T.C

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

MONTE CARLO SİMÜLASYONU İLE İLERİ RADYOTERAPİ PLANLARININ LİNEER HIZLANDIRICI KAYIT DOSYALARI ÜZERİNDEN DOZ DAĞILIM HESAPLARININ YAPILMASI

Recep KANDEMİR

ORCID: 0000-0003-0979-7354

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI

Medikal Fizik Doktora Programı

DOKTORA TEZİ

İZMİR

ARALIK 2024

TEZ KODU: DEU.HSI.PhD-2017970148

T.C

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

MONTE CARLO SİMÜLASYONU İLE İLERİ RADYOTERAPİ PLANLARININ LİNEER HIZLANDIRICI KAYIT DOSYALARI ÜZERİNDEN DOZ DAĞILIM HESAPLARININ YAPILMASI

Recep KANDEMİR

ORCID: 0000-0003-0979-7354

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI

Medikal Fizik Doktora Programı

DOKTORA TEZİ

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Kadir AKGÜNGÖR

ORCID: 0000 0003 1071 4405

İkinci Danışman: Prof.Dr. Ayşe Nur DEMİRAL

ORCID: 0000 0003 0388 676X

TEZ KODU: DEU.HSI.PhD-2017970148

TEZ KABUL ONAYI

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı, Medikal Fizik Doktora Programı öğrencisi Recep KANDEMİR'in **'Monte Carlo Simülasyonu İle İleri Radyoterapi Planlarının Lineer Hızlandırıcı Kayıt Dosyaları Üzerinden Doz Dağılım Hesaplarının Yapılması'** konulu Doktora tezini ../../.... tarihinde başarılı olarak tamamlamıştır.

Üye - Jüri Başkanı:
Doç.Dr. Ayşegül YURT
DEÜ Sağlık Hizmetleri M.Y.O.
Tezi onaylıyorum/onaylamıyorum
ORCID: 0000-0001-9898-2329

Üye: Doç.Dr. Resul SEVİNÇEK
DEÜ Fen Fakültesi, Fizik Bölümü
Tezi onaylıyorum/onaylamıyorum
ORCID: 0000-0001-6859-0287

Üye: Doç.Dr. Hasan Oğuz ÇETİNAYAK
DEÜ Tıp Fakültesi, Rad.Onk. A.D.
Tezi onaylıyorum/onaylamıyorum
ORCID: 0000-0002-8823-8341

Üye: Prof.Dr. Yasemin PARLAK
MCBÜ Tıp Fakültesi, Nük. Tıp. A.D.
Tezi onaylıyorum/onaylamıyorum
ORCID: 0000-0002-3682-7611

Üye: Prof.Dr. Cemal PARLAK
EÜ Fen Fakültesi, Fizik Bölümü
Tezi onaylıyorum/onaylamıyorum
ORCID: 0000-0002-6115-6098

Danışman:
Dr.Öğr.Üyesi Kadir AKGÜNGÖR
DEÜ Fen Fakültesi, Fizik Bölümü
Tezi onaylıyorum/onaylamıyorum
ORCID: 0000-0003-1071-4405
(Danışman Oy Kullanmayacak)

Yedek Üye: Dr.Öğr.Üyesi Hakan EPİK
DEÜ Fen Fakültesi, Fizik Bölümü
Tezi onaylıyorum/onaylamıyorum
ORCID: 0000-0001-8462-7246

Yedek Üye: Prof.Dr. Mustafa TEPE
EÜ Fen Fakültesi, Fizik Bölümü
Tezi onaylıyorum/onaylamıyorum
ORCID: 0000-0000-0000-0000

Tez hakkında alınan jüri kararı, Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu tarafından onaylanmıştır.

T.C.

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ'NE

ETİK BEYANI

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırlayıp sunduğum **'Monte Carlo Simülasyonu İle İleri Radyoterapi Planlarının Lineer Hızlandırıcı Kayıt Dosyaları Üzerinden Doz Dağılım Hesaplarının Yapılması'** başlıklı Doktora tezim içinde elde ettiğim verileri, bilgileri, belgeleri akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, tezimde yaralandığım eserlere bilimsel kurallara uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi, tezimin özgün olduğunu, tezimin çalışma ve yazımında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

İmza

Recep KANDEMİR

26/12/2024

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

İÇİNDEKİLER i

TABLOLAR DİZİNİ v

ŞEKİLLER DİZİNİ vi

KISALTMALAR xiv

TEŞEKKÜR xv

ÖZET xvi

ABSTRACT xviii

1. GİRİŞ VE AMAÇ **1**

1.1. Problemin Tanımı ve Önemi 1

1.2. Araştırmanın Amacı 2

1.3. Araştırmanın Hipotezleri 2

2. GENEL BİLGİLER **3**

2.1. Kalite Kontrol 3

2.1.1. Bağımsız Doz Hesaplama Yöntemi 4

2.2. Elekta Synergy® Lineer Hızlandırıcı 5

2.2.1. Tedavi Kayıt Dosyası 6

2.3. Tedavi Planlama Sistemi 7

2.3.1. Monaco® Tedavi Planlama Sistemi 7

2.4. MC Simülasyonu Hesaplama Yöntemi 7

2.4.1. GAMOS 8

2.5. Beowulf Hesaplama Kümesi 9

2.5.1. 3-Boyutlu Tarayıcı Sistemleri 10

2.5.2. ImageJ Görüntü-İşleme Programı 10

2.6. Gama Analizi 10

2.6.1. Doz Farkı (%ΔD) 11

2.6.2. Pozisyon Farkı (R) 11

2.6.3. Gama Değeri Hesaplama 11

2.6.4. Geçme (Kabul) Oranı 12
2.6.5. Lokal ve Global Gama Analizi 12

3. GEREÇ VE YÖNTEM **14**
3.1. Araştırmanın Tipi 14
3.2. Araştırmanın Yeri, Zamanı ve Planı 14
3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi 15
3.4. Araştırmanın Gereçleri 15
3.4.1. Koordinat Sistemi 15
3.4.2. Doz Hesaplarına Yardımcı Yazılım ve Donanımlar 16
3.4.2.1. Elekta Synergy® Lineer Hızlandırıcı 16
3.4.2.2. Agility^{TM} MLC 16
3.4.2.3. Monaco® Tedavi Planlama Sistemi 17
3.4.2.4. Elekta Integrity® Sistemi 17
3.4.3. MC Hesaplarına Yardımcı Yazılım ve Donanımlar 17
3.4.3.1. Beowulf Kümesi 17
3.4.3.2. GAMOS MC Yazılımı 20
3.4.3.3. 3-B Tarayıcı 20
3.4.3.4. Blender Yazılımı 20
3.4.3.5. ImageJ Yazılımı 20
3.4.3.6. Python Programlama Dili 21
3.5. Veri Toplama Araçları 21
3.5.1. Tedavi Kayıt Dosyalarının Elde Edilmesi 21
3.5.2. Standart Alanlarda Hesaplamalar (Deneysel) 21
3.5.2.1. Standart Alanlarda Hesaplamalar 21
3.5.2.2. Agility^{TM} MLC Hesaplamaları 22
3.5.2.3. Post Model Plan Hesaplamaları 22
3.5.2.4. İleri RT Plan Hesaplamaları 22
3.5.3. MC Hesaplamaları (Teorik) 23
3.5.3.1. GAMOS Geometri Segmentlerinin Oluşturulması . 23
3.5.3.2. Beowulf Kümeleme Yaklaşımı 24

3.5.3.3. GAMOS MC Geometri Modeli 26
3.5.3.4. GAMOS MC Fizik Modeli 30
3.5.3.5. Standart Alanlarda Hesaplamalar 31
3.5.3.6. Agility^{TM} MLC Hesaplamaları 32
3.5.3.7. Post Model Hesaplamaları 32
3.5.3.8. İleri RT Plan Hesaplamaları 32
3.6. Verilerin Değerlendirilmesi 33
3.7. Araştırmanın Kısıtlılıkları 33

4. BULGULAR **34**
4.1. GAMOS MC Hesaplamalarını Yöneten GUI'nin Testi 34
4.2. Örnek Gama Analizi - Teorik Değerlendirme 34
4.2.1. Kullanılan Parametreler 34
4.2.2. Hesaplanan Sonuçlar 35
4.3. Örnek Gama Analizi - Deneysel Değerlendirme 37
4.4. Faz Uzayı Parçacık Dağılımları 38
4.5. MC Modelinin Standart Alanlarda Doğrulanması 40
4.6. Agility^{TM} MLC'nin Offset ve Geçirgenlik Testleri 66
4.7. Post Model Planların Karşılaştırması 73
4.8. Python ile Tedavi Kayıt Dosyasının İşlenmesi ve GAMOS MLC Segmentlerinin Oluşturulması 80
4.9. İleri RT Planların Karşılaştırması 83

5. TARTIŞMA **103**

6. SONUÇ VE ÖNERİLER **106**

7. KAYNAKLAR **108**

8. EKLER **115**
8.1. Ek-1: Etik Kurul Onayları 115
8.2. Ek-2: Araştırma Kapsamında Yazılan Örnek Kodlar 119
8.2.1. 3ddose Dosya Analizi 119

8.2.2. DICOM Dosya Analizi 122
8.2.3. TPS DICOM RT Dosyalarından GAMOS Segmentlerinin Elde Edilmesi 124
8.3. Ek-3: ÖZGEÇMİŞ 127
8.4. Ek-4: Yayınlar 134
8.4.1. Yayın-1: The Software with a Graphical User Interface for GAMOS: Basic Training and an Educational Tool for Medical Physicists 134
8.4.2. Yayın-2:Comparison of the Sensitive Volume Response of the Three Different Cylindrical Ionization Chambers with GEANT4 Simulations Using the Concept of Output Factor 135
8.4.3. Yayın-3:Feasibility of Board Tilt Angle on Critical Organs during Hippocampus-Sparing whole-Brain Radiotherapy . . 136
8.4.4. Yayın-4:Local Study of Diagnostic Reference Levels for Computed Tomography Examinations of Adult Patients In Izmir, Turkey 137

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 1 . MLC test alanlarının listesi. 22
Tablo 2 . Post model planların listesi. 22
Tablo 3 . İleri RT tekniği ile yapılmış planlar. 23
Tablo 4 . Fizik modelinde farklı bölgelere uygulanan kesim değerleri. . . . 30
Tablo 5 . Standart Alan Boyutlarında İki Boyutlu GAMOS ve TPS Doz Dağılımlarına Uygulanan Gama Analizi Sonuçları. 40
Tablo 6 . Agility^{TM} MLC'e Yönelik Uygulanan Post Model Planların İki Boyutlu GAMOS ve TPS Doz Dağılım Hesaplarına Uygulanan Gama Analizi Sonuçları. 68
Tablo 7. GAMOS ve TPS ile Hesaplanan Post Model Planların Doz Dağılım Hesaplarına Uygulanan Gama Analiz Sonuçları. 73
Tablo 8 . GAMOS ve TPS ile Hesaplanan İleri RT VMAT Planlarının Doz Dağılım Hesaplarına Uygulanan Gama Analiz Sonuçları ($\gamma_{3,3}$), Ortalama ($\overline{\gamma}$) ve Örneklem Standart Sapması (s) Değerleri. 84

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1 . Elekta Synergy® linak genel kafa yapısı kesitsel görünüm (1:Hedef, 2:Primer Kolimatör, 3:Düzleştirici Filtre, 4:İyon Odası, 5:Ek Filtre, 6:Ayna, 7:Agility^{TM} MLC, 8:Diyafram) 6
Şekil 2 . Gama analizi hesaplamasında kullanılan parametrelerin 2-Boyutlu (2-B) görsel üzerinde şematik gösterimi. 13
Şekil 3 . Araştırmanın Plan Çizelgesi 15
Şekil 4 . IEC61217 koordinat düzlemi. 15
Şekil 5 . Elekta Synergy® linak. 16
Şekil 6 . Bir adet Agility^{TM} MLC'nin fiziksel ölçüleri. 17
Şekil 7 . DEURADONK Metropolis Beowulf İş İstasyonu. 18
Şekil 8 . DEURADONK Metropolis Beowulf İş İstasyonu konfigürasyonu. 19
Şekil 9 . Artec Space Spider 3-B Tarayıcı sistemi. 20
Şekil 10. GAMOS MC - Görev İzleme Kontrol Paneli 25
Şekil 11. GAMOS MC Linak Modeli 26
Şekil 12 Primer kolimatörün yüzey ve tel çerçeve görünümü (Ölçekli değildir). 27
Şekil 13 Düzleştirici filtrenin yüzey ve tel çerçeve görünümü (Ölçekli değildir). 28
Şekil 14. Agility^{TM} sistemi (Ölçekli değildir). 29
Şekil 15. Gama analizinde (2-B'de) kullanılan parametrelerin örnek veriler ile görseli. 35
Şekil 16. PTW Verisoft gama analiz rapor örneği: (a) GAMOS doz dağılımı, (b) TPS doz dağılımı, (c) Diagonal profillerin karşılaştırılması, (d) Gama geçen ve kalan noktaların referans doz dağılım verisi üzerindeki konumları, (e) Gama geçme oranı histogramı, (f) Gama analizine ait sayısal sonuçlar. 37
Şekil 17. Konum z = 272 mm, fotonların XY düzlemindeki parçacık dağılımı. 38
Şekil 18 . Konum z = 272 mm, elektronların XY düzlemindeki parçacık dağılımı. 38

Şekil 19. Birincil elektronların XY düzlemindeki parçacık dağılımı. 39
Şekil 20. Primer kolimatörden geçtikten sonra fotonların XY düzlemindeki parçacık dağılımı. 39
Şekil 21. Standart 2x2 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{15} mm) ve düşey eksende (alan merkezi, konum: 150 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması. 41
Şekil 22 Standart 2x2 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{100} mm) ve düşey eksende (alan merkezi, konum: 150 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması. 42
Şekil 23 Standart 2x2 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{200} mm) ve düşey eksende (alan merkezi, konum: 150 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması. 43
Şekil 24 . Standart 3x3 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{15} mm) ve düşey eksende (alan merkezinden -5 mm offset, konum: 145 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması. 44
Şekil 25 Standart 3x3 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{100} mm) ve düşey eksende (alan merkezi, konum: 150 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması. 45
Şekil 26 . Standart 3x3 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{200} mm) ve düşey eksende (alan merkezinden +5 mm offset, konum: 155 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması. 46
Şekil 27 . Standart 4x4 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{15} mm) ve düşey eksende (alan merkezinden -5 mm offset, konum: 145 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması. 47
Şekil 28 Standart 4x4 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{100} mm) ve düşey eksende (alan merkezi, konum: 150 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması. 48
Şekil 29 . Standart 4x4 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{200} mm) ve düşey eksende (alan merkezinden +5 mm offset, konum: 155 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması. 49

