 \times 27 \text{ cm}^2$) homojen bir şekilde, merkezden merkeze 7.1 mm aralıklarla yerleştirilmiştir. Bu yapı sayesinde, tüm alan boyunca sabit ve yüksek çözünürlükte ölçüm yapılabilen ve özellikle IMRT ve VMAT gibi kompleks tedavi planlarının doğrulanmasında yüksek hassasiyet sağlanmaktadır (Anonim 1). Buna karşılık Dolphin sistemi, toplamda 1513 adet iyon odacığı içermekte olup dedektörlerin yerleşimi bölgesel farklılık göstermektedir. Sistemde, merkez bölgede 5 mm, orta bölgede 7.5 mm ve dış bölgede 10 mm aralıklarla yerleştirilen dedektörler sayesinde hem yüksek çözünürlük hem de geniş alan kapsamı sağlanmaktadır. Bu yapı, merkezdeki doz gradyanlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesini mümkün kılarken, ışın alanı dışına yayılan düşük dozların da algılanmasına olanak tanımaktadır (Anonim 2). Sonuç olarak, Octavius homojen çözünürlük yapısıyla detaylı analizlerde avantaj sağlarken, Dolphin sistemi geniş alan planlarının değerlendirilmesi açısından daha uygun bir çözüm sunmaktadır.

Çizelge 5.7. LINAC-1 ve 2 cihazları için 6 MV FFF enerjisinde farklı dedektör sistemlerinde yapılan test planlarının Gamma indeks ve % fark sonuçlarının ortalama ve standart sapma karşılaştırması

2D Test Plan Adı	6 MV FFF Gamma İndeks %2/2mm Octavius	6 MV FFF Gamma İndeks %2/2mm Dolphin	% Fark
10x10	95,40	98,80	3,40
20x20	97,70	96,50	1,20
3ABUT	96,50	96,70	0,20
7SegA	95,20	97,80	2,60
FourL	95,20	96,50	1,30
DMLC	95,20	98,80	3,60
HDMLC	100,00	98,50	1,50
HIMRT	98,40	99,10	0,70
Ortalama Gamma İndeks	96,70	97,36	1,31
Standart Sapma	1,71	1,32	1,10

LINAC-1 ve 2 cihazları için 6 MV FFF enerjisinde Octavius ve Dolphin dedektör sistemlerinde yapılan 2D test planlarının Gamma indeks ve % fark sonuçlarının ortalama ve standart sapma karşılaştırması Çizelge 5.7 ve Şekil 5.2’de verilmektedir. Gamma indeksi değerinin en yüksek yüzde farkı DMLC ve 10 x10 test planında görüldüğü ve sırasıyla 3,6 ve 3,4 olarak bulunmuştur. Ancak Gamma indeksi ve standart sapma değerinin Octavius ve Dolphin için sırasıyla 96,7+1,71 ve 97,36+1,32 olarak hesaplanmıştır. 2D test planlarının Gamma indeksleri %95 kabul sınır değerinin üstündedir. Böylece 6 MV FFF enerjili iki farklı cihazda yapılan 2D test planlarının Octavius ve Dolphin dedektör sistemlerinde de Gamma indeksi değerinin kabul sınırının üstünde olduğu için dedektör sisteminin tipine bağlı olmadığı görülmüştür.

Genel olarak 2D test planlarının ölçümlerine bağlı olarak TPS’de TPF geometrik ve dinamik değerleri LINAC-1 ve 2 cihazların 6 MV FFF enerjisinde optimizasyonu gerçekleştirilmiş olup tez çalışmasındaki en uygun TPF değerlerinin düzenlenmesi aşağıdaki Çizelge 5.8 ve 5.9’da sunulmuştur.

LINAC-1 için Çizelge 5.8 ve 5.9’da koyu renk ile belirtilen bazı geometrik ve dinamik foton demet modeli parametrelerin optimize edilmişken LINAC-2 için ise üretici firma tarafından önerilen foton demet model değerlerinin uygunluğu görülmüştür.

Thewes vd. (2023) çalışmalarında, TPF tabanlı ışın modellemesinin doğruluğunun yalnızca tedavi planlama aşamasında değil, aynı zamanda kalite güvence (QA) ve post-modelleme süreçlerinden sonra hasta QA’lerinde de değerlendirilmesi gerektiğini vurgulamışlardır. Söz konusu çalışmada, 6 MV FFF enerjisi için hasta planlarının analizlerinde, ortalama gamma indeks değeri $98,2 \pm 2,6$ olarak rapor edilmişken, bu tez çalışmasında ise post-modelleme sürecinde elde edilen sonuçlar, Octavius ve Dolphin dedektör sistemleri ile yapılan ölçümlerde sırasıyla $96,7 \pm 1,71$ ve

%97,36 $\pm$ 1,32 elde edilmiştir ve literatürde bildirilen değerlerle yüksek düzeyde uyumludur.

Çizelge 5.8. LINAC-1 ve LINAC-2 cihazlarında 6 MV FFF enerjisi için Demet Modelinin Elekta Versa HD™ ve Agility™ demet şekillendirici için geometrik parametreler

Kaynak/Durum	Model Geometrik Parametreleri	LINAC-1 Değerler	LINAC-2 Değerler
Tasarım	Static Leaf Gap (mm)	0,100	0,100
Ölçülebilir	Leaf Transmission	0,0035	0,005
Model (Değiştirilebilir)	Leaf Groove Width (mm)	0,400	0,400
Ölçülebilir	Tjaw Transmission	0,005	0,005
Model (Sabit)	Pjaw Transmission*	1,000	1,000
Model (Değiştirilebilir)	Interleaf Leakage	3,000	3,000
Model (Değiştirilebilir)	Leaf Tip Leakage	1,140	1,100
Model (Değiştirilebilir)	Tjaw Tip Leakage	1,030	1,030
Model (Değiştirilebilir)	Pjaw Tip Leakage	1,000	1,000
Tasarım	Tjaw Plane Position (mm)	432,000	432,000
Model (Sabit)	Pjaw Plane Position (mm)*	317,700	317,700
Model (Sabit)	Tjaw Backscatter	0,000	0,000
Model (Sabit)	Pjaw Backscatter*	0,000	0,000
Model (Değiştirilebilir)	Leaf Offset	-0,03	0,000

Çizelge 5.9. LINAC-1 ve LINAC-2 cihazlarında 6 MV FFF enerjisi için Demet Modelinin Elekta Versa HD™ ve Agility™ demet şekillendirici için dinamik parametreler

Kaynak/Durum	Model Dinamik Parametreleri	LINAC-1 Değerleri	LINAC-2 Değerleri
Tasarım	Max. Leaf travel per second (mm)	32,0	32,0
Tasarım	Max. Tjaw travel per second (mm)	32,0	32,0
Tasarım	Max. Pjaw travel per second (mm)	30,0	30,0
Tasarım	Max. Gantry travel per second (degree)	6,0	6,0
Tasarım	Max. Collimator travel per second (degree)	0,0	0,0
Klinik Belirlemeli	Min. Dose Rate (MU/min)	150,0	59,0
Klinik Belirlemeli	Max. Dose Rate (MU/min)	1390,0	720,0
VMAT	Continuous Dose Rate	Yes	Yes
Tasarım	Beam Startup Time (second)	1,0	1,0
Klinik Belirlemeli	Min. Mu per Static CP	1,0	1,0
Klinik Belirlemeli	Min. Mu per Dynamic CP	1,0	1,0
Klinik Belirlemeli	Min. Gantry Deg. Per CP	1,5	1,5
Tasarım	Open Guard Leaves	Yes	Yes
Model Verisi Bulunamadı	Max. Leaf travel per gantry rotation	Blank	Blank

5.2. Üç Boyutlu Işın Test Paketi Ölçümleri

5.2.1. Octavius dedektör sistemi ile LINAC-1 cihazında alınan 3D ölçümleri

VMAT-0 ve VAMAT-270 test planları için Gamma analizi, %2/2mm kriterine göre değerlendirilmiş olup sonuçlar %95 kabul sınır değerinin içindedir.

5.2.1.1. Üç Boyutlu ışın test paketi 6 MV FF veriler

VMAT-0 test planı için 3D Gamma analizi sonuç raporunda ölçülen ile planlanan arasında anlamlı fark görülmemekle birlikte alan kenarında hızlı doz değişimi nedeniyle belirgin olarak fark gözlemlenmiştir. Yapılan istatistiksel değerlendirmede toplam 415 nokta analiz edilmiş, bunlardan 410'si uygun bulunurken 5 nokta başarısız olarak değerlendirilmiştir. Böylece Gamma analizi %98,8 uyumluluk oranı (410/415) ile sonuçlandırılmıştır (Şekil 4.55).

VMAT-270 test planı için 3D Gamma analizi sonuç raporunda ölçülen ile planlanan arasında fark alan kenarında hızlı doz değişimi nedeniyle daha belirgin olarak gözlemlenmiştir. Yapılan istatistiksel değerlendirmede toplam 421 nokta analiz edilmiş, bunlardan 414'si uygun bulunurken 7 nokta başarısız olarak değerlendirilmiştir. Böylece Gamma analizi %98,3 uyumluluk oranı (414/421) ile sonuçlandırılmıştır (Şekil 4.56).

6 MV FF için, 3D test planlarının Gamma indeks değeri Çizelge 5.10'da verilmiştir.

Çizelge 5.10. 6 MV FF için, 3D test planlarının Gamma indeks değeri

LINAC-1 3D Test Plan Adı	VMAT-0	VMAT-270
6 MV FF Gamma İndeks %2/2mm	98,8	98,3

LINAC-1 cihazında 6 MV FF enerjisi için Octavius dedektör sistemi ile gerçekleştirilen 3D test planlarının ortalama Gamma indeks ve standart sapma değeri 98,55 + 0,25 hesaplanmıştır.

5.2.1.2. Üç boyutlu ışın test paketi 6 MV FFF verileri

VMAT-0 test planı için 3D Gamma analizi sonuç raporunda ölçülen ile planlanan arasında anlamlı fark görülemezle birlikte alan kenarında hızlı doz değişimi nedeniyle belirgin olarak fark gözlemlenmiştir. Yapılan istatistiksel değerlendirmede toplam 217 nokta analiz edilmiş, bunlardan 212'si uygun bulunurken 5 nokta başarısız olarak değerlendirilmiştir. Böylece Gamma analizi %97,7 uyumluluk oranı (212/217) ile sonuçlandırılmıştır (Şekil 4.57).

VMAT-270 test planı için 3D Gamma analizi sonuç raporunda ölçülen ile planlanan arasında fark alan kenarında hızlı doz değişimi nedeniyle daha belirgin olarak gözlemlenmiştir. Yapılan istatistiksel değerlendirmede toplam 217 nokta analiz edilmiş, bunlardan 212'si uygun bulunurken 5 nokta başarısız olarak değerlendirilmiştir. Böylece Gamma analizi %97,7 uyumluluk oranı (212/217) ile sonuçlandırılmıştır (Şekil 4.58).

VMAT-2Arc test planı için 3D Gamma analizi sonuç raporunda ölçülen ile planlanan arasında tam uyum söz konusudur. Yapılan istatistiksel değerlendirmede toplam 196 nokta analiz edilmiş, bunlardan tamamı uygun bulunmuştur. Böylece Gamma analizi % 100 uyumluluk oranı (196/196) ile sonuçlandırılmıştır (Şekil 4.59).

6 MV FFF enerjisi için, 3D test planlarının Gamma indeks değeri Çizelge 5.11’de verilmiştir.

Çizelge 5.11. 6 MV FFF enerjisi için, 3D test planlarının Gamma indeks değeri

LINAC-1 3D Test Plan Adı	VMAT-0	VMAT-270	VMAT-2Arc
6 MV FFF Gamma İndeks %2/2mm	97,7	97,7	100

LINAC-1 cihazında 6 MV FFF enerjisi için Octavius dedektör sistemi ile gerçekleştirilen 3D test planlarının ortalama Gamma indeks ve standart sapma değeri 98,47 + 1,08 hesaplanmıştır.