Şekil 30 . Standart 5x5 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{15} mm) ve düşey eksende (alan merkezinden +10 mm offset, konum: 160 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması. 50

Şekil 31. Standart 5x5 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{100} mm) ve düşey eksende (alan merkezi, konum: 150 mm)) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması. 51

Şekil 32 . Standart 5x5 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{200} mm) ve düşey eksende (alan merkezinden -10 mm offset, konum: 140 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması. 52

Şekil 33 . Standart 7x7 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{15} mm) ve düşey eksende (alan merkezinden -15 mm offset, konum: 135 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması. 53

Şekil 34 Standart 7x7 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{100} mm) ve düşey eksende (alan merkezi, konum: 150 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması. 54

Şekil 35 . Standart 7x7 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{200} mm) ve düşey eksende (alan merkezinden +15 mm offset, konum: 165 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması. 55

Şekil 36. Standart 10x10 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{15} mm) ve düşey eksende (alan merkezi, konum: 150 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması. 56

Şekil 37 . Standart 10x10 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{100} mm) ve düşey eksende (alan merkezinden -15 mm offset, konum: 135 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması. 57

Şekil 38 . Standart 10x10 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{200} mm) ve düşey eksende (alan merkezinden +15 mm offset, konum: 165 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması. 58

Şekil 39. Standart 10x10 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{150} mm) ve düşey eksende (alan merkezinden +100 mm offset, konum: 250 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması. 59

Şekil 40. Standart 10x10 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{200} mm) ve düşey eksende (alan merkezinden +100 mm offset, konum: 250 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması. 60

Şekil 41. Standart 20x20 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{15} mm) ve düşey eksende (alan merkezinden -50 mm offset, konum: 100 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması. 61

Şekil 42 . Standart 20x20 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{100}mm) ve düşey eksende (alan merkezi, konum: 150 mm) doz dağılım hesapları nın GAMOS ve TPS karşılaştırması. 62

Şekil 43 . Standart 20x20 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{200} mm) ve düşey eksende (alan merkezinden +50 mm offset, konum: 200 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması. 63

Şekil 44 . Standart 20x20 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{299}mm) ve düşey eksende (alan merkezinden +149 mm offset, konum: 299 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması. 64

Şekil 45 . Standart 20x20 Alan Boyutunda yatay eksende profil ($d_5$mm) ve düşey eksende (alan merkezinden 149 mm offset, konum: 1 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması. 65

Şekil 46 . 3ABUT GAMOS MLC modeli segment (s_i, i = segment numarası) görselleri. 66

Şekil 47 . FOURL GAMOS MLC modeli segment (s_i, i = segment numarası) görselleri. 66

Şekil 48 . 7SEQA GAMOS MLC modeli segment (s_i, i = segment numarası) görselleri. 67

Şekil 49 . Post Model ABUT planının d_{10} cm'de yatay eksen (konum: 150 mm) ve düşey eksen (alan merkezi, konum: 150 mm) yönünde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması . 69

Şekil 50 . Post Model 7SEQ planının d_{10} cm'de yatay eksen (konum: 150 mm) ve düşey eksen (alan merkezi, konum: 150 mm) yönünde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması . 70

Şekil 51. Post ModelFOURL planının d_{10} cm'de yatay eksen (konum: 237 mm) ve düşey eksen (konum: 63 mm) yönünde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması 71
Şekil 52 . Post Model FOURL planının d_{10}cm'de yatay eksen (konum: 183 mm) ve düşey eksen (konum: 198 mm) yönünde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması 72
Şekil 53. Post Model HDMLC planının d_{10} cm'de düzlemsel raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x-180 mm, y-195 mm) 74
Şekil 54. Post Model HDMLC planının d_{10} cm'de düzlemsel raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x-99 mm, y-171 mm) 75
Şekil 55. Post Model HDMLC planının d_{10} cm'de düzlemsel raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x-234 mm, y-225 mm) 76
Şekil 56. Post Model HIMRT planının d_{10} cm'de düzlemsel raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x-180 mm, y-195 mm) 77
Şekil 57. Post Model HIMRT planının d_{10} cm'de düzlemsel raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x-138 mm, y-141 mm) 78
Şekil 58. Post Model HIMRT planının d_{10} cm'de düzlemsel raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x-66 mm, y-108 mm) 79
Şekil 59 . Python ile elde edilen tedavi kayıt dosyasının CSV dosyasına dönüştürülmüş örnek veri seti 81
Şekil 60. Tedavi kayıt dosyasından elde edilen CSV'nin, Python ile GAMOS MC segment formatına dönüştürülmesine ait örnek görsel 82
Şekil 61 . VMAT planlarının segment hesabı sırasında modelin davranışı örnek görsel (s_i, i = segment numarası). 84

Şekil 62 . İleri RT Beyin VMAT planının d_{15} cm (fantom geometrik merkezi)'de x düzleminde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x-66 mm, y-108 mm) . 85
Şekil 63 . İleri RT Beyin VMAT planının d_{15} cm (fantom geometrik merkezi)'de y düzleminde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x-108 mm, y-177 mm) 86
Şekil 64 . İleri RT Beyin VMAT planının d_{15} cm (fantom geometrik merkezi)'de z düzleminde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x-144 mm, y-159 mm) 87
Şekil 65 . İleri RT LARENKS VMAT planının d_{15} cm (fantom geometrik merkezi)'de x düzleminde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x-129 mm, y-162 mm) 88
Şekil 66 . İleri RT LARENKS VMAT planının d_{15} cm (fantom geometrik merkezi)'de y düzleminde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x-162 mm, y-165 mm) 89
Şekil 67 . İleri RT LARENKS VMAT planının d_{15} cm (fantom geometrik merkezi)'de z düzleminde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x-162 mm, y-153 mm) 90
Şekil 68 . İleri RT PROSTAT VMAT planının d_{15} cm (fantom geometrik merkezi)'de x düzleminde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x-156 mm, y-153 mm) 91
Şekil 69 . İleri RT PROSTAT VMAT planının d_{15} cm (fantom geometrik merkezi)'de y düzleminde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x-120 mm, y-144 mm) 92
Şekil 70 . İleri RT PROSTAT VMAT planının d_{15} cm (fantom geometrik merkezi)'de z düzleminde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x-150 mm, y-138 mm) 93
Şekil 71 . İleri RT REKTUM VMAT planının d_{15} cm (fantom geometrik merkezi)'de x düzleminde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x-180 mm, y-153 mm) 94

Şekil 72 . İleri RT REKTUM VMAT planının d_{15}cm (fantom geometrik merkezi)'de y düzleminde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x 156 mm, y 156 mm) 95

Şekil 73 . İleri RT REKTUM VMAT planının d_{15}cm (fantom geometrik merkezi)'de z düzleminde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x 150 mm, y 150 mm) 96

Şekil 74 . İleri RT NAZOFARENKS VMAT planının d_{15}cm (fantom geometrik merkezi)'de x düzleminde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x 135 mm, y 120 mm) 97

Şekil 75 . İleri RT NAZOFARENKS VMAT planının d_{15}cm (fantom geometrik merkezi)'de y düzleminde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x 111 mm, y 141 mm) 98

Şekil 76 . İleri RT NAZOFARENKS VMAT planının d_{15}cm (fantom geometrik merkezi)'de z düzleminde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x 108 mm, y 186 mm) 99

Şekil 77 . İleri RT LOKAL BEYİN VMAT planının d_{15}cm (fantom geometrik merkezi)'de x düzleminde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x 168 mm, y 153 mm) 100

Şekil 78 . İleri RT LOKAL BEYİN VMAT VMAT planının d_{15}cm (fantom geometrik merkezi)'de y düzleminde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x 186 mm, y 156 mm) 101

Şekil 79 . İleri RT LOKAL BEYİN VMAT VMAT planının d_{15}cm (fantom geometrik merkezi)'de z düzleminde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x 177 mm, y 147 mm) 102

SİMGELER VE KISALTMALAR

Kısaltma	Açılım	Açıklama
A.D.	Anabilim Dalı	Bölüm ya da disiplin alanı
MC	Monte Carlo	Hesaplama yöntemi
TPS	Treatment Planning System	Tedavi Planlama Sistemi
MLC	Multi-Leaf Collimator	Çok Yapraklı Kolimatör
VMAT	Volumetric Modulated Arc Therapy	Hacimsel Ayarlı Ark Terapisi
IMRT	Intensity Modulated Radiation Therapy	Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
MU	Monitor Unit	Monitör Ünitesi
QA	Quality Assurance	Kalite Güvencesi
PDD	Percentage Depth Dose	Yüzde Derinlik Dozu
NFS	Network File System	Ağ Dosya Sistemi
SSH	Secure Shell	Güvenli Kabuk Protokolü
GUI	Graphical User Interface	Grafiksel Kullanıcı Arayüzü
CPU	Central Processing Unit	Merkezi İşlem Birimi
SSD	Source-to-Skin Distance	Kaynak-Cilt Mesafesi
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine	Tıbbi Görüntüleme ve İletişim Standardı
TRF	Treatment Record File	Tedavi Kayıt Dosyası
MLC	Multi-Leaf Collimator	Çok Yapraklı Kolimatör
GAMOS	Geant4-based Architecture for Medicine-Oriented Simulations	

TEŞEKKÜR

Medikal Fizik Doktora eğitimim boyunca desteklerini esirgemeyen ve bilgi birikimleriyle beni yönlendiren Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı, Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı ve Celal Bayar Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda görev yapan değerli öğretim üyelerine en içten teşekkürlerimi sunarım.

Doktora çalışmamın hesaplamalarının gerçekleştirildiği Beowulf hesaplama kümesinin oluşturulmasında değerli desteklerini esirgemeyen Sayın Prof. Dr. Fadime Akman ve Prof. Dr. Zümre Arıcan Alıcıkuş'a teşekkürlerimi sunarım.

Doktora çalışmam süresince Monte Carlo modelimin oluşturulması sırasında değerli bilgileri ve destekleriyle katkı sağlayan Elekta Türkiye'nin çalışanlarına teşekkür ederim.

Akademik hayatımın başlangıcından bu yana birlikte olduğumuz, her daim gerek maddi gerek manevi yanımda bulunan, hayatımla ilgili aldığım kararlarda destek vermekten çekinmeyen, yol gösteren, ışık tutan, örnek olan, bazen "dur" diyen, bazen "koş" diyen ve her zaman desteğini hissettiğim danışmanım Sayın Dr. Öğr. Üyesi Kadir Akgüngör'e en içten teşekkürlerimi sunarım.

Eşim Fatma Gül KANDEMİR ve sevgili kızım Arya KANDEMİR'e en içten teşekkürlerimi sunarım. Eşim, hayatımın her anında olduğu gibi lisans, yüksek lisans ve doktora eğitimlerim boyunca da yanımda olmuş, ailemizi kurmamda ve ayakta tutmamda en büyük destekçim olmuştur. Onun varlığı ve desteği olmadan bu yolculuk çok daha zor olurdu. Sevgili kızım ise, bana en çok ihtiyacı olduğu zamanlarda doktora çalışmalarım nedeniyle eksiklik yaşatmış olmama rağmen gösterdiği anlayış, sabır ve sevgisiyle bu süreci daha katlanılabilir kılmıştır. İkisine de sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

MONTE CARLO SİMÜLASYONU İLE İLERİ RADYOTERAPİ PLANLARININ LİNEER HIZLANDIRICI KAYIT DOSYALARI ÜZERİNDEN DOZ DAĞILIM HESAPLARININ YAPILMASI

Doktora Tezi

Recep KANDEMİR

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Medikal Fizik Anabilim Dalı

ÖZET

Bu doktora çalışmasında, Monte Carlo simülasyonları kullanılarak Agility^{TM} MLC (Multi-Leaf Collimator) başlıklı Elekta Synergy® lineer hızlandırıcı cihazı başarıyla modellenmiş ve ileri radyoterapi planlarının (IMRT ve VMAT) tedavi kayıt dosyaları üzerinden bağımsız (ikincil) doz hesaplamaları gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın temel amacı, tedavi planlama sistemlerinden bağımsız olarak geliştirilen Monte Carlo hesaplama yöntemlerinin, tedavi kalite kontrol süreçlerinde güvenilir bir araç olarak kullanılabileceğini göstermektir.

Araştırma kapsamında, Elekta Synergy® cihazının geometrik ve fiziksel özellikleri detaylı bir şekilde modellenmiş, faz-uzayı veri seti oluşturulmuş ve GAMOS yazılımı ile Monte Carlo simülasyon hesaplamaları yapılmıştır. Bu hesaplamalar, Beowulf bilgisayar kümesi üzerinde optimize edilmiş bir Python tabanlı otomasyon yazılımı ile eş zamanlı olarak çoklu bilgisayarlar ve sanal işlemciler kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Elde edilen doz dağılımları, Elekta MONACO tedavi planlama doz hesaplama sonuçları ile karşılaştırılmış ve gamma analizi sonuçlarına göre uyumlu veriler elde edilmiştir. Gamma geçme oranları, hesaplama yapılan voksel hacimlerinin boyutlarıyla orantılı kriterler temel alınarak analiz edilmiş ve sonuçlar kabul edilebilir sınırlar içinde bulunmuştur.

Bu çalışma, standart alan boyutlarında yapılan hesaplamaları, Agility^{TM} MLC performans testlerini, post-model tedavi planlarını ve ileri radyoterapi teknikleri ile yapılan tedavi planlarının Monte Carlo doz dağılım hesaplamalarını kapsamaktadır. Tedavi kayıt dosyalarının Monte Carlo simülasyonlarıyla hesaplanması sayesinde, ölçüm cihazı kullanılmaksızın tedavi planlarının kalite kontrol çalışmaları gerçekleştirilmiştir. Elde edilen bulgular, Monte Carlo yönteminin klinik kalite kontrol süreçlerinde etkili bir araç olduğunu ve ileri radyoterapi planlarının tedavi kayıt dosyaları üzerinden güvenilir bir şekilde hesaplanabileceğini ortaya koymuştur.

Anahtar Sözcükler: Monte Carlo, GAMOS, radyoterapi, kalite kontrol, gamma analizi, tedavi kayıt dosyası, VMAT, IMRT, Elekta

Tezin Sayfa Adedi: 135

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Kadir AKGÜNGÖR

DOSE DISTRIBUTION CALCULATIONS OF ADVANCED RADIOTHERAPY PLANS USING MONTE CARLO SIMULATION BASED ON LINEAR ACCELERATOR TREATMENT RECORD FILES

Doctorate Thesis

Recep KANDEMİR

DOKUZ EYLÜL UNIVERSITY INSTITUTE OF HEALTH SCIENCES

Department of Medical Physics

ABSTRACT

In this doctorate study, the Agility^{TM} MLC (Multi-Leaf Collimator) head equipped Elekta Synergy® linear accelerator was successfully modeled using Monte Carlo simulations, and independent (secondary) dose calculations of advanced radiotherapy plans (IMRT and VMAT) were performed based on treatment record (log) files. The primary aim of the study was to demonstrate that Monte Carlo calculation methods, developed independently of treatment planning systems (TPS), can serve as a reliable tool in treatment quality assurance (QA) processes.

As part of the research, the geometric and physical properties of the Elekta Synergy® device were modeled, phase-space file generated, and Monte Carlo simulation calculations were carried out using the GAMOS software. These calculations were performed on a Beowulf computer cluster utilizing an optimized Python-based automation software that enabled simultaneous computations across multiple computers and virtual processors. The resulting dose distributions were compared with the dose calculation outputs of the Elekta MONACO treatment planning system, and consistent results were obtained according to gamma analysis. The gamma pass rates were analyzed based on criteria proportional to the voxel volumes of the calculated regions, and the results were found to be within acceptable limits.

This study encompasses calculations for standard field sizes, Agility^{TM} MLC performance tests, post-model treatment plan evaluations, and Monte Carlo dose distribution calculations for advanced radiotherapy techniques. The ability to calculate treatment plans through Monte Carlo simulations of log files has enabled the execution of treatment plan quality assurance studies without the use of measurement devices. The findings demonstrate that the Monte Carlo method is an effective tool in clinical quality assurance processes and that advanced radiotherapy plans can be reliably calculated based on log files.

Keywords: Monte Carlo, GAMOS, radiotherapy, quality assurance, gamma analysis, treatment record file, VMAT, IMRT, Elekta

Number of Pages: 135

Advisor: Kadir AKGÜNGÖR, PhD

1. GİRİŞ VE AMAÇ

1.1. Problemin Tanımı ve Önemi

Radyoterapi (RT), kanser tedavisinde kritik bir öneme sahiptir ve malign hücreleri hedeflemek ve yok etmek için yüksek enerjili iyonlaştırıcı radyasyon kullanır. RT'nin birincil amacı, kanser hücrelerinde DNA hasarı yaratarak çoğalma ve hayattakalma yeteneklerini önlemek ve bunu çevre dokuların olabildiğince az düzeyde hasarlanmasını sağlayarak başarmaktır. Bilgisayarlı tomografi (BT), manyetik rezonans görüntüleme (MRI) ve pozitron emisyon tomografisi (PET) gibi modern görüntüleme teknolojilerinin entegrasyonu, tümör yerleşim ve yayılımının daha doğru belirlenmesine ve tedavi planlamaların daha doğru yapılmasına olanak sağlayarak RT'nin hassasiyetini iyileştirmiştir (1)(2).

RT tekniklerinden özellikle yoğunluk ayarlı RT (IMRT) ve hacimsel ayarlı ark terapisi (VMAT) RT'de radyasyonun verilmesinde olumlu açıdan ciddi etki yaratmıştır. Radyasyon ışınlarının yoğunluğunu modüle etmek için karmaşık hesaplamaların kullanıldığı bir teknik olan IMRT, çevredeki sağlıklı dokuların optimum korunmasını sağlayan tedavi planlarının oluşmasına yardımcı olur (4). Diğer yandan VMAT tekniği hastanın etrafında sürekli bir ark halinde radyasyon vererek tedavi süresini optimize eder ve doz dağılımını iyileştirir (5). Bu ileri teknikler, radyasyon dozunun tümöre daha doğru bir şekilde iletilmesini ve risk altındaki çevre organlara zararı en aza indirmeyi sağlamak için hassas ölçümler ve hesaplamalar gerekli kılar (6)(7).

Modern RT planlarının karmaşıklığı, kalite kontrol (QC) hesaplamalarının ve ölçümlerinin gerekliliğini artırmıştır. Kalite güvence (QA) protokolleri, lineer hızlandırıcılar (linak) ve çok yapraklı kolimatörler[1] (MLC) dahil olmak üzere tedavi uygulama sistemlerinin düzgün çalıştığını ve hedeflenen dozu hassas bir şekilde ilettiğini doğrulamak açısından hayati öneme sahiptir(7)(8). Nadir de olsa radyasyon kazaları olasılığı, sıkı QC önlemlerine olan kritik ihtiyacı desteklemektedir. Tarihsel olaylar, tedavi planlama veya uygulamadaki hataların hastalara önemli zararlar verebileceğini göstererek, RT uygulamalarının sürekli izlenmesi ve doğrulanması gerektiğini göstermiştir (9)(10).

QC süreci sadece ölçüme dayalı bir sistem olmayıp ayrıca üreticinin sunduğu

[1] multi-leaf collimator

hesaplama programlarının haricinde de hesaplanan her planın doz dağılımlarının bir başka yazılım ile de tekrarlanması ve karşılaştırılması tedavi planlama sürecinde karşımıza çıkabilecek hataları yakalabilmemize olanak sağlayacaktır.

1.2. Araştırmanın Amacı

Bu çalışmada, Agility^{TM} MLC kafasına sahip Elekta Synergy® linak cihazında ışınlanan ileri teknik RT tedavi planlarının ışınlama esnasında kayıtlanan tedavi kayıt dosyalarının kullanılarak bağımsız (ikincil) doz hesaplama yöntemiyle Monte Carlo (MC) simülasyon modelinin yaratılması, karmaşık hesapların yapılması, elde edilen sonuçların TPS çıktılarıyla karşılaştırması ve tedavi QC değerlendirilmesinin yapılması amaçlanmıştır. Ayrıca, geliştirilen özgün yöntemle ölçüm cihazı olmadan QC yapılabilmesi hedeflenmiştir.

1.3. Araştırmanın Hipotezleri

Araştırmanın hipotezleri (H) ve yanıtlanması düşünülen sorular (S) aşağıdaki gibi sıralanabilir:

H$_1$: MC simülasyon hesaplamarıyla linak cihazında ışınlanan tedavi planlarına ait tedavi cihazı sisteminin kayıtladığı tedavi kayıt dosyaları kullanılarak ölçüm sistemi olmadan tedavi QC uygulaması yapılamaz.

H$_2$: MC simülasyon hesaplamarıyla linak cihazında ışınlanan tedavi planlarına ait tedavi cihazı sisteminin kayıtladığı tedavi kayıt dosyaları kullanılarak ölçüm sistemi olmadan tedavi QC uygulaması yapılabilir.

S$_1$: MC simülasyonu hesaplamaları ile ileri teknik tedavi planlarının tedavi kayıt dosyaları üzerinden hesaplanması mümkün müdür ?

S$_2$: MC simülasyonu hesaplamaları ile ileri teknik tedavi planlarının tedavi kayıt dosyaları kullanılarak yapılması bağımsız (ikincil) doz hesaplama yöntemi olarak kullanılabilir mi ?

laşımı içerir. Bu, dozun verilmesi sırasındaki hassasiyet ve doğruluğu arttırarak tedavi sonuçlarını iyileştirir. QA genel olarak cihaz odaklı ve hasta odaklı olmak üzere iki ana kategoriye ayrılabilir.

Cihaz odaklı QA, lineer hızlandırıcıların (linak) MLC gibi bileşenlerinin doğru şekilde kalibre edilmesini sağlar. ”Picket fence” testleri, tutarlılık kontrolleri ve VMAT test planları gibi rutin testler, günlük, aylık veya yıllık olarak gerçekleştirilir. Bu testler, dozun verilmesinin ve mekanik bileşenlerin doğruluk düzeyini değerlendirmek için genellikle fantomlar kullanılarak yapılır.

Hasta odaklı QA ise hastanın tedavi planının bir fantom üzerinde uygulanmasını ve planlanan doz dağılımının doğrulanmasını içerir. Bu, aşırı dozun veya yetersiz dozun önlenmesi açısından kritik öneme sahiptir. RT’de QA’ye ilişkin yasal çerçeve, Avrupa Konseyi Direktifi 97/43 Euratom ve ulusal düzenlemeler tarafından belirlenmiştir (14).

2.1.1. Bağımsız Doz Hesaplama Yöntemi

American Medikal Fizikçiler Derneği (AAPM), IMRT’deki QA süreci için Görev Grubu 219 (TG-219) raporu ile bağımsız hesaplama tabanlı doz doğrulamasının uygulanmasının önemini vurgulayan bir klavuz yayınlamıştır. Bu rapor, bağımsız doz hesaplamalarının, monitor unit (MU) doğrulamasını sağlamak ve verilen dozun planlanan doz dağılımıyla uyumlu olduğunu garanti etmek için gerekliliğini ortaya koymaktadır (15).

TG-219 raporu, geleneksel ölçüm tekniklerinin değerli olmasına rağmen, IMRT’nin karmaşıklıkları ve potansiyel hataları nedeniyle tek başına yeterli olmayabileceğini belirtmektedir. Bu nedenle, bağımsız doz hesaplamaları, doğrudan ölçümlere tamamlayıcı bir yaklaşım olarak hizmet ederken, gözden kaçabilecek tutarsızlıkları ve hataları tespit etme imkanı sunmaktadır. Örneğin, son çalışmalar, tedavi kayıt dosyalarından yeniden hesaplanan dozları kullanan kayıt (log) dosyası tabanlı QA’nın, doğrudan ölçüm yöntemleriyle tespit edilen hatalarla benzer hataları etkili bir şekilde yakalayabileceğini göstermiştir. Özellikle hassasiyetin önemli olduğu yüksek riskli tedavilerde QA sürecinin güvenilirliğini artırmaktadır (16).

Ayrıca, TG-219 raporu, MC simülasyonları gibi ileri hesaplama yöntemlerinin kullanımını tavsiye etmektedir. MC hesaplamaları, doz hesaplamalarında yüksek doğ-

rulukları ile altın standart olarak kabul gören, TPS'de özellikle stereotaktik cerrahi gibi karmaşık etkileşimleri dikkate alarak doz dağılımlarını daha hassas yapabilmektedir (17). MC tabanlı bağımsız doz doğrulamasının kullanılması, QA süreçlerinin hassasiyetini artırarak, dozun verilmesindeki potansiyel hataların daha iyi tespit edilmesini sağlamaktadır (18).

2.2. Elekta Synergy® Lineer Hızlandırıcı

RT'de harici ışın tedavisi için kullanılan linaklardan olan Elekta Synergy® cihazının linak kafası denilen bölgede yer alan komponentler Şekil.1 sunulmuştur. Elekta cihazının foton ışınını oluşturmaktan ve şekillendirmekten sorumlu bileşenleri; hedef (target), primer kolimatör, düzleştirme filtre, iyon odası, ek filtreler, ayna, Agility^{TM} MLC sistemi ve diyaframlardı.

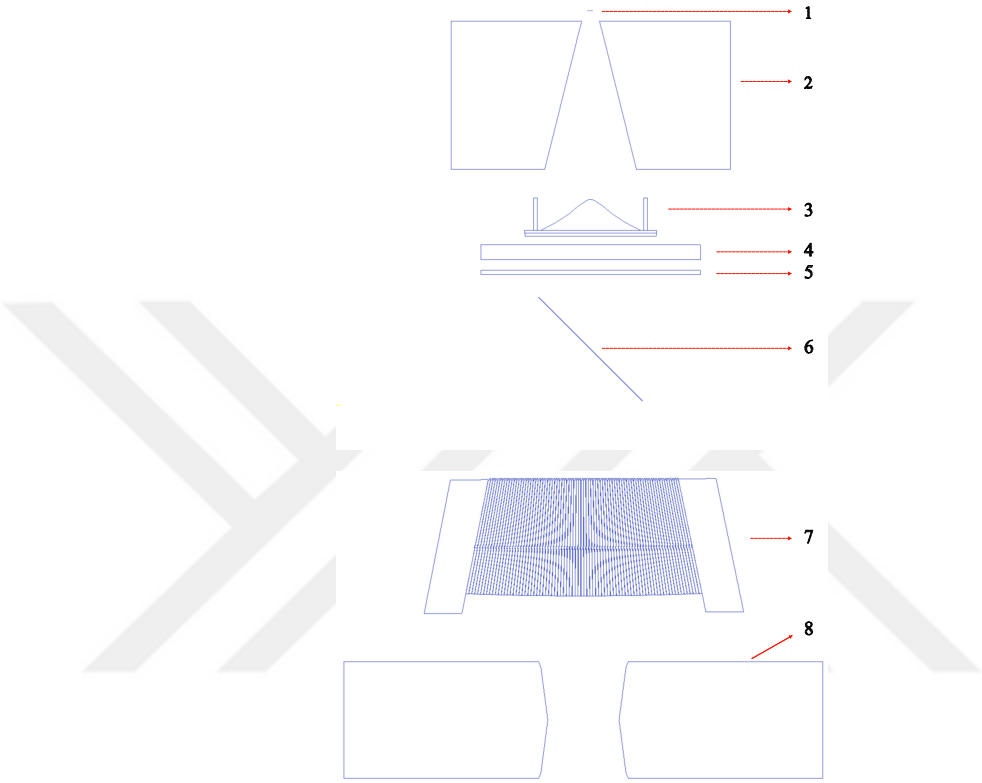
Linak tarafından üretilen yüksek enerjili elektronlar, genellikle tungsten veya atom numarası yüksek olan materyalden yapılmış bir hedef malzemeyle çarpıştığında, bremsstrahlung radyasyonu yoluyla foton üretirler. İzotropik olarak ortaya çıkan bremsstrahlung fotonları hastaya doğru yönlendirebilmek (sınırlamak) için primer kolimatörden geçer. Primer kolimatör de yoğunluğu yüksek malzemeden üretilmektedir. Bu kolimatörün hedefe bakan kesiti dar, hastaya bakan kesiti geniş dairesel kesitten oluşur ve aslında kesik bir konik yapıda tasarlanmıştır. Diğer kalan kısımları ise boşluksuz genellikle tungsten malzemsi kullanılarak tasarlanmaktadır.

Linak başlığının tasarımı, foton ışınının kalitesini ve özelliklerini belirlemede önemli bir rol oynar. Birincil kolimatör ışını şekillendirirken hemen ardından düzleştirici filtre tedavi alanı boyunca düzgün bir doz dağılımı üretmek için kullanılır. Düzleştirici filtre ışının düzlemsel doz dağılımını ve ve enerji kalitesini etkileyen bir komponenttir. Filtre sonrasında cihazın çıkışı (Output) ölçen iyon odası gelmektedir. İyon odasından sonra MLC ve diyaframlardan geri saçılan elektronları soğurmak için alüminyum filtre kullanılmaktadır.