5.2.2. Dolphin dedektör sistemi ile LINAC-2 cihazında alınan 3D ölçümleri

Üç boyutlu tüm test planları için Gamma analizi, %2/2mm kriterine göre değerlendirilmiş olup sonuçlar %95 kabul sınır değerinin içindedir.

5.2.2.1. Üç Boyutlu ışıın test paketi 6 MV FFF veriler

VMAT-0 test planında, XY, XZ ve YZ düzlemleri için tanımlanan konumda elde edilen profil eğrilerinin görsel karşılaştırması yapıldığında, düzlemler arasındaki farkların belirginlik düzeyi değerlendirilmiştir. Bu karşılaştırma sonucunda, en yüksek farkın XZ düzleminde gözlendiği tespit edilmiştir (Şekil 4.60). Bu durum, doz dağılımında XZ düzlemine özgü yönlü bir sapma veya algoritma kaynaklı potansiyel bir belirsizlik olabileceğini düşündürmektedir. Bu test planı için yapılan Gamma analizinde ölçülen ve hesaplanan doz değerlerinin piksel bazında karşılaştırılması sonucunda, piksellerin %0,5’inde mutlak fark bir birimden büyük bulunmuştur (Şekil 4.61). Bu oran %5’in oldukça altında kalarak, hesaplamaların ölçümlerle yüksek düzeyde uyumlu olduğunu göstermektedir. Başka bir deyişle Gamma indeks % 99,5’dir.

VMAT-270 test planında, XY, XZ ve YZ düzlemleri için tanımlanan konumda elde edilen profil eğrilerinin görsel karşılaştırması yapıldığında, düzlemler arasındaki farkların belirginlik düzeyi değerlendirilmiştir. Bu karşılaştırma sonucunda, en yüksek farkın XZ düzleminde gözlendiği tespit edilmiştir (Şekil 4.62). Bu durum, doz dağılımında XZ düzlemine özgü yönlü bir sapma veya algoritma kaynaklı potansiyel bir belirsizlik olabileceğini düşündürmektedir. Bu test planı için Gamma analizinde ölçülen ve hesaplanan doz değerlerinin piksel bazında karşılaştırılması sonucunda, piksellerin %0,5’inde mutlak fark bir birimden büyük bulunmuştur (Şekil.4.63). Bu oran %5’in oldukça altında kalarak, hesaplamaların ölçümlerle yüksek düzeyde uyumlu olduğunu göstermektedir. Başka bir deyişle Gamma indeks % 99,5’dir.

VMAT-180 test planında, XY, XZ ve YZ düzlemleri için tanımlanan konumda elde edilen profil eğrilerinin görsel karşılaştırması yapıldığında, düzlemler arasındaki farkların belirginlik düzeyi değerlendirilmiştir. Bu karşılaştırma sonucunda, en yüksek farkın XZ düzleminde gözlemlendiği tespit edilmiştir (Şekil 4.64). Bu durum, doz dağılımında XZ düzlemine özgü yönlü bir sapma veya algoritma kaynaklı potansiyel bir belirsizlik olabileceğini düşündürmektedir. Bu test planı için Gamma analizinde ölçülen ve hesaplanan doz değerlerinin piksel bazında karşılaştırılması sonucunda tüm pikseller mutlak fark bir birimden büyük bulunmuştur (Şekil.4.65). Hesaplamalar ile ölçümlerin tam uyumlu olduğunu göstermektedir. Başka bir deyişle Gamma indeks % 100'dür.

VMAT-2Arc test planında, XY, XZ ve YZ düzlemleri için tanımlanan konumda elde edilen profil eğrilerinin görsel karşılaştırması yapıldığında, düzlemler arasındaki farkların belirginlik düzeyi değerlendirilmiştir. Bu karşılaştırma sonucunda farkın XY, YZ düzlemlerinde gözlemlendiği tespit edilmiştir (Şekil 4.66). Bu test planı için Gamma analizinde ölçülen ve hesaplanan doz değerlerinin piksel bazında karşılaştırılması sonucunda, piksellerin %0,3'ünde mutlak fark bir birimden büyük bulunmuştur (Şekil 4.67). Bu oran %5'in oldukça altında kalarak, hesaplamaların ölçümlerle yüksek düzeyde uyumlu olduğunu göstermektedir. Başka bir deyişle Gamma indeks % 99,7'dir.

VMAT 2Arc-2Alan test planında, XY, XZ ve YZ düzlemleri için tanımlanan konumda elde edilen profil eğrilerinin görsel karşılaştırması yapıldığında, düzlemler arasındaki farkların belirginlik düzeyi değerlendirilmiştir. Bu karşılaştırma sonucunda, en yüksek farkın XY düzleminde gözlemlendiği tespit edilmiştir (Şekil 4.68). Bu durum, doz dağılımında XZ düzlemine özgü yönlü bir sapma veya algoritma kaynaklı potansiyel bir belirsizlik olabileceğini düşündürmektedir. Bu test planı için Gamma analizinde ölçülen ve hesaplanan doz değerlerinin piksel bazında karşılaştırılması sonucunda, piksellerin % 3,6'sı mutlak fark bir birimden büyük bulunmuştur (Şekil 4.69). Bu oran %5'in altında kalarak, hesaplamaların ölçümlerle yüksek düzeyde uyumlu olduğunu göstermektedir. Başka bir deyişle Gamma indeks % 96,4'dür.

CVMAT test planında, XY, XZ ve YZ düzlemleri için tanımlanan konumda elde edilen profil eğrilerinin görsel karşılaştırması yapıldığında, düzlemler arasındaki farkların belirginlik düzeyi değerlendirilmiştir. Bu karşılaştırma sonucunda, en yüksek farkın XZ düzleminde gözlemlendiği tespit edilmiştir (Şekil 4.70). Bu test planı için Gamma analizinde ölçülen ve hesaplanan doz değerlerinin piksel bazında karşılaştırılması sonucunda, piksellerin % 3,7'sinde mutlak fark bir birimden büyük bulunmuştur (Şekil.4.71). Başka bir deyişle Gamma indeks % 96,3'dür.