Elekta cihazlarına özgü MLC ve diyaframların pozisyonlarını anlık olarak takip edebilmek için MLC ve diyaframların üzerine ultraviyole ışığın düşürülmesi ve sonrasında bu kolimatörlerin üzerindeki ruby denen malzemeden geri yansıyan kızılaltı ışınları lens ve kamera sistemine yönlendirilmesini sağlayan çok ince mylar tabakadan

oluşan ayna bulunmaktadır.

Linak kafasında son olarak ışının boyutunu ayarlayan ve istenilen segment alanların yaratılmasını sağlayan ışın sınırlayıcı olan Agility^{TM} MLC sistemi (x-yönünde) ve diyaframlar (y-yönünde) bulunur.



Şekil 1: Elekta Synergy® linak genel kafa yapısı kesitsel görünüm (1:Hedef, 2:Primer Kolimatör, 3:Düzleştirici Filtre, 4:İyon Odası, 5:Ek Filtre, 6:Ayna, 7:Agility^{TM} MLC, 8:Diyafram)

2.2.1. Tedavi Kayıt Dosyası

Elekta Synergy® linak cihazının tedavi kayıt dosyaları, tedavi süreçlerinin izlenmesi ve kalitesinin sağlanmasında kritik bir rol oynamaktadır. Elekta sistemleri, tedavi sırasında ışınlama süresince meydana gelen mekanik değişimleri, ışınlama parametrelerini ve olası arızaları (operasyonel değişiklikler) detaylıca kayıt altına alır. Bu süreçte üretilen .trf uzantılı (ikili-binary) dosyalar, her 40 milisaniyede bir cihazın durumu, MU oranı, verilen MU (hassasiyet 0.1), gantry ve kolimatör açısı (hassasiyet 0.1^o), çok yapraklı kolimatör (MLC, hassasiyet 0.1 mm) ve diyaframların (hassasiyet 0.1 mm)

pozisyonları gibi önemli parametreleri içerir (19). Bu kayıtlar, hem tedavi sürecinin doğruluğunu hem de güvenilirliğini değerlendirmek için kullanılmaktadır.

Elekta log dosyaları, yalnızca tedavi sırasında oluşan mekanik değişimleri izlemekle kalmayıp, tedavi planlama ve uygulama süreçlerinde karşılaşılan hataları tespit etmede de önemli bir kaynak sunmaktadır. Araştırmalar, bu log dosyalarının cihaz performansının QA açısından değerlendirilmesi ve makine kalibrasyonlarının güvence altına alınması için etkili olduğunu göstermektedir (20) (21). Ayrıca, tedavi planlarının doğrulanması ve bireysel hasta bazında QA süreçlerinin geliştirilmesi açısından da bu dosyalar önemli veriler sağlamaktadır (22).

Tedavi sonrası süreçlerde de Elekta'nın yüksek çözünürlüklü log dosyaları, tedavi planı ile uygulanan doz dağılımı arasındaki uyumu değerlendirmek için kullanılmaktadır. Bu tür değerlendirmeler, tedavi sürecinde olası hata kaynaklarının belirlenmesine ve düzeltilmesine olanak tanır. Böylece, hastaların tedavi sonuçları iyileştirilirken, genel tedavi güvenliği artırılmış olur (23)(24).

2.3. Tedavi Planlama Sistemi

2.3.1. Monaco® Tedavi Planlama Sistemi

Monaco® TPS, RT uygulamalarında doz dağılımı hesaplama ve optimizasyon özellikleri sunan, Elekta tarafından geliştirilmiş bir yazılımdır. Bu sistem, foton ve elektron ışınları için tedavi planlarının oluşturulmasına olanak tanır. MONACO® TPS sistemi XVMC+ algoritmasına dayalı MC MC hesaplamaları yapabilmektedir. MONACO® TPS, yoğunluk ayarlı RT (IMRT) ve hacimsel yoğunluk ayarlı ark terapisi (VMAT) ve stereotaktik RT (SRS, SRT ve SBRT) gibi ileri tedavi tekniklerinin planlamasını sağlar.

2.4. MC Simülasyonu Hesaplama Yöntemi

MC simülasyon hesaplamaları; fizik, mühendislik, istatistik ve finans gibi disiplinlerin deterministik veya olasılıksal problemlerine rastgele sayılar üreterek çözüm üretmeye çalışan olasılıksal hesaplama yöntemlerine dayalı çalışan bir yöntemdir. Temelde MC rastgele sayılar ve olasılık dağılım fonksiyonlarını (PDF[2]) kullanarak prob-

[2] Probability distribution function

lemi çözmeye çalışır.

İlk olarak MC hesaplamaları II.Dünya Savaşı zamanlarında geliştirilen atom bombasına kadar uzanır ve nötron difüzyon problemlerini çözmek amacıyla Los Alamos Bilim Labaratuvarı'nda çalışan Stan Ulam, Enrico Fermi, John von Neumann, Nick Metropolis ve Edward Teller tarafından ortaya konmuştur (25).

Medikal Fizik alanı içinse MC, özellikle radyasyonun maddeyle etkileşimlerini doğru bir şekilde modelleme yeteneği nedeniyle RT alanında önemli bir araç olarak ortaya çıkmıştır. Bu yöntem, tedavi planlaması ve dozimetrinin çeşitli yönlerinde kapsamlı bir şekilde doğrulanmış ve uygulanmış olup, klinik ortamlarda doz hesaplamalarının hassasiyetini önemli ölçüde artırmıştır. Alanda kullanılan görüntülemeden RT'ye birçok konuda simülasyonlar Geant4, Fluka, Topas, Gate ve GAMOS gibi farklı MC kodları ile yapılabilmektedir (26)(27)(28)(29) (30).

RT'de MC yöntemlerinin tarihsel gelişimine bakıldığında, on yıllar boyunca uygulamalarında önemli bir artışla beraber 1970'lere kadar uzanmaktadır (31). MC yöntemi, klinik uygulamalarda yaygın olan karmaşık geometrileri ve heterojen ortamları işleme yeteneği ile tanınır. Yapılan çalışmalarla MC yöntemi temel dozimetrik hesaplamada ve RT'de tedavi planlamasını simüle etmede aaltın standart olarak kabul edilmektedir (32). Ayrıca, MC yöntemleri geleneksel algoritmaların yetersiz kaldığı heterojen ortamlarda özellikle daha doğru sonuçlar üretmektedir (33). MC yöntemlerinin çok yönlülüğü sayesinde MC kodlarının çeşitli klinik senaryoları simüle etmedeki hassasiyetlerinden dolayı küçük alan hesaplamada yine altın standart haline gelmiştir (34).

2.4.1. GAMOS

GAMOS[3], özellikle medikal fizikçiler ve alan için kişiselleştirilmiş Geant4 tabanlı çalışan bir MC programıdır. GAMOS'u Geant4 tabanlı çalışan diğer yazılımlardan ayıran en önemli fark kullanıcının C++ veya diğer programlama dillerinden birisini bilme zorunluluğu aramamasıdır. GAMOS kullanılarak tasarlanan hesaplarda kullanıcıdan tek istenilen fizik ve geometri dosyalarının ASCII[4] tabanlı yazılmış olmasıdır. Simülasyon için gereklilik arz eden temelde .in uzantılı fizik sınıflarının yazıldığı ve

[3] Geant4-based Architecture for Medicine-Oriented Simulations
[4] American Standard Code for Information Interchange

.geom uzantılı geometri ortamının yaratıldığı dosya(lar)ın bulunmasıdır. Bu nedenle GAMOS esnek olmanın yanısıra kullanım açısından kullanıcıya oldukça kolaylık sağlamaktadır(30). GAMOS C++ yazılım dilini kullanmayı zorunlu tutmamanın yanında istenilirse bu dille yazılan kodların simülasyon hesaplanırını Geant4 algoritma mantığında eklenti olarak da çalıştırabilmektedir.

2.5. Beowulf Hesaplama Kümesi

Beowulf adının kökeni, Anglo-Sakson edebiyatındaki anonim ünlü epik şiir Beowulf'tan gelir (**?**). Bu şiirde Beowulf, güçlü bir kahramandır ve bireysel cesaretiyle zorlukların üstesinden gelerek büyük zaferler kazanır. Beowulf adı, bilgisayar kümeleri dünyasında bu kahramanın dayanıklılığını, zorluklara meydan okuma ruhunu ve bireysel bileşenlerden (küçük, eski veya düşük maliyetli bilgisayarlardan) büyük bir başarı (yüksek performanslı bir süper bilgisayar benzeri sistem) yaratma fikrini temsil eder.

Beowulf kümeleri, tıpkı şiirdeki kahraman gibi, mütevazı başlangıçlardan büyük sonuçlar elde etme fikrine dayanır. Ayrıca, bu isim, projenin başlangıcındaki "kendin yap[5]" ruhunu da yansıtır. Beowulf kümeleri, düşük maliyetli, yaygın bulunan donanımları ve açık kaynak yazılımları kullanarak büyük bir hesaplama gücüne ulaşmayı hedefler. Bu yaklaşım, paralel programlama ve yüksek performanslı hesaplama alanında yeni bir yöntem başlatmıştır. Dolayısıyla Beowulf kümeleme ile birden fazla küçük bilgisayarı bir araya getirerek süper bilgisayar benzeri bir sistem inşa edilebilmektedir. Bu bilgisayarlar genellikle Ethernet gibi bir yerel ağ (LAN) üzerinden birbirine bağlanır.

Tarihsel gelişiminde ilk Beowulf sistemi 1994 yılında NASA[6]'nın Goddard Uzay Uçuş Merkezi'nde geliştirilmiştir ve başlangıçta paralel programlama deneyimine sahip araştırmacılar için tasarlanmıştır (35). Bu sistemler, araştırmacılara yüksek performanslı bir platform sağlamak için tamamen özelleştirilebilir bir çözüm sunmuş, paralel programlama derslerinde ve araştırmalarda ekonomik bir platform olarak kullanılmaya başlanmıştır.

[5] do-it-yourself
[6] National Aeronautics and Space Administration

2.5.1. 3-Boyutlu Tarayıcı Sistemleri

Linak kafasında bulunan 6 MV foton enerjisi için kullanılan düzleştirici filtrenin[7] (FF) yüzey tarama işlemi, Artec marka Space Spider model 3-Boyutlu (3-B) tarayıcı sistemi kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Bu tarayıcı, endüstriyel ve medikal uygulamalarda yüksek hassasiyetli 3-B tarama işlemleri için kullanılan gelişmiş bir el tipi 3-B tarayıcıdır. Özellikle karmaşık geometrilerin ve ince detayların yakalanmasında üstün performans sergileyen bu tarayıcı, 0.05 mm'ye kadar hassasiyet ve 0.1 mm çözünürlük sunar. Taramalarda 'Blue Light Technology' olarak adlandırılan mavi LED ışık kaynağına dayanan bir teknoloji kullanır. Bu teknoloji, mavi ışığın dalga boyunun kısa olması sayesinde yüksek hassasiyetli ölçümler ve taramalar yapabilme imkanı sağlar. Mavi ışığın, çevresel ışık kaynaklarından daha az etkilenmesi, bu teknolojiyi geleneksel beyaz ışık sistemlerine göre daha üstün kılar ve tarama sürecinin doğruluğunu artırır. Ayrıca, bu teknoloji tarama işlemi sırasında yüzey yansımalarını ve parazitleri minimize ederek daha doğru ve net 3-B veriler elde edilmesine olanak tanır.

2.5.2. ImageJ Görüntü-İşleme Programı

ImageJ adlı açık-kaynak kodlu görüntü işleme yazılımıdır. Java programlama dili ile yazılmış olan ImageJ; Linux, Mac OS ve Windows işletim sistemi platformlarında kullanılmaktadır. ImageJ GIF, JPEG, PNG, PGM, FITS ve ASCII, Open DICOM, Open TIFFs, GIFs, JPEGs ve DICOMs gibi birçok formatı desteklemektedir.

2.6. Gama Analizi

RT'de QC testlerinde genellikle ölçülen ve hesaplanan doz dağılımlarının karşılaştırılmaları gama analizi hesabı ile yapılır. Belirlenen QC prosedürüne uygun olarak ışınlama koşulları tanımlandıktan sonra, bu koşullara göre ölçülen doz dağılımları elde edilir ve bu veriler hesaplanmış doz dağılımları ile kıyaslanır. Bu tür değerlendirmeler, izodoz dağılımlarının üst üste bindirilmesi gibi görsel yöntemlerle gerçekleştirilebilir. Ancak bu yöntemler, uyuşmazlık alanlarını tespit etmeye olanak sağlasa da analitik bir inceleme sağlamaktan uzaktır. Bu nedenle, kapsamlı bir QC değerlendirmesi için

[7] flattening filter

standartlaştırılmış, nicel yöntemlere ihtiyaç duyulmaktadır. Bu bağlamda, **gama analizi** gibi yöntemler, ölçülen ve hesaplanan doz dağılımlarının sistematik bir biçimde karşılaştırılmasını mümkün kılmaktadır.

Gama analizi, iki temel kriter olan **doz farkı (Dose Difference, DD)** ve **pozisyon farkı (Distance to Agreement, DTA)** esas alınarak uygulanır. Bu parametreler, aşağıdaki şekilde açıklanabilir:

2.6.1. Doz Farkı (%ΔD)

Ölçülen (D_m) ve hesaplanan (D_c) dozlar arasındaki **yüzdesel fark**, (örneğin, %3 tolerans ile) şu şekilde ifade edilebilir:

$$\delta_{\%}(r_m, r_c) = \left| \frac{D_m(r_m) - D_c(r_c)}{D_{\text{ref}}(r_m, r_c)} \right| \times 100, \tag{1}$$

burada $D_{\text{ref}}(r_m, r_c)$, *global* veya *lokal* referans doz değerini (örneğin, maksimum doz veya yerel doz gibi) ifade edebilir. Belirli bir tolerans değeri (örneğin, %3) içinde kalan dozlar kabul edilebilir olarak değerlendirilir.

2.6.2. Pozisyon Farkı (R)

Ölçülen ve hesaplanan dozların pozisyonları arasındaki mesafe şu şekilde hesaplanır:

$$R(r_m, r_c) = \| r_m - r_c \| , \tag{2}$$

burada $\|r_m - r_c\|$, ölçülen (r_m) ve hesaplanan (r_c) pozisyonlar arasındaki öklidyen mesafeyi ifade eder. Tolerans değerine (örneğin, ± 3 mm) göre değerlendirilir.

2.6.3. Gama Değeri Hesaplama

Gama değeri (Γ), her bir ölçüm noktası için yukarıdaki kriterler kullanılarak hesaplanır ve aşağıdaki formülle ifade edilir:

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\left(\frac{\delta_{\%}(r_m, r_c)}{\%\Delta D} \right)^2 + \left(\frac{R(r_m, r_c)}{\Delta d} \right)^2}, \tag{3}$$

burada:

- $\%\Delta D_{tol}$: Yüzde doz farkı toleransı (örneğin, 3),
- Δd: Mesafe toleransı (örneğin, 3 mm),
- $\delta_{\%}(r_m, r_c)$: Yüzdesel doz farkı,
- $R(r_m, r_c)$: Pozisyon farkıdır.

Gama değeri 1'den küçük olan noktalar *kabul edilebilir* olarak değerlendirilirken, 1'den büyük olan noktalar kriterleri karşılamaz ve potansiyel bir problemi işaret eder.

2.6.4. Geçme (Kabul) Oranı

Gama analizinin sonuçlarını değerlendirmede **geçme (kabul) oranı (Pass Rate)** kavramı kullanılır. Kabul oranı, gama değeri Γ'nın 1'den küçük olduğu noktaların oranını ifade eder ve şu şekilde hesaplanır:

$$\text{Geçme (Kabul) Oranı} = \frac{\text{Gama Değeri } (\Gamma < 1) \text{ olan noktaların sayısı}}{\text{Toplam nokta sayısı}} \times 100 \quad (4)$$

2.6.5. Lokal ve Global Gama Analizi

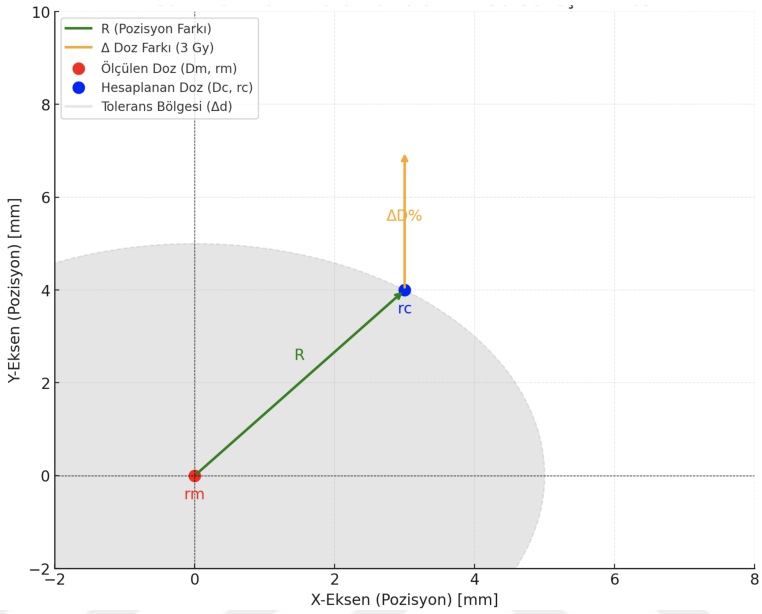
Gama analizi, **lokal** ve **global** olmak üzere iki farklı yaklaşımla yapılabilir:

- **Lokal Gama Analizi:** Her bir noktanın kendi lokal maksimum doz değeri (hesaplanan veya ölçülen) referans alınır. Bu yöntem, özellikle yüksek doz değişimlerinin olduğu bölgelerde daha hassas bir değerlendirme sağlar.
- **Global Gama Analizi:** Tüm hesaplamalarda ölçülen ve hesaplanan doz dağılımlarındaki *global* maksimum doz değeri referans alınır. Bu yöntem, genellikle geniş alanların değerlendirilmesinde tercih edilir.

Şekil 2'de gama analizi parametrelerinin iki boyutlu (2-B) bir görsel üzerinde şematik gösterimi verilmiştir:

- **Ölçülen Doz (D_m, r_m):** Kırmızı nokta ile ifade edilir.
- **Hesaplanan Doz (D_c, r_c):** Mavi nokta ile ifade edilir.

- **Pozisyon Farkı (R):** Yeşil ok ile gösterilen vektör.
- **Doz Farkı (örneğin, $\%\Delta$):** Turuncu ok ile gösterilen fark.
- **Tolerans Bölgesi (Δd):** Gri daire ile temsil edilir.



Şekil 2: Gama analizi hesaplamasında kullanılan parametrelerin 2-Boyutlu (2-B) görsel üzerinde şematik gösterimi.

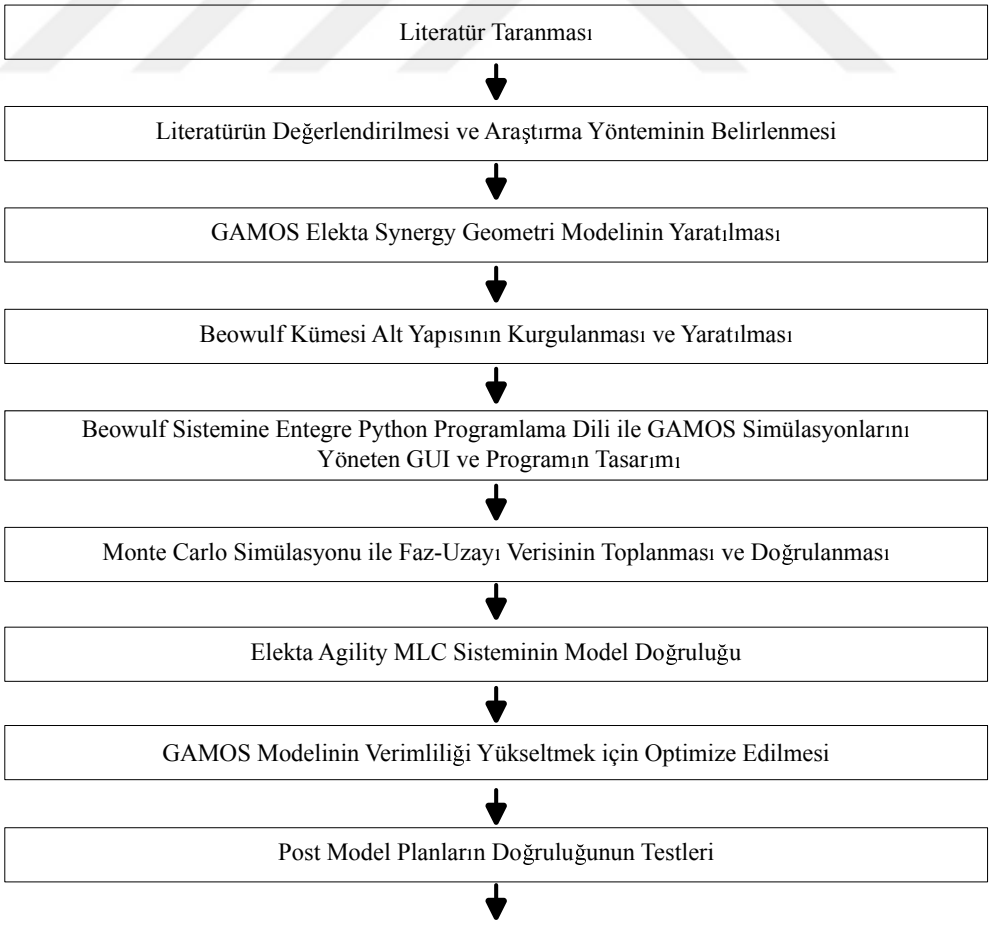
3. GEREÇ VE YÖNTEM

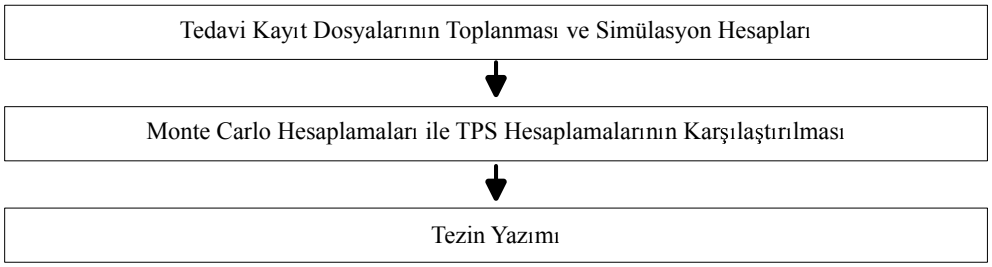
3.1. Araştırmanın Tipi

Araştırma; analitik hesaplamalar temelinde yeni bir yöntem geliştirme niteliği taşımaktadır.

3.2. Araştırmanın Yeri, Zamanı ve Planı

Araştırmanın bilgisayar hesaplamaları Dokuz Eylül Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Dahili Tıp Bilimler Bölümü, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda 2017-2024 yılları arasında, MC hesaplamalarında kullanılan tedavi planlarının kayıt dosyalarının elde edilmesi ise Celal Bayar Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Dahili Tıp Bilimler Bölümü, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda 2019-2021 yılları arasında gerçekleştirilmiştir. Araştırmanın tüm aşamaları dahil olmak üzere tamamlanma sürecine kadar yapılan tüm süreçler 'Araştırmanın Plan Çizelgesi' şeklinde gösterilmiştir (Şekil.3).





Şekil 3: Araştırmanın Plan Çizelgesi

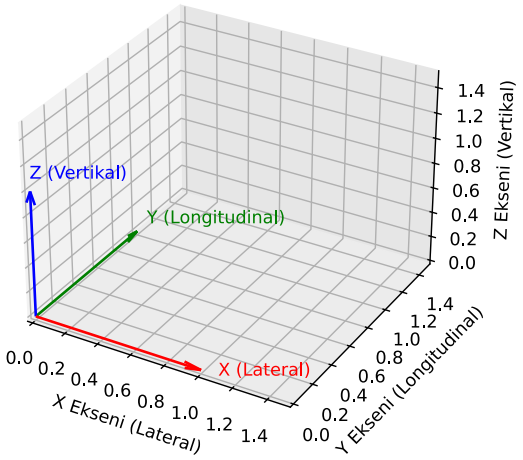
3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi

Bu araştırmanın evrenini, araştırmanın yapıldığı klinikte yer alan Elekta Synergy® Linak ve tedavi kayıt dosyaları ile beraber sanal ortamda yaratılan MC tabanlı bilgisayar simülasyonları oluşturmaktadır. Araştırmanın örneklemini ise, MC simülasyonu ile standart alanlarda, post model planlarda ve tedavi kayıt dosyaları alınan tedavilerin segmentlerinin hesaplanması ile elde edilen doz dağılımları ve bunları karşılaştırabilmek için TPS'den elde edilen doz dağılımları meydana getirmektedir.

3.4. Araştırmanın Gereçleri

3.4.1. Koordinat Sistemi

Hesaplamalar IEC61217 koordinat sistemi kullanılmıştır (Şekil.4)(36).



Şekil 4: IEC61217 koordinat düzlemi.

3.4.2. Doz Hesaplarına Yardımcı Yazılım ve Donanımlar

3.4.2.1. Elekta Synergy® Lineer Hızlandırıcı

Araştırmanın radyasyon ölçümleri, QC uygulamaları ve tedavi kayıt dosyaları RT'de C-kollu linaklardan olan Elekta[8] marka Synergy® model Agility^{TM} MLC kafasına sahip cihazın sadece 6 MV foton enerji seviyesi kullanılarak gerçekleştirildi (Şekil.5).



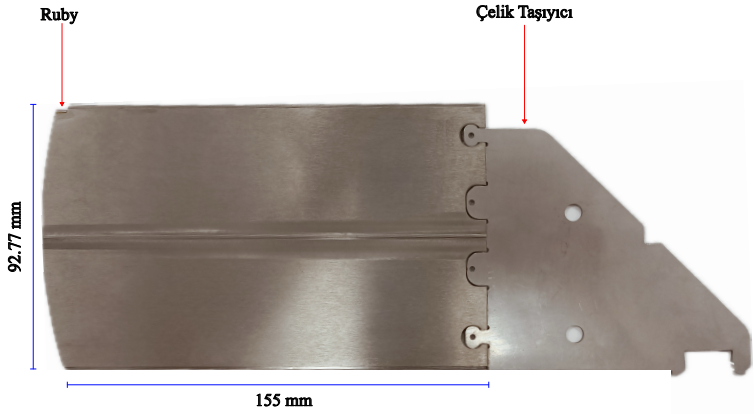
Şekil 5: Elekta Synergy® linak.

3.4.2.2. Agility^{TM} MLC

Agility^{TM} yapısı, birbirinden bağımsız hareket eden $\pm$ X ekseninde karşılıklı toplamda 160 adet, yoğunluğu 18 g/cm^3, SSD[9] 100 cm de her biri 5 mm radyasyon alanı oluşturabilen ve hızları 6.5 cm/s'ye çıkabilen kolimatör sistemidir. Üreticisi tarafından sağlanan bilgiler doğrultusunda bir adet Agility^{TM} MLC'nin geometrisi Şekil.6

[8] Elekta AB (Stockholm, Sweden)
[9] source skin distance

de sunulmaktadır.



Şekil 6: Bir adet Agility^{TM} MLC'nin fiziksel ölçüleri.

3.4.2.3. Monaco® Tedavi Planlama Sistemi

Çalışmanın sanal su fantomu ve anonimize edilmiş hasta tedavi planlamalarına ait doz hesaplamaları Monaco® (v5.51) TPS'de gerçekleştirildi.

3.4.2.4. Elekta Integrity® Sistemi

Çalışamanın tedavi planlarının cihaz üzerinde uygulanması sonrasında tedavi kayıt dosyalarının (log dosyaları olarak anılacaktır) binary (kapalı yapı) olarak alındığı ve TPS'den gönderilen planların tedavi cihazında uygulanması sürecini yöneten sistem olup versiyon 4.0 kullanılmıştır.