6 MV FFF enerjisi için, 3D test planlarının Gamma indeks değeri Çizelge 5.12'de verilmiştir.

Çizelge 5.12. 6 MV FFF enerjisi için, 3D test planlarının Gamma indeks değeri

LINAC-2 3D Test Plan Adı	VMAT-0	VMAT-270	VMAT-180	VMAT-2Arc	VMAT-2Arc2Alan	CVMAT
6 MV FFF Gamma İndeks %2/2mm	99,5	99,5	100	99,7	96,4	96,3

LINAC-2 cihazında 6 MV FFF enerjisi için Dolphin dedektör sistemi ile gerçekleştirilen 3D test planlarının ortalama Gamma indeks ve standart sapma değeri $98,57 \pm 1,58$ hesaplanmıştır.

2D test paketleri yardımıyla yapılan TPF optimizasyon parametreleri değiştirilmeden 3D test planlarının için gerekli ölçüm ve hesaplamalar yapılmış olup Gamma indeks sonuçlar kabul sınırı %95'in üstünde bulunduğundan dolayı tekrar TPF optimizasyonuna gerek duyulmamıştır.

Ancak literatürde doğrudan TPF parametrelerine yönelik üç boyutlu doğrulama testlerine rastlanmamakla birlikte, TPF modelinin geçerliliğini ve klinik karşılığını değerlendiren çalışmalar genellikle gantri rotasyonunu içeren dinamik test planları ya da hasta bazlı plan doğrulamaları üzerinden yürütülmüştür. Thewes vd. (2023), Elekta Versa HD cihazı ve Monaco TPS sistemi kullanarak, ExpressQA testleri (bu tezde 2D test paketi olarak ele alınmıştır) aracılığıyla, farklı enerjilerde (6 MV FF, 6 MV FFF, 10 MV FF, 10 MV FFF) TPF parametrelerinin optimizasyonunu gerçekleştirmiştir. Gantri rotasyonunu içeren test planlarının, lif ucu geçişi ve lif offset gibi parametrelerin değerlendirildiği, özellikle VMAT gibi karmaşık hasta planlarında kritik bir rol oynadığını vurgulayarak üç boyutlu testlerin geliştirilmesi gerekliliğine dikkat çekmişlerdir (Thewes vd. 2023).

Roche vd. (2018), Elekta Agility™ MLC kafa yapısına sahip LINAC cihazı ile gerçekleştirdikleri çalışmada, varsayılan TPF parametrelerini ExpressQA (2D test planı) ve ek test alanlarından oluşan bir set kullanarak optimize etmiş ve %2/2 mm mesafe uyumu kriterlerine göre %95'in üzerinde gamma indeks değerleri elde etmişlerdir. Varsayılan TPF parametreleri ile bazı ExpressQA test planlarında gamma indeks değerinin %88,4'e kadar düşmesi nedeniyle, daha hassas ve uygun TPF parametrelerinin optimize edilmesine katkı sağlamak amacıyla sistematik olarak ek test alanlarının kullanılması önerilmiştir. Bu tez çalışması, 3D test planlarıyla bir prosedür oluşturulmasını ve sistematik olarak önce 2D, ardından 3D testlerle TPF optimizasyonunun gerçekleştirilebileceğini kapsamaktadır.

Thewes vd. (2013) ise optimize edilen TPF parametrelerinin klinik uygulanabilirliğini, farklı enerjilerde oluşturulan hasta planlarının 3D gamma analizleri ile değerlendirmiştir. Elekta Versa HD lineer hızlandırıcılarda 6 MV, 10 MV, 6 MV FFF ve 10 MV FFF enerjileri için hesaplanan gamma indeks değerleri, optimize edilmiş parametrelerin farklı enerji seviyelerinde yüksek doğrulukla çalıştığını ortaya koymaktadır. 6 MV enerjisi için ortalama gamma indeks ve standart sapma değerleri $98,4 \pm 1,5$, 10 MV için $98,5 \pm 2,0$, 6 MV FFF için $98,2 \pm 2,6$ ve 10 MV FFF için $97,8 \pm 6,9$ olarak raporlanmıştır. Tüm enerji seviyelerinde gamma geçiş oranlarının %95'in üzerinde olması, 3D doz dağılımlarının ölçümlerle yüksek uyum içinde olduğunu ve optimize edilen TPF parametrelerinin farklı klinik senaryolarda güvenilir biçimde kullanılabileceğini göstermektedir.

Bu tez çalışmasında ise hasta plan örneklerine geçilmeden önce 3D test planları ile bir prosedür oluşturulmuş ve elde edilen uygun Gamma indeks sonuçlarına dayanarak, gerektiğinde sistematik bir şekilde TPF optimizasyonu gerçekleştirilebileceği öngörülmüştür.

6. SONUÇLAR

Radyoterapi, kanser tedavisinde hedef tümör dokusuna terapötik dozda iyonlaştırıcı radyasyon uygularken, sağlıklı dokuları en üst düzeyde korumayı amaçlayan temel bir tedavi yöntemidir. Bu hedefin başarıyla gerçekleştirilebilmesi için, tedavi planlama sistemlerinde kullanılan doz hesaplama algoritmalarının doğruluğu kritik öneme sahiptir.

Günümüzde model tabanlı tedavi planlama sisteminin radyoterapide kullanımı, bilgisayar teknolojisinde donanımsal ve özellikle çoklu paralel işlemcilerin gelişimi sayesinde hızlı Monte Carlo tekniği ile hesaplama hızı ve doğruluğunu da sağlayarak klinik uygulamalarda yerini almıştır. Radyasyon tedavisinin başarısı tümör kontrol olasılığını en üst düzeye çıkarırken normal doku yan etki olasılığını en aza indirilmesine bağlıdır. Bu iki değer doğrudan tümör ve normal dokuda soğurulan doza bağlı olup, dolayısıyla hastadaki doz dağılımının doğruluğu kritik öneme sahiptir.

Tedavi planlama sistemlerinin, klinik uygulamalara geçmeden önceki kabul testleri, uluslararası protokoller ve kullanılan tedavi tekniklerine uygun değerlendirme kriterleri doğrultusunda yapılması önerilmektedir.