3.4.3. MC Hesaplarına Yardımcı Yazılım ve Donanımlar

3.4.3.1. Beowulf Kümesi

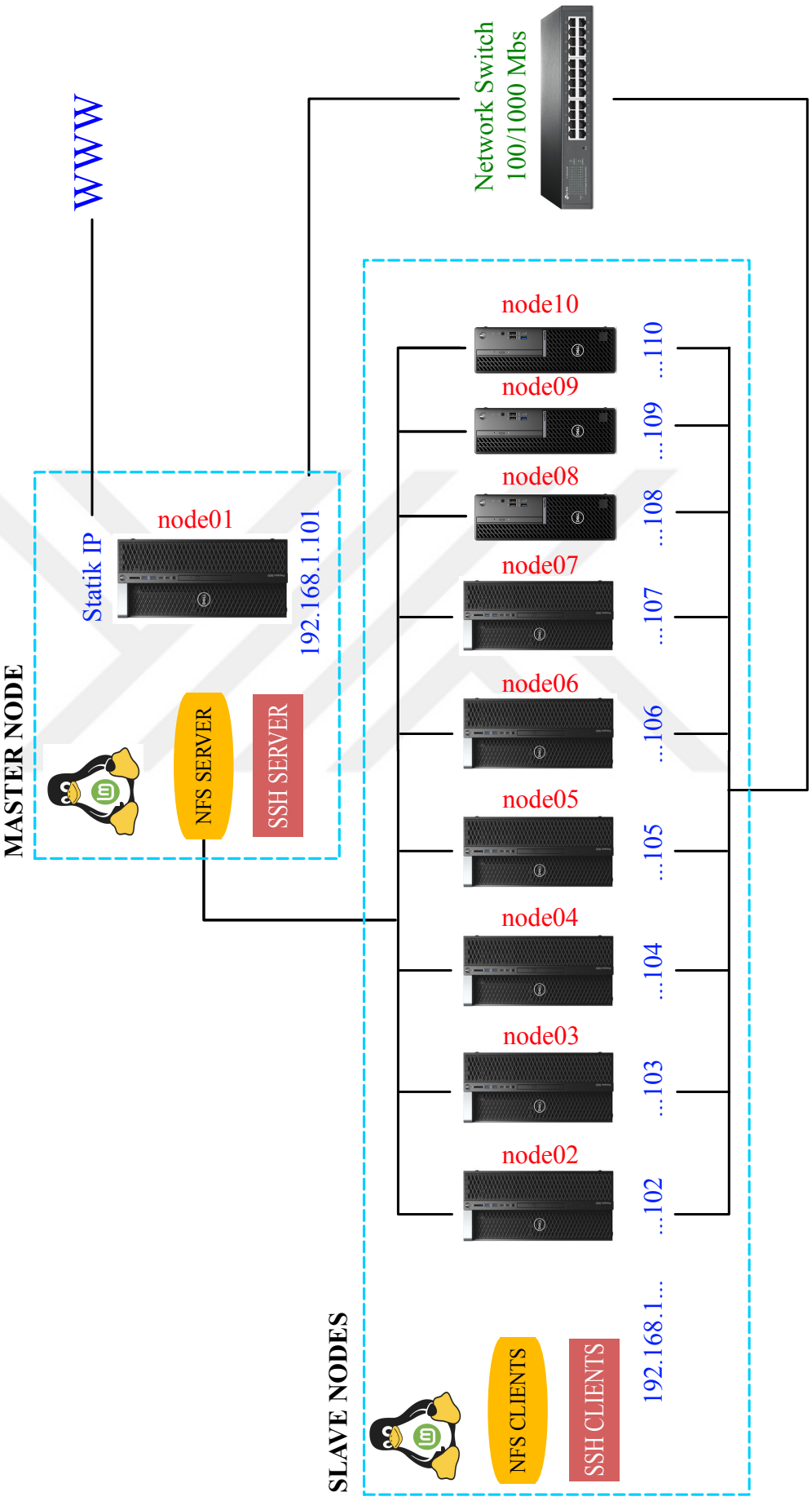
Çalışmanın, ilk hesaplamaları ve deneme simülasyonları Dokuz Eylül Üniversitesi, Fen Fakültesi, Fizik Bölümü'nde yer alan bilgisayar laboratuvarında bulunan Linux İşletim sistemleri iş istasyonlarında yapılmıştır.

Çalışmanın diğer tüm hesaplamaları Dokuz Eylül Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda yer alan DEURADONK Metropolis İş İstasyonu'nda gerçekleştirildi. Bu laboratuvarda toplamda 10 adet yüksek hızlı bilgisayar

bulunmaktadır. Bunların yedisi Intel Xeon diğer üçü Intel i5 işlemci gücünde olup tamamında Linux Mint 20.3 sürümlü işletim sistemi kurulmuştur. Beowulf kümesinde node01 hostname ile adlandırılan bir master node ve diğerleri node02 den node10'a kadar adlandırılan slave node'lar bulunmaktadır. Tüm slave node'lar birbirlerine 100/1000 Mbs hızı ile veri aktarımı yapabilen network switch ile bağlı olup SSH (Secure Shell) ağ protokülü ile SSH sunucusu olan node01'e bağlıdırlar. MC simülasyon hesaplamalarında tüm node'lar node01'e kurulmuş olan GAMOS yazılımını kullanmaktadır. Bu protokolü uygulayabilmek için master node NFS (Network File System) sunucusu iken diğer node'lar NFS client olarak konfigüre edilmiştir. Master node'a laboratuvar dışından yani yerel internet ağ kullanılarak statik ip (internet protokolü) konfigürasyonu nedeniyle vpn.deu.edu.tr portalı yardımıyla giriş yapılabilmektedir. Metropolis İş İstasyonu'na ait konfigürasyon görseli Şekil.8'de sunulmuştur.



Şekil 7: DEURADONK Metropolis Beowulf İş İstasyonu.



Şekil 8: DEURADONK Metropolis Beowulf İş İstasyonu konfigürasyonu.

3.4.3.2. GAMOS MC Yazılımı

Bu araştırmada, medikal fizik alanı özelinde MC hesaplamaları yapılabilmesi için geliştirilen GAMOS yazılımının 6.2 versiyonu kullanılmıştır. GAMOS tüm bilgisayarlara kurulmak yerine sadece master node üzerinde kurulmuş olup diğer bilgisayarların kullanımı için NFS protokolü konfigürasyonu oluşturulmuştur.

3.4.3.3. 3-B Tarayıcı

Linak kafasında bulunan 6 MV foton enerjisi için kullanılan düzleştirici filtrenin (FF) yüzey tarama işlemi, İzmir Büyükşehir Belediyesi bünyesinde bulunan Fabrika-Lab birimi sahipliğinde Artec marka Space Spider model 3-B tarayıcı sistemi kullanılarak gerçekleşetirilmiştir.



Şekil 9: Artec Space Spider 3-B Tarayıcı sistemi.

3.4.3.4. Blender Yazılımı

Araştırmada, Blender (v2.82) yazılımı düzleştirici filtrenin yüzey tarama işlemi sonucunda elde edilen STL uzantılı görüntünün açılarak işlenmesinde kullanılmıştır.

3.4.3.5. ImageJ Yazılımı

Araştırmada, ImageJ (v1.53t) yazılımı Blender yazılımından düzleştirici filtrenin merkez ekseninden alınan topogram bilgisinin okunarak x ve y ekseni değerlerinin elde

edilmesinde kullanılmıştır.

3.4.3.6. Python Programlama Dili

Araştırmada veri analizi, simülasyon sonuçlarının işlenmesi ve otomasyon gibi işlemleri kolaylaştırmak amacıyla Python (v3.8.10) programlama dili kullanılmıştır. Python, geniş kütüphane desteği ve kullanıcı dostu yapısı sayesinde bilimsel hesaplamalar ve veri işleme süreçlerinde sıklıkla tercih edilen bir dildir.

3.5. Veri Toplama Araçları

3.5.1. Tedavi Kayıt Dosyalarının Elde Edilmesi

Araştırma kapsamında, Elekta Synergy® linak tedavi cihazında ışınlanan tez kapsamında seçilen RT alanlarının tedavi kayıt dosyaları bir diğer deyişle log dosyaları ışınlamalar bittikten sonra Elekta Integrity® sisteminde yer alan servis ekranından dışarıya aktarılarak binary formatta elde edilmiştir. Elde edilen binary log dosyaları python programlama dili kullanılarak okunabilir formatlardan birisi olan CSV[10] dosyasına dönüştürülmüştür.

3.5.2. Standart Alanlarda Hesaplamalar (Deneysel)

3.5.2.1. Standart Alanlarda Hesaplamalar

RT'de standart alan denildiğinde belirli açıklıkta MLC ve diyaframların merkez eksen etrafında simetrik açılması olarak düşünülür. Çalışma kapsamında GAMOS MC hesaplamalarıyla karşılaştırmak için 2x2, 3x3, 5x5, 7x7, 10x10, 15x15 ve 30x30 cm^2 alan boyutlarında elde edilen "Beam Data[11]" veri seti kullanılarak oluşturulan 6 MV foton modeli ile üretilen veriler kullanılmıştır. Bu veri seti ile merkez eksende yüzde derin doz (PDD) ve belirlenen derinlik değerlerinde profil verileri ilgili alan boyutlarında elde edilmiştir.

[10] comma separated value

[11] Linak'ın ilgili kliniğe ilk kurulumu sonrasında hasta ışınlamaya başlamadan önce toplanan ışın verilerini içeren veri setidir.

3.5.2.2. Agility^{TM} MLC Hesaplamaları

Agility^{TM} MLC sisteminin performansını ölçeklendirmek için TPS'de SSD 90 cm, Gantry 0^{o}'da 3-B ortamda 6 MV foton enerjisi kullanılarak deneysel hesaplamalar gerçekleştirilmiştir. Elekta tarafından kullanıcılara Beam Data ölçümü sonrasında model doğrulaması için verilen testlerden seçilen planların detayları ve uygulanma amaçları Tablo.1'de sunulmuştur.

Tablo 1: MLC test alanlarının listesi.

Plan Adı	Plan Detayı	Amaç
3ABUT	6x24 cm^2 bitişik 3 dikdörtgen alan	MLC offset ve uç sızıntısı ayarı
7SeqA	2x24 cm^2 bitişik 7 dikdörtgen alan	MLC offset ve uç sızıntısı ayarı
FOURL	20×20 cm^2 diyafram açıklığına sahip dört adet küçülerek değişen "L" şeklinde MLC segmentleri	MLC radyasyon iletimi, MLC ler arası sızıntı ve MLC oluk (groove) genişliği ayarı

3.5.2.3. Post Model Plan Hesaplamaları

Agility^{TM} MLC ve diyafram performansı ve doz seviyelerinin 3-B ortamda hesaplamaları TPS ile SSD 90 cm, Gantry 0^{o} ve 6 MV foton enerjisi kullanılarak yapılmıştır. Yapılan testlerin detayları ve uygulanma amaçları Tablo.2'de sunulmuştur.

Tablo 2: Post model planların listesi.

Plan Adı	Plan Detayı	Amaç
HIMRT	40 segmentten oluşan statik IMRT planı	Segmentlerin oluşturduğu doz seviyelerinin statik IMRT tekniğinde hesabı
HDMLC	40 segmentten oluşan dinamik IMRT planı	Segmentlerin oluşturduğu doz seviyelerinin dinamik IMRT tekniğinde hesabı

3.5.2.4. İleri RT Plan Hesaplamaları

Araştırmanın hedeflerinden olan ileri RT planlarının (IMRT, VMAT gibi) hesaplamaları için farklı anatomik bölgelerde yapılan tedavi planları kullanılmıştır. Bu

planlarda gerçek hasta verisi değil, ananonimleştirilmiş veriler üzerinden hesaplamalar yapılmıştır. Belirlenen tedavi planları (gerek IMRT gerekse VMAT olanlar) TPS ile python ile üretilen silindirik fantom ortamı, SSD 85 cm ve 6 MV foton enerjisi kullanılarak QC düzeneği altında hesaplanmıştır. Araştırma kapsamında kullanılan ileri teknik RT planları Tablo.3'de sunulmuştur.

Tablo 3: İleri RT tekniği ile yapılmış planlar.

Plan Adı	Teknik	∑ Segment	∑ MU	Anatomik Bölge
Plan01	VMAT	318	1112	Tüm Beyin
Plan02	VMAT	182	501	Larenks
Plan03	VMAT	292	836	Prostat
Plan04	VMAT	235	741	Rektum
Plan05	VMAT	462	1252	Nazofarenks
Plan06	VMAT	248	701	Lokal Beyin

3.5.3. MC Hesaplamaları (Teorik)

3.5.3.1. GAMOS Geometri Segmentlerinin Oluşturulması

Simülasyon hesaplamalarının yapılabilmesi için, geometri dosyalarının modelin okuyabileceği bir formatta oluşturulması gerekmektedir. Araştırma kapsamında, farklı türlerde segment geometri dosyaları oluşturulmuştur:

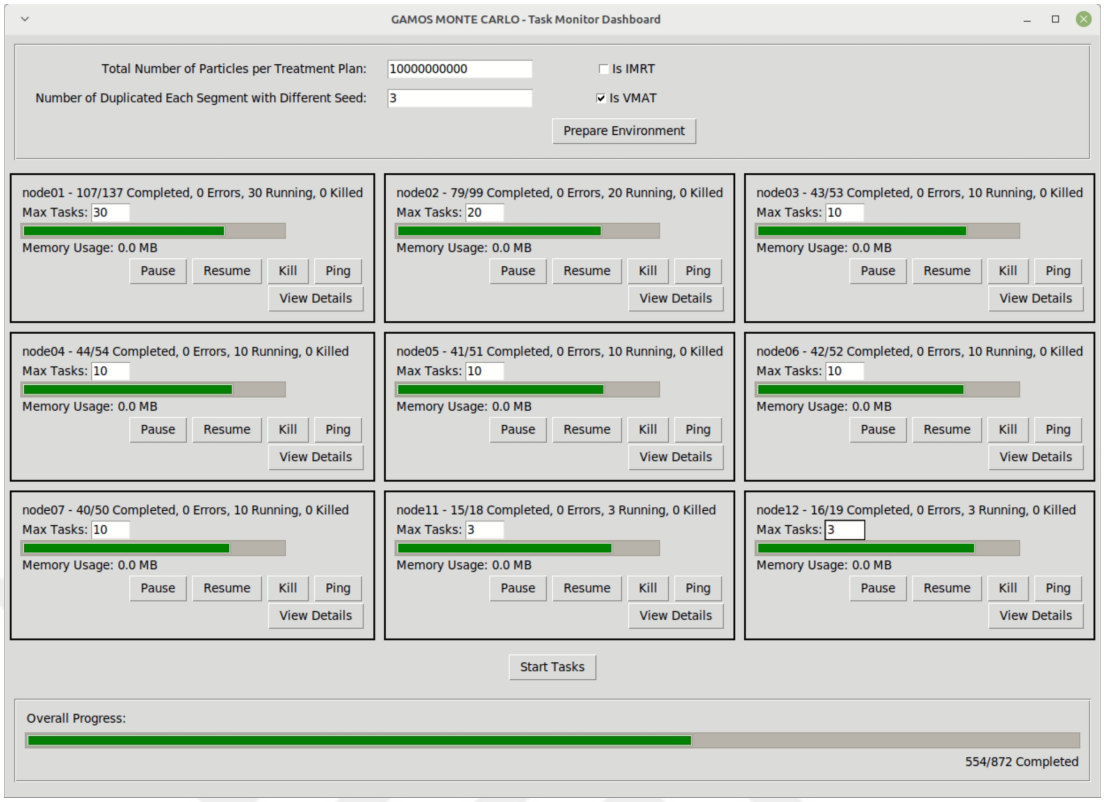
- Manuel giriş ile oluşturulan segment dosyaları,
- Monaco® TPS sisteminde hesaplanmış ve dışa aktarılmış RT planı (RTPlan) DICOM dosyalarının Python ile dönüştürülmesiyle elde edilen segment dosyaları,
- Python ile, tedavi cihazında ışınlanan tedavi planının ışınlama sonrasında dışa aktarılan kayıt dosyalarının (trf uzantılı log dosyaları) okunabilir dosya formatına dönüştürülen dosyalardan elde edilen segment dosyaları.