Yoğunluk ayarlı radyoterapi ve volümetrik modülasyonlu ark terapi gibi ileri radyoterapi tekniklerinde küçük alanların kullanımının artması ve yüksek radyasyon şiddet değişiminin gereksinimine dayalı modelleme sonrası (post modelleme) süreçler zorunlu bir ihtiyaç haline gelmiştir. Tedavi planlama sisteminin MC modellemesinden sonra elde edilen bu model üzerinde doğrulama yapılarak post modelleme prosedürü önerilir. Bu kapsamda, TPS’de foton demeti için kullanılan Monte Carlo modelinin, çok yapraklı kolimatöre ait geometrik ve dinamik parametre değerleri, farklı enerji seviyelerindeki LINAC cihazına ait bir dizi test planı için elde edilen 2D doz dağılım ölçümleriyle karşılaştırılarak, genel bir prosedür çerçevesinde doğrulanması tavsiye edilmektedir.

Bu tez çalışmasında Elekta Agility™ MLC kafa yapısına sahip iki LINAC cihaz için ExpressQA (2D test planı) ve 3D test planları farklı enerji seviyelerindeki foton demetlerinde Monaco TPS’de tasarlandı. farklı foton enerji seviyelerinde TPS (Monaco 5.11) tarafından doz dağılım hesaplamaları yapıldı. 2D/3D yazılım destekli Octavius ve Dolphin 2D dizilimli dedektör sistemi yardımıyla doz dağılımı ölçümleri elde edildi. Klinik kullanım öncesi uygunluk sınama basamaklarında, iki ve üç boyutlu ölçüm ile hesaplanan verilerin karşılaştırılmasında, Gamma analizin dozda % 2 ve konumda 2 mm uyumu kriterlerine göre %95 olarak kabul edildi.

2D test planları kapsamında sonuçlandırılan Gamma indeks sonuçları; LINAC-1 cihazı için Octavius dedektör sisteminde 6 MV FF enerjisinde yapılan test planlarının ortalama Gamma indeks ve standart sapma değerleri $98,44 \pm 1,46$ olarak bulunmuşken 6 MV FFF enerjisinde ise $96,70 \pm 1,71$ olarak bulundu. LINAC-2 cihazı için Dolpin dedektör sisteminde 6 MV FFF enerjisinde yapılan bu testlere ait ortalama Gamma indeks ve standart sapma değerleri $97,36 \pm 1,32$ olarak bulundu. Sonuç olarak, Gamma analizi kapsamında dozda %2 ve konumda 2 mm kriterleri esas alındığında, %95’in üzerinde bir uyum oranı elde edilmiştir. Bu sonuçlar, TPF optimizasyonu tamamlandıktan sonra elde edilmiştir. Genel demet modelinde, geometrik parametreler ve dinamik parametreler

Agility™ demet şekillendiriciye özgü değiştirilebilir parametreler düzenlendi. Bu optimizasyon işlemi sonucunda, LINAC-1 cihazı 6 MV FF için değişen geometrik parametreleri kapsamında lif geçirgenliği (Leaf Transmission: 0,0045), lif ucu sızıntısı (Leaf Tip Leakage: 1,150) ve lif ofseti (Leaf Offset: -0,03) değerleri değiştirilirken dinamik parametreler kapsamında minimum doz hızı (Min. Dose Rate: 59,90 MU/min) parametresi değiştirildi. Üretici firmanın varsayılan parametre değerleri kullanıldı. Aynı cihazda 6 MV FFF için değişen geometrik parametreleri kapsamında lif geçirgenliği (Leaf Transmission: 0,0035), lif ucu sızıntısı (Leaf Tip Leakage: 1,140) ve lif ofseti (Leaf Offset: -0,03) değerleri değiştirilirken dinamik parametreler kapsamında minimum doz hızı (Min. Dose Rate: 150,0 MU/min) ve maksimum doz hızı (Max. Dose Rate: 1390,0 MU/min) parametreleri değiştirildi ve diğer parametreler ise üreticinin önerisi doğrultusunda varsayılan değerler uygun bulundu. Öte yandan, LINAC-2 cihazı için üretici tarafından varsayılan geometrik ve dinamik parametreler ile 2D test planlarının sonuçları neticesinde optimizasyonla TPF parametrelerinin değişikliğine gerek kalmadı.

İleri tedavi tekniklerinde kullanılan karmaşık planların doğrulanması için üretici firmaların sunduğu foton demet modelleriyle ek test planların oluşturma sorumluluğu genellikle kullanıcılara bırakılmaktadır. Bu tezde, Monaco TPS için önerilen üç boyutlu sinama ışın test paketi kapsamında, gantri rotasyonu ve modülasyonunu değerlendiren altı plan sunuldu. Bu 3D test paketinin ilk üç planı, aynı kolimatör-MLC düzenlemesiyle gantri'nin saat yönünde, 90 derecelik sabit tarama aralığını farklı başlangıç açılarıyla ve her 10 derecede sabit modülasyon kullanarak gerçekleştirdiği rotasyonları içermektedir. Bu testlerin temel amacı, gantri'ye ait geometrik parametrelerini sabit modülasyon hızı ile doğruluğunu değerlendirmektir. Bu test paketinin dördüncü ve beşinci planlarında, gantri'nin saat yönünde çift arc şeklinde ve her 10 derecede sabit modülasyonla ayarlandığı ortak bir düzenleme uygulandı. Dördüncü planda, kolimatör merkezine yerleştirilmiş MLC düzenlemesiyle, 280 derece başlangıç açısında ve 160 derecelik tarama aralığında bir plan yapıldı. Beşinci planda ise, farklı kolimatör-MLC düzenlemeleriyle, sırasıyla 310 ve 50 derece başlangıç açılarıyla, her bir arc için 100 derecelik tarama aralıkları tasarlandı. Test paketinin son planında, 150 adet MLC düzenlemesi ile geometrik ve dinamik gantri modülasyonu kullanılarak karmaşık bir VMAT tedavi planı oluşturuldu. Plan, 210 derece başlangıç açısıyla başlayıp 300 derecelik tarama rotasyonunu kapsamakta olup her 10 derecede farklı modülasyonlar içerir. Bu plan, klinik bir senaryo için tasarlandı.