3.5.3.2. Beowulf Kümeleme Yaklaşımı

GAMOS MC kodu, hesaplamalarını tek bir sanal işlemci kullanarak gerçekleştirmektedir; dolayısıyla çoklu bilgisayar ve çoklu işlemci kullanarak hesaplama yapma yeteneği bulunmamaktadır. İleri RT planları, çok sayıda segmente ve her segmentin kendi içinde gantry, MLC, diyafram, kolimatör açısı gibi farklı mekanik parametrelere sahiptir. Ayrıca, her segmentin sahip olduğu monitör ünitesi (MU) değeri bulunmaktadır. Bu nedenle, MC ile yapılacak her farklı MU değerine sahip segment için farklı parçacık sayısıyla hesaplama yapılması gerekmektedir. Kompleks bir planın tüm segmentlerini tek tek GAMOS ile simüle etmeye çalışmak, ciddi zaman kayıplarına yol açmaktadır.

Bu sorunu aşmak için, otomasyonla yönetilebilen ve grafiksel kullanıcı arayüzüne (GUI) sahip bir Python programı geliştirilmiştir. GUI çalıştırılmadan önce, hesaplamaların yapılacağı dizinde, Elekta MC modelinin geometri ve fizik betiklerinin bulunduğu 'GamosBase' klasörü oluşturulur. Eğer Monaco® tedavi planlamasında hesaplaması yapılan bir planın segmentleri kullanılacaksa, Bölüm 3.5.3.1.'de ifade edilen yöntemle elde edilen segmentler 'MonacoSegments' dizininde oluşturulur. Log dosyalarının hesaplaması yapılacaksa, 'LogSegments' dizini içerisinde segmentler yaratılır. Hesaplanacak segmentlerin dizin hazırlığı tamamlandıktan sonra, 'python3 gamos_runGUI' komutu ile GUI çalıştırılır.

Geliştirilen GUI programı, Metropolis Beowulf iş istasyonunda bulunan tüm bilgisayarlara ağ erişimini kontrol edebilmektedir. Oluşturulan görevler, belirlenen maksimum eşzamanlı görev sayısına göre düğümlere dağıtılır ve her bir düğümde SSH bağlantıları aracılığıyla uzaktan yürütülür. Görevlerin durumu ve bellek kullanımı gerçek zamanlı olarak izlenir; bellek limitlerinin aşılması durumunda süreçler güvenli bir şekilde sonlandırılır. Kullanıcı, grafiksel arayüz üzerinden simülasyon sürecini takip edebilir, görevleri duraklatabilir, devam ettirebilir veya sonlandırabilir. Tüm bilgisayarlar, NFS sayesinde node01'in sabit diski içerisinde bulunan GAMOS simülasyon dizinine erişirken, her biri hesaplamalar için kendi işlemci gücünü kullanır. GUI aracılığıyla, her makinede hesaplaması yapılan dizinin (yani segmentin) neresi olduğu, ne kadar süredir hesaplama yapıldığı ve hesaplamanın sağlıklı bir şekilde sonlanıp son-



Şekil 10: GAMOS MC - Görev İzleme Kontrol Paneli

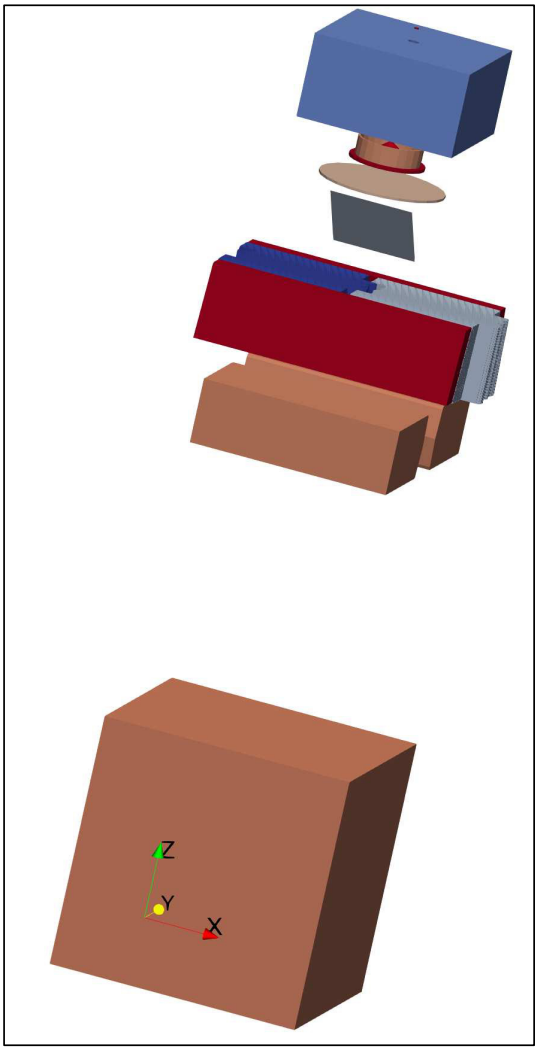
lanmadığı kullanıcı tarafından izlenebilir.

Simülasyonların tamamlanmasının ardından, sonuç dosyaları otomatik olarak toplanır ve hedef klasöre taşınır. Doz dosyaları ön işleme tabi tutularak birleştirilir ve toplam doz dağılımı elde edilir. Bu süreç, büyük ölçekli MC simülasyonlarının verimli ve kullanıcı dostu bir şekilde gerçekleştirilmesini sağlayarak, araştırmacıların zaman ve kaynak kullanımını optimize etmeyi amaçlamaktadır.

3.5.3.3. GAMOS MC Geometri Modeli

Çalışmada, yaratılan Agility^{TM} kafalı Elekta Synergy® modelini hedef(target), primer kolimatör, düzleştirici filtre, alüminyum filtre, ±X yönünde toplam 160 adet MLC, ±Y yönünde toplam 2 adet diyafram ve hesaplamaların yapıldığı fantom ortamı oluşturmaktadır (Şekil.11).

GAMOS ile MC hesaplaması yapılabilmesi için gerekli .geom uzantılı ASCII dilinde dosyalar oluşturulmuştur. Bu dosyaların içeriği ile alakalı detay bilgiler alt başlıklar altında sunulmuştur.



Şekil 11: GAMOS MC Linak Modeli

a) Elektron Tabancası

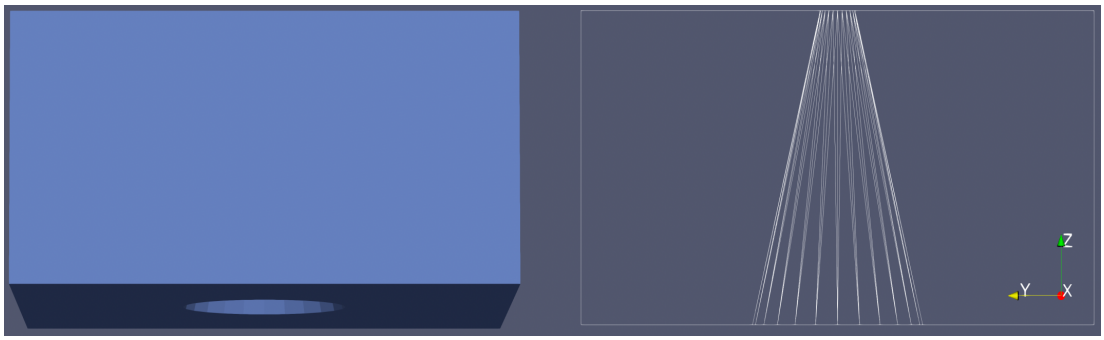
Çalışmada, 6 MV fotonların elde edilmesi için kaynak olarak kullanılan elektronlar bir eliptik geometri düzleminden hedef malzemeye gönderildi. Elektronların, geometrinin malzemesi ile etkileşmemesi için geometrinin malzemesi vakum olarak atandı. Eliptik geometriyi oluşturan a=0.710 mm ve b=0.943 mm parametreleri kullanılmıştır.

b) Hedef (Target)

Hedef ortam; 2.7 mm çap genişliği, yoğunluğu 18 g/cm^3 ve yüksekliği 0.89 mm olan bir silindir geometri olarak modellenmiştir.

c) Primer Kolimatör

Primer kolimatör, yüksekliği 101 mm olan dikdörtgen prizma şeklinde modellenmiş, içerisinde 27° 48$'$ konik açıya sahip konik bir boşluk tanımlanmıştır. Malzeme olarak tungsten kullanılmış olup yoğunluğu 18 g/cm^3 olarak belirlenmiştir (Şekil.12).



Şekil 12: Primer kolimatörün yüzey ve tel çerçeve görünümü (Ölçekli değildir).

c) Düzleştirici Filtre

MC hesaplamalarında kullanılan 6 MV enerjisine ait düzleştirici filtrenin geometrisinin düzgün bir dağılıma sahip olmaması nedeniyle, aşağıda belirtilen iş akışı sonucunda elde edilen veriler kullanılarak modelleme gerçekleştirilmiştir.

Filtre Geometrisi Oluşturma İş Akışı

1. 3 Boyutlu Tarama:

   6 MV enerjisi için kullanılan düzleştirici filtre, Artec 3-B tarayıcı yardımıyla tarandı ve dijital model oluşturuldu.

2. STL Formatının Düzenlenmesi:

   Tarama sonucu elde edilen STL formatındaki dosya Blender programı ile açıldı.

3. Geometri Boyutlandırması:

   Fiziksel filtre üzerinde alınan referans ölçüm değerleri temel alınarak, Blender'da modelin geometrisi boyutlandırıldı ve düzenlendi.

4. Merkez Düzlemden Kesit Alma:

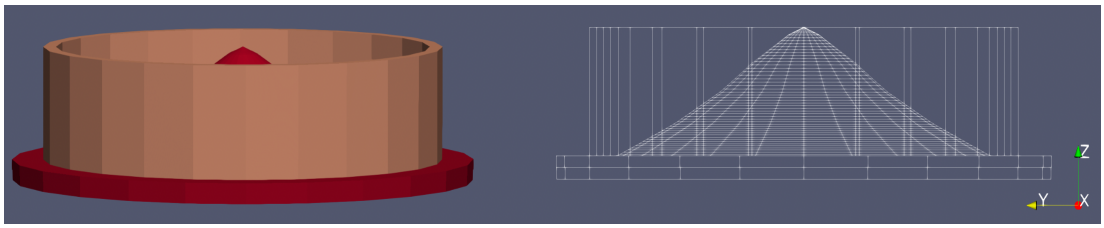
   Modelin merkez düzleminden bir kesit alındı ve bu kesit dışarıya aktarıldı.

5. Kesit Görüntüsünün Dijitalleştirilmesi: Aktarılan kesit görüntüsü, ImageJ programı kullanılarak işlendi ve X ile Y değerleri dijitalize edilerek elde edildi.

6. Geometri Oluşturma:

   Elde edilen X ve Y değerleri, GAMOS MC simülasyonunda kullanılan POLYCONE geometri sınıfı ile tanımlanarak nihai geometri oluşturuldu.

GAMOS MC hesaplamaları için yaratılan düzleştirici filtre modeli Şekil.13'de sunulmuştur.



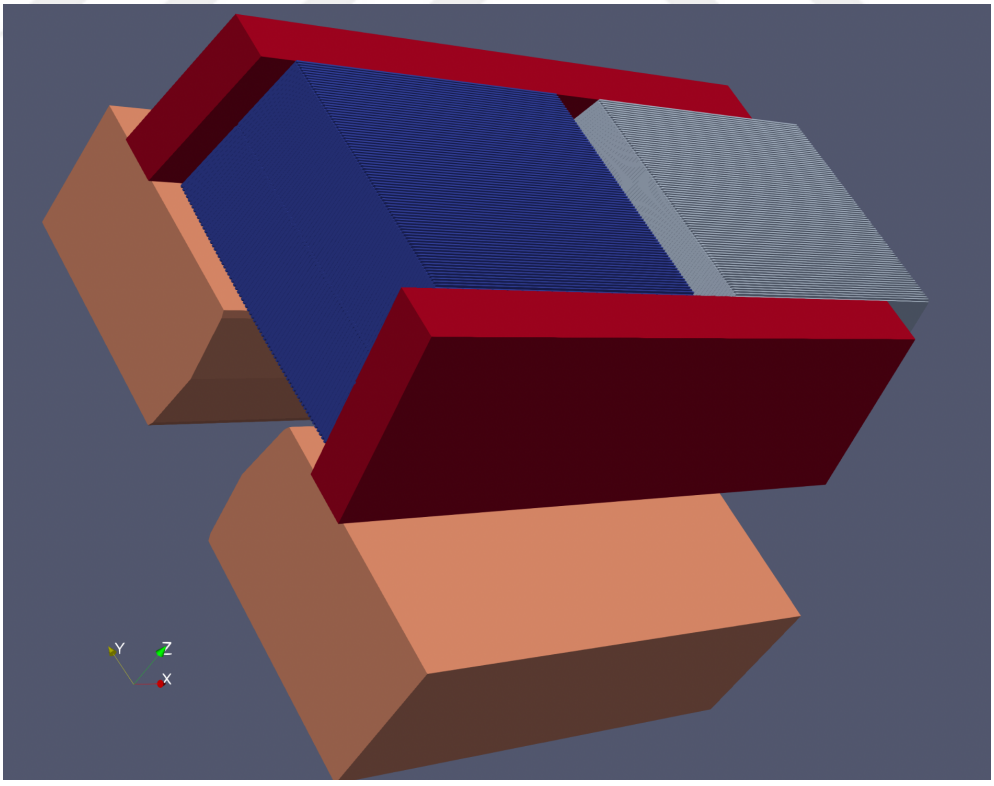
Şekil 13: Düzleştirici filtrenin yüzey ve tel çerçeve görünümü (Ölçekli değildir).

d) Agility^{TM} Sistemi

Elekta Agility^{TM} sistemi, toplamda 160 adet x-yönünde hareket edebilen ve eş-merkezde eşdeğer genişliği 5 mm olan 80 çift MLC'den oluşmaktadır. MLC'lerden sonra eşmerkeze doğru yer alan, Y-yönünde hareket edebilen ve toplamda 2 adet olan diyaframlar diğer kolimatör yapısını oluşturmaktadır.