3D test paketinin planları kapsamında Gamma indeks sonuçları; LINAC-1 cihazı için Octavius dedektör sisteminde 6 MV FF enerjisinde yapılan test planlarının ortalama Gamma indeks ve standart sapma değerleri $98,55 \pm 0,25$ olarak bulunmuşken 6 MV FFF enerjisinde ise $98,47 \pm 1,08$ olarak bulundu. LINAC-2 cihazı için Dolpin dedektör sisteminde 6 MV FFF enerjisinde yapılan bu testlere ait ortalama Gamma indeks ve standart sapma değerleri $98,57 \pm 1,58$ olarak bulundu. Sonuç olarak, Gamma analizi kapsamında dozda %2 ve konumda 2 mm kriterleri esas alındığında, %95'in üzerinde bir uyum oranı elde edilmiştir.

3D test planlarına ait Gamma indeks değerlendirmesi sonucunda, TPF parametrelerinin optimizasyonuna veya herhangi bir değişikliğe gerek olmadığı görüldü. Ancak dinamik parametreler kapsamında değerlendirilen minimum doz hızı (Min. Dose Rate: MU/min) ve maksimum doz hızı (Max. Dose Rate: MU/min) parametrelerinin, LINAC tedavi cihazının nominal doz hızı aralığını doğrudan etkileyebileceği

gözlemlenmiş olup bu durumun cihazın genel performansını etkileyebileceği göz önüne alındığında, ilgili parametrelerin üç boyutlu test planları kapsamında değerlendirilmesi gerektiği ve dinamik doz hızı aralıklarının optimizasyonunun, özellikle VMAT gibi yüksek modülasyon içeren tekniklerde tedavi kalitesini doğrudan etkilediği görüldü.

Bu tez kapsamında kolimatör sistemi Agility™ sahip iki LINAC cihaz kullanıldı. LINAC-1’de kolimatör sistemi sonradan yapılandırılmış olup LINAC-2 ise standart kolimatör sistemi mevcuttur. LINAC-1 cihazındaki 6 MV FF ve FFF enerjilerinde TPF optimizasyonu yapılarak yeni MLC geometrik ve dinamik değerler ile MC algoritmasına sahip Monaco TPS de hesaplamaların uygunluğu görülmüşken LINAC-2 cihazında üretici tarafından sağlanan varsayılan parametreler yeterli olduğu görüldü. Bu sonuç, yenilenmiş cihazlarda TPF optimizasyonunun daha büyük önem taşıdığını ortaya koymaktadır.

Bu çalışmada yapılan özellikle ek test kapsamındaki 3D test paketi ölçümlerinde kullanılan Octavius ve Dolphin dedektör sistemlerinin 3D değerlendirmelerde iyi bir performans sergilediği ve kullanım açısından uygun olduğu gözlemlendi.

Yapay zekâ temelli modeller, radyoterapide klinik öncesi kalite güvence süreçlerinde doğruluğu ve verimliliği artırmada önemli bir potansiyel sunmaktadır. Derin öğrenme algoritmaları, özellikle karmaşık hasta planlarında yüksek doğrulukla hastaya özel QA sonuçlarını öngörebilmekte; Halcyon ve Informer-CNN (Convolutional Neural Network – Evrişimli Sinir Ağı) sistemleriyle yapılan uygulamalarda Gamma geçiş oranı %97’ye kadar çıkabilmektedir. Ancak bu teknolojilerin klinik rutinde güvenilir ve sürdürülebilir biçimde kullanılabilmesi için veri standardizasyonu, modelin farklı klinik koşullarda tutarlılığı ve mevcut iş akışlarına entegrasyonu gibi zorlukların aşılması gerekmektedir. Bu zorlukların, disiplinler arası işbirliği ve titizlikle yürütülen doğrulama çalışmalarıyla aşılması, yapay zekânın radyoterapide klinik öncesi kalite güvence süreçlerini etkin biçimde dönüştürme potansiyelinin tam anlamıyla hayata geçirilmesi açısından büyük önem taşımaktadır.

7. KAYNAKLAR

- Ade, N. ve Nam, T. L. 2015. The influence of detector size relative to field size in small-field photon-beam dosimetry using synthetic diamond crystals as sensors. *Radiat Phys Chem.*, 113: 6-13.
- Alber, M., Broggi, S., De Wagter, C., Esichwuzel, I., Engström, P., Fiorino, C., vd. 2008. QUASIMODO, Quality Assurance of Intensity Modulated Radiation Oncology. ESTRO Booklet No. 9: Guidelines for the Verification of IMRT. Belguim, Brussels.
- Anonim 1. <https://www.iba-dosimetry.com/product/dolphin> [Son erişim tarihi: 01.06.2024].
- Anonim 2. <https://www.ptwdosimetry.com/en/products/octavius-detector-1500> [Son erişim tarihi: 01.06.2024].
- Ayouth, J. E. 2008. Siemens mulileaf collimator characterization and quality assurance approaches for intensity-modulated radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.*, 71(1): 93-97
- Bewley, D. 1985. The 8 Mev Linear Accelerator At The Mrc Cyclotron Unit Hammersmith Hospital, London. *The British Journal Of Radiology*, 58 (687): 213-217
- Bhangle, J.R., Narayanan, V.K.S., Kumar, N.K. ve Vaitheeswaran, R. 2011. Dosimetric analysis of beam-matching procedure of two similar linear accelerators. *J Med Phys.*, 36 (3): 176-180
- Bortfeld, T. vd. 2006. Image-Guided IMRT, Springer, Almanya.
- Chen, W.Z., Xiao, Y. ve Li, J. 2014. Impact of dose calculation algorithm on radiation therapy. *World J Radiol.*, 6 (11): 874-880.
- Chen, Z., D'Errico, F. ve Nath, R. Principles and requirements of external beam dosimetry. *Radiat Meas.*, 41 (1): 2-21.
- Chetty, I.J., Curran, B., Cygler, J.E., Demarco, J.J., Ezzell, G., Faddegon, B.A., Kawrakow, I., Keall, P.J., Liu, H. ve Ma, C.M.C. 2007. Report of the AAPM task group no. 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning. *Medical Physics*, 34 (12): 4818-4853
- Das, I. J., Cheng, C. W., Watts, R. J., Ahnesjö, A., Gibbons, J., Li, X. A. ve Zhu, T. C. 2008. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. *Medical Physics*, 35 (9): 4186-4215.
- Elekta. 2013. Agility™ and Integrity™ R3. Information for Treatment Planning Systems, Document ID: 1504231 01.
- Elekta. 2017. Monaco Dose Calculation Technical Reference, Document ID: LRMMON000.

- Ezzell, G.A., Burmeister, J.W., Dogan, N., LoSasso, T.J., Mechalakos, J.G., Mihailidis D., vd. IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. *Med Phys.*, 36 (11): 5359.
- Fraas, B.A., Smathers, J., Deye, J. 2003. Summary and recommendations of a National Cancer Institute workshop on issues limiting the clinical use of Monte Carlo dose calculation algorithms for megavoltage external beam radiation therapy. *Med Phys.*, 30 (12): 3206-3216.
- Fraass, B., Doppke, K., Hunt, M., Kutcher, G., Starkschall, G., Stern, R., vd. 1998. American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Med Phys.*, 25 (10): 1773.
- Gifford, K.A., Followill, D.S., Liu, H.H. ve Starkschall, G. 2002. Verification of the accuracy of a photon dose-calculation algorithm. *J Appl Clin Med Phys.*, 3 (1): 26-45.
- Gong, C., Zhu, K., Lin, C., vd. 2022. Efficient dose-volume histogram-based pretreatment patient-specific quality assurance methodology with combined deep learning and machine learning models for volumetric modulated arc radiotherapy. *Med Phys.*, 49: 7779-7790.
- Haryanto, F., Fippel, M., Laub, W., Dohm, O. ve Nüsslin, F. 2002. Investigation of photon beam output factors for conformal radiation therapy: Monte Carlo simulations and measurements. *Phys Med Biol.*, 47(11):N133-N143.
- Hrbacek, J., Depuydt, T., Nulens, A., Swinnen, A. ve Van den Heuvel, F. 2007. Quantitative evaluation of a beam-matching procedure using one-dimensional analysis. *Med Phys.*, 34 (7): 2917.
- Hunt, M.A. ve Burman, C.M. 2003. Treatment Planning Considerations Using Imrt. ss. 103-104
- IMPAC Medical Systems I. 2012. Monaco Technical Reference: Post Modeling Adjustment of MLC Parameters. Document ID: LRMMON0003.
- IMPAC Medical Systems I. 2013. Monaco Dose Calculation Technical Reference. Document ID: LRMMON0001.
- IMPAC Medical Systems Inc. 2017. Monaco dose Calculation Technical Reference. Document ID: LRMMON0001.
- International Agency for Research on Cancer. 2018. Cancer Tomorrow. https://gco.iarc.fr/tomorrow/mode=population&sex=0&cancer=39&age_group=value&apc_male=0&apc_female=0, [Son erişim tarihi: 28.06.2025].
- Jacqmin, D., McDonald, D., Koch, N., Peng, J., Ashenafi, M. ve Vanek, K. 2014. A comprehensive and efficient QA system for validation of photon dose calculation accuracy. *J Appl Clin Med Phys.*, 15: 389.
- Jothybasu, K.S., Bahl, A., Subravani, V., Rath, G.K., Sharma, D.N., Julka, P.K. 2009. Static versus dynamic intensity-modulated radiotherapy: Profile of integral dose in carcinoma of the nasopharynx. *Journal of Medical Physics*, 34 (2): 66-72.

- Kantz, S., Troeller McDermott, A., Söhn, M., Reinhardt, S., Belka, C., Parodi, K. ve Reiner, M. 2017. Practical implications for the quality assurance of modulated radiation therapy techniques using point detector arrays. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 18 (6): 20-31.
- Khan, F. vd. 2007. Treatment Planning in Radiation Oncology. 4. bs., Lippincott Williams & Wilkins, ABD, ISBN: 9781469889979
- Khan, F. vd. 2014. The Physics of Radiation Therapy. 5. bs., Lippincott Williams & Wilkins.
- Kinsella, P., Shields, L., McCavana, P., McClean, B. ve Langan, B. 2016. Determination of MLC model parameters for Monaco using commercial diode arrays. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 17 (4): 37-47.
- Klein, E.E., Hanley, J., Bayouth, J., Yin, F.F, Simon, W., Dresser, S., vd. 2009. American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Med Phys.*, 36 (9): 4197.
- Laub, W.U. ve Wong, T. 2003. The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT. *Med Phys.*, 30 (3): 341-347.
- Li, J.G., Yan, G. ve Liu, C. 2009. Comparison of two commercial detector arrays for IMRT quality assurance. *J Appl Clin Med Phys.*, 10 (2): 62-74.
- Loncol, T., Greffe, J.L., Vynckier, S. ve Scalliet, P. 1996. Entrance Andexit Dose Measurements with Semiconductors and Thermoluminescent dosimeters: A Comparison of Methods and in Vivo Results. *Radiother Oncol.*, 41 (2): 179-187.
- Low, D.A., Moran, J.M., Dempsey, J.F., Dong, L. ve Oldham, M. 2011. Dosimetry tools and techniques for IMRT. *Med Phys.*, 38 (3): 1313-1338.
- Lu L. 2013. Dose calculation algorithms in external beam photon radiation therapy, . Int J Cancer Ther Oncol; 1(2):01025, Ohio State University, Columbus, Ohio, USA,
- Marrazzo, L., Redapi, L., Pellegrini, R., vd. 2023. Fully automated volumetric modulated arc therapy technique for radiation therapy of locally advanced breast cancer. *Radiat Oncol.*, 18: 176.
- McCullough, E.C., Krueger, A.M. 1980. Performance evaluation of computerized treatment planning systems for radiotherapy: External photon beams. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.*, 6 (11): 1599-1605.
- Meyer, J.L. 2007. IMRT, IGRT, SBRT –Advances in the Treatment Planning and Delivery of Radiotherapy Department of Radiation Oncology Saint Francis Memorial Hospital San Francisco, Calif. USA, ss. 42-58.
- Oyar, O. ve Gülsoy, U.K. 2003. *Tıbbi Görüntüleme Fiziği*, Rekam, Ankara, s. 235-666.
- Özbay, R.Ö. 2012. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) Tekniğiyle Oluşturulmuş Tedavi Planlamalarının Dozimetrik Doğruluklarının Farklı Dozimetrik Sistemler Kullanılarak Karşılaştırılması. Yüksek lisans tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
- Perez, C.A., Brady, L.W. ve Halperin, E.C. 2008. Perez and Brady's Principles and Practice of Radiation Oncology, 5. bs. Lippincott Williams & Wilkins Company, USA.

- Podgorsak, E.B., Andreo, P., Evans, M.D.C., Hendry, J.H., Horton, J.L., Izewska, J., vd. 2004. Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. In: Chapter 6, ss. 133-178.
- Puzhakkal, N., Kochunny, A. K., Makuny, D., MP, A. K., Poyil, R. C. ve Raveendran, V. 2019. Validation of Dolphin dosimetry in three dimensional patient-specific quality assurance programme. *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy*, 24 (5): 481-490.
- Reynaert, N., Van der Marck, SC, Schaart, DR, Van der Zee, W., Van Vliet-Vroegindeweij, C., Tomsej, M. ve De Wagter, C. 2007. Foton ve elektron ışınları için Monte Carlo tedavi planlaması. *Radyasyon Fiziği ve Kimyası*, 76 (4): 643-686.
- Roche, M., Crane, R., Powers, M. ve Crabtree, T. 2018. Agility MLC transmission optimization in the Monaco treatment planning system. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 19 (5): 473-482
- Rogers, D. ve Bielajew, A. 1990. Monte Carlo techniques of electron and photon transport for radiation dosimetry. *The Dosimetry of Ionizing Radiation*, 3: 427- 539.
- Seco, J. ve Verhaegen, F. 2013. *Monte Carlo techniques in Radiation Therapy*. Crc Press, Boca Raton, s. 342.
- Sikora, M. 2011. Virtual Source Modelling of Photon Beams for Monte Carlo Based Radiation Therapy Treatment Planning. Doktora tezi, University of Bergen.
- Sikora, M., Dohm, O. ve Alber, M. 2007. A virtual photon source model of an Elekta linear accelerator with integrated mini MLC for Monte Carlo based IMRT dose calculation. *Phys Med Biol.*, 52 (15): 4449-4463.
- Spezi, E., Angelini, A., Romani, F. ve Ferri, A. 2005. Characterization of a 2D ion chamber array for the verification of radiotherapy treatments. *Phys Med Biol.*, (50): 3361-3371.
- Stelljes, T. S., Harmeyer, A., Reuter, J., Looe, H. K., Chofor, N., Harder, D. ve Poppe, B. 2015. Dosimetric characteristics of the novel 2D ionization chamber array OCTAVIUS Detector 1500.
- Teoh, M. vd. 2011. Volumetric modulated arc therapy: a review of current literature and clinical use in practice. *The British Journal of Radiology*, 84: 967-996.
- Thewes, L., Eckl, M. ve Schneider, F. 2023. Monaco tedavi planlama sisteminde Agility MLC için iletim olasılığı filtresi optimizasyonu. *Uygulamalı Klinik Tıbbi Fizik Dergisi*, 24 (9): e14105.
- Van Dyk, J., Rosenwald, J., Fraass, B., Cramb, J. ve Ionescu-Farca, F. 2004. IAEA, International Atomic Energy Agency. Technical Report Series No. 430: Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer. Vienna, Austria.
- Van Esch, A., Basta, K., Evrard, M., Ghislain, M., Sergent, F. ve Huyskens, D.P. 2014. The Octavius1500 2D ion chamber array and its associated phantoms: Dosimetric characterization of a new prototype. *Med Phys*, 41 (9): 091708.

- Van Esch, A., Huyskens, D.P., Basta, K., Ghislain, M. ve Delvaux, R. 2015. The quest for sensible data analysis in clinical routine: Study case on the new Octavius1500 array and its associated phantoms. 8th Int Conf 3D Radiat Dosim (IC3DDose), *J Phys.*, Series 573.
- Venselaar, J., Welleweerd, H. ve Mijnheer, B. 2001. Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. *Radiother Oncol.*, 60 (2): 191-201.
- Vikraman, S., Manigandan ve D., Karrthick, K.P.2014. Quantitative evaluation of 3D dosimetry for stereotactic volumetric-modulated arc delivery using COMPASS. *J Appl Clin Med Phys*, 16 (1): 5128.
- Wang, S., Chao, K. ve Chang, J. 2015. Inaccurate positioning might introduce significant calibration errors to a detector-array QA device for flatten filter free beams. *Austin J Radiat Oncol Cancer.*, 1 (2): 1-5.
- Yorke, E., Alecu, R., Ding, L., Fontenla, D., Kalend, A., Kaurin, D., vd. 2005. American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 62: Diode in Vivo Dosimetry for Patients Receiving External Beam Radiation Therapy, AAPM Report No. 87.

ÖZGEÇMİŞ

Sümevra MANDAL

ÖĞRENİM BİLGİLERİ

Doktora	Akdeniz Üniversitesi
2022-2025	Fen Bilimleri Enstitüsü, Fizik Anabilim Dalı, Antalya
Yüksek Lisans	Akdeniz Üniversitesi
2014-2018	Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Radyoterapi Fiziği, Antalya
Yüksek Lisans	Gazi Üniversitesi
2007-2008	Fen Bilimleri, Fizik Anabilim Dalı, Ankara
Lisans	Ankara Üniversitesi
2002-2006	Fen Fakültesi, Fizik Bölümü, Ankara

MESLEKİ VE İDARİ GÖREVLER

Medikal Fizik Uzmanı	Medical Park Antalya Hastane Kompleks
2010-Devam Ediyor	Medikal Fizik Uzmanı
Medikal Fizik Uzmanı	Sante Sağlık Hizmetleri Antalya
2009-2010	Medikal Fizik Uzmanı

ESERLER

Uluslararası hakemli dergilerde yayımlanan makaleler

1. S. Mandal, M. Karakoç ve O. Bayrak (2024). Interaction of an electron and a uniformly charged spherical donor impurity. *Physica Scripta*, Volume 99, Number 5. DOI 10.1088/1402-4896/ad3d3f