GAMOS geometri modeli için bir adet MLC'nin tüm düzlemlerinin boyutları kumpas ile ölçülmüştür. Elde edilen fiziksel ölçümlere dayanarak, QCAD 2-B çizim yazılımı kullanılarak X-düzleminde bir çizim yapılmış ve köşe noktalarının uzaydaki konum bilgileri GAMOS'un EXTRUDED sınıfı kullanılarak modele aktarılmıştır. Daha sonra, MLC'nin eğimli kısmını oluşturmak için boolean operatörü uygulanmıştır.

Tüm MLC ve diyaframlar, yoğunluğu 18 g/cm³ olan tungsten malzemesi kullanılarak modellenmiştir. MLC'lerin açısal konumlandırılmarı ışın diverjansı dikkate alınarak tasarlanmıştır. Modelde tüm MLC ve diyaframlar gerçekte eşmerkezde maksimum alan genişliği olan 40x40 cm^2 açılabilecek şekilde tasarlanmıştır.



Şekil 14: Agility^{TM} sistemi (Ölçekli değildir).

MLC ve diyaframların, eşmerkezde belirlenen alan boyutuna göre ne kadar açılması gerektiğinin hesaplanabilmesi için, MLC ve diyafram uç pozisyonları ile radyasyon alanı arasındaki offset değerleri modele entegre edilmiştir. Bu entegrasyon, offset değerlerini içeren bir fit fonksiyonu hesaplanarak gerçekleştirilmiştir. Fit fonksiyonu parametreleri, eşmerkezde hedeflenen alan boyutuna göre MLC ve diyaframların bulundukları düzlemde ne kadar açılıp kapanacaklarının otomatik olarak uygulanmasını sağlamıştır. Bu yaklaşım, modelin doğruluğunu ve kullanım kolaylığını artırmıştır.

3.5.3.4. GAMOS MC Fizik Modeli

GAMOS fizik modeli GmGeometryFromText sınıfını kullanarak yaratılan geometri modeline uygulanmıştır. Modelde; hedef, primer kolimatör, düzleştirici filtre ve alüminyum filtre geometrileri için setcut(kesim) bölgeleri oluşturulmuş ve bu bölgelere aşağıda tabloda verilen foton ve elektron kesim değerleri uygulanmıştır.

Tablo 4: Fizik modelinde farklı bölgelere uygulanan kesim değerleri.

Bölge	Foton Kesme Eşiği(mm)	Elektron Kesme Eşiği (mm)
Hedef	0,0147302	0,255510
Primer Kolimatör	0,0165041	0,268542
Düzleştirici Filtre	0,2448440	0,464159
Alüminyum Filtre	2,2008060	1,220170
MLC ve Diyafram	1,0000000	1,030000
Su Fantomu	18,166000	2,628770

Simülasyonlarda elektromanyetik etkileşimlerin modellenmesi için GmEMPhysics fizik listesi kullanılmıştır. Parçacık kaynağı olarak, ortalaması 6.55 MeV ve standart sapması 0.2 MeV olan bir elektron kaynağı, GmGenerDistEnergyGaussian GAMOS sınıfı kullanılarak tanımlanmıştır. Parçacıkların uzaydaki başlangıç konumları, GmGenerDistPositionInG4Volumes sınıfı ile geometrinin elektron tabancası hacmi yüzeyinden modellenmiş ve hareket yönü, -z ekseni doğrultusunda 0.057^{o} konik açısal bir dağılım ile tanımlanmıştır.

a) Faz-Uzayı Dosyasının Toplanması

Hesaplamalarda süre ve etkinlik kaybını önlemek amacıyla, su fantomu gibi si-

mülasyon ortamlarında, her seferinde elektron kaynağının başlangıç olarak seçilmesi yerine, sistemin sabit konumlu bileşenleri (hedef, primer kolimatör, düzleştirici filtre ve diğer filtreler) ile hareketli bileşenler (MLC ve diyaframlar) arasında, z = 272 mm düzleminde bir faz-uzayı düzlemi tanımlanmıştır. Bu düzlem, hedefe çarptırılan parçacıkların sistem bileşenleri ile fiziksel etkileşimlerinden sonra ulaştığı bir noktadır. Belirlenen düzlemde, primer parçacıkların etkileşimlerinden oluşan foton ve elektronların konum, enerji ve momentum gibi bilgileri faz-uzayı dosyasına kaydedilmiştir.

Faz-uzayı dosyasındaki parçacık sayısının artırılması ve dağılımın daha homojen hale getirilmesi amacıyla, GAMOS'un BremsSplitting sınıfı kullanılarak varyans azaltma tekniği uygulanmış ve NSplit değeri 5 olarak seçilmiştir. Bu yöntemle her biri 20 milyon primer parçacık içeren ve farklı rastgele tohum (seed) değerleriyle oluşturulan toplam 100 farklı simülasyon gerçekleştirilmiştir. Elde edilen faz-uzayı dosyaları, GAMOS'un sumPS sınıfı kullanılarak birleştirilmiş ve içerisinde toplamda yaklaşık $2x10^9$ parçacıktan oluşan tek bir faz-uzayı dosyasına dönüştürülmüştür. Bu yaklaşım, hesaplama süresinin optimize edilmesini sağlarken, daha homojen ve verimli bir veri seti elde edilmesine imkan tanımıştır.

Faz-uzayı toplama işlemlerinde farklı tohum değerlerinin atanması ve hesapların yapılacağı klasörlerin oluşturulması manuel değil yazılan python betiği ile otomatik olarak yapılmıştır.

3.5.3.5. Standart Alanlarda Hesaplamalar

Çalışmada, MC geometri ve fizik modelinin doğrulanması için 1 mm^3 voksellerin oluşturduğu 300x300x300 mm^3 hacmindeki su ortamı SSD 90 cm setup koşulunda geometri modeline eklenmiş ve hesaplamalarda parçacık jenaratörü olarak toplanan faz-uzayı veri seti kullanılmıştır.

Derin doz, profil ve output hesaplamaları 2x2, 3x3, 4x4, 5x5, 7x7, 10x10 ve 20x20 cm^2 alan boyutlarında Beowulf Kümesi'nin yetenekleri kullanılarak verimli şekilde yapılmıştır. Derin doz eğrileri merkez eksen ve farklı off-axis ler boyunca, profil eğrileri farklı derinliklerde X ve Y ekseni boyunca ve output değerleri ise 10 cm derinde merkez voksel değerleri kullanılarak elde edilmiştir. Tüm alanlarda her biri $1x10^{10}$ parçacık Beowulf kümesi altında Python ile yazılan betik kontrolünde simülasyon he-

saplamaları yapılmıştır.

Elde edilen 3-B MC verileri 3ddose formatında kayıt altına alınmış ve TPS'den dışarı alınan deneysel datalar ile Python dilinde yazılmış GUI analiz programı kullanılarak farklı düzlem, eksen ve derinliklerde karşılaştırma yapılarak analizi sağlanmıştır.

3.5.3.6. Agility^{TM} MLC Hesaplamaları

Çalışmanın Bölüm.3.5.3.5.'de doğrulaması yapılan MC modeli ile Agility^{TM} MLC ve diyaframların performans testlerini 3-B sanal ortam içerisinde 1 mm voksel hacimleriyle, TPS'de yapılan hesaplama düzeneği ile aynı koşullar altında Beowulf kümesi altında Python ile yazılan betik kontrolünde simülasyon hesaplamaları yapılmıştır.

Yapılan tüm hesaplamalarda ayrı ayrı plan başına 1x10^{10} parçacık simüle edilmiştir. Elde edilen 3-B MC verileri 3ddose formatında kayıt altına alınmış ve TPS'den dışarı alınan deneysel datalar ile Python dilinde yazılmış GUI analiz programı kullanılarak farklı düzlem, eksen ve derinliklerde karşılaştırma yapılarak analizi sağlanmıştır.

3.5.3.7. Post Model Hesaplamaları

Çalışmanın Bölüm.3.5.2.3.'de deneysel hesaplamaları yapılan post model planlamaların ilgili bölümde kurulan deneysel ortam ile aynı koşullar altında hazırlanan MC geometri model ortamında segmentler TPS'den alınan DICOM RT plan dosyalarının Python ile yazılan betik sayesinde GAMOS modeline entegre olabilecek şekilde dışarı aktarılmıştır. Dışarı aktarılan her bir farklı plan segmentleri sonrasında tedavi planı başına 1x10^{10} parçacık ile Beowulf kümesi altında Python ile yazılan betik kontrolünde simülasyon hesaplamaları yapılmıştır.

3.5.3.8. İleri RT Plan Hesaplamaları

Çalışmanın Bölüm.3.5.2.4.'de deneysel hesaplamaları yapılan VMAT tekniğinde hazırlanan tedavi planları Elekta Synergy® tedavi cihazına gönderilmiştir. Gönderilen planlar sırasıyla tedavi cihazında cihaz odasında hasta yokken ışınlanmıştır. Işınlanan tedavi planlarının kayıt dosyaları Elekta Integrity® sisteminden dışarı alındıktan sonra Python dilinde yazılan betik kullanılarak binary formattan okunabilir CSV dosyasına çevrilmiştir. Çevrilen kayıt dosyaları içerisinde 40 milisaniyede bir satır eklendiği için

tedavi planlamasında hesaplanan segment sayısından katlarca fazlası bu dosyaların içerisinde bulunmaktadır. GAMOS modeline geçmeden önce gerekli olan satır ve sütunlar Python programlama ile yeniden formatlanmıştır. Özellikle bu aşamada arıza kodunun olduğu, ışınlamanın olmadığı, uyarı bilgilerinin yazdığı satır ve sütunlar dışarlanmıştır. VMAT gibi tedavilerin uygulamasında MLC, diyafram ve gantry değerleri dinamik olan zamana bağlı değişim gösterirler. Bu nedenle MC hesaplamalarında kullanılmak üzere sadece her bir segmentin başlangıç pozisyonu CSV dosyasından ayıklanarak GAMOS MC modeline entegre edilebilecek formata yazılan Python programlama kodları ile dönüştürülerek hesaplamalar yapılmıştır.

3.6. Verilerin Değerlendirilmesi

Çalışma kapsamında elde edilen tüm bulguların gama analizi öncesinde ilk değerlendirmeleri ev yapımı python ile yazılan GUI analiz programı ile yapıldı.elde edilen standart alan, Agility^{TM} MLC, post model planlar ve ileri teknik RT planlarının GAMOS ile elde edilen doz dağılım hesaplamaları ile aynı planların TPS'de yapılan hesaplama sonuçları dışarıya alınan doz verisi taşıyan DICOM dosyalarının PTW Verisoft programı kullanılarak gama analizleri yapıldı. Tüm gama analizleri 2 Boyutta gerçekleştirildi. Hesaplamalarda kullanılan voksel hacimlerinin boyutları ile gama analizi kriteri orantılı olarak seçildi.

3.7. Araştırmanın Kısıtlılıkları

Bu çalışmada MC hesaplamalarının tutarlı sonuçlar üretebilmesi için en gerekli koşullardan birisi olan parçacık sayısı, hesaplama gücü ve harcanan süre açısından kısıtlılıklardan birisiydi. Beowulf kümesinde yer alan her bilgisayar aynı işlemci gücüne sahip olmadığından her birisinde aynı sayıda aynı anda simülasyon koşulamaması bir başka sınırlılıktı. Hesaplamaların daha küçük boyutlu voksel hacimlerinde yapılmak istenmesi simülasyon hesabının sonuçlanma süresini artırması ve ileri teknik planların sahip olduğu segment sayılarının fazla olması her bir vokselde etkileşime giren parçacık sayısının azalmasından dolayı simülasyon sürelerinin uzamasına neden oldu.

4. BULGULAR

4.1. GAMOS MC Hesaplamalarını Yöneten GUI'nin Testi

GAMOS MC simülasyon hesaplarının Beowulf kümesi içerisinde görev yöneticisi olarak tasarlanan grafik arayüzüne hesapların koşacağı klasörlerin yaratılması, hangi makinede kaç adet aynı anda simülasyon yapılacağı girdisi, simülasyonların durumunu takip eden pencere kontrollerinin doğru çalıştığı gözlemlendi. Ancak hesapların verimliliği açısından her bilgisayarın sahip olduğu sanal işlemci sayısından nümerik olarak daha büyük bir girdi rakamı uygulanmadı. GUI ile standart alan, Agility^{TM} MLC'ye yönelik planlar, post model planlar ve kayıt dosyaları üzerinden yapılan ileri RT planlamaların hesaplarında simülasyonların takibi ve gözlemlenmesi açısından hata olmadığı tespit edildi.

4.2. Örnek Gama Analizi - Teorik Değerlendirme

Gama analizi parametrelerinin şematik gösterimi, ölçülen ve hesaplanan dozlar arasındaki uyumu değerlendirmek amacıyla Şekil 15'de sunulmuştur:

- **Ölçülen doz noktası (r_m):** Kırmızı bir nokta ile ifade edilmiştir ve referans noktası olarak kabul edilmiştir.
- **Hesaplanan doz noktası (r_c):** Mavi bir nokta ile gösterilmiştir ve gama analizi bu iki nokta arasındaki farkları değerlendirmek için yapılmıştır.
- **Pozisyon farkı (R):** Yeşil bir vektörle ifade edilmiştir ve hesaplanan noktanın ölçülen noktadan olan uzaklığını göstermektedir.
- **Doz farkı ($\%\Delta D$):** Turuncu bir vektörle belirtilmiştir ve hesaplanan doz ile ölçülen doz arasındaki yüzde farkı ifade etmektedir.
- **Tolerans bölgesi ($\Delta d = 3$ mm):** Gri bir daire olarak görselleştirilmiş ve pozisyon farkı toleransını temsil etmektedir.

4.2.1. Kullanılan Parametreler

Gama analizi, aşağıdaki kriterlere göre gerçekleştirilmiştir:

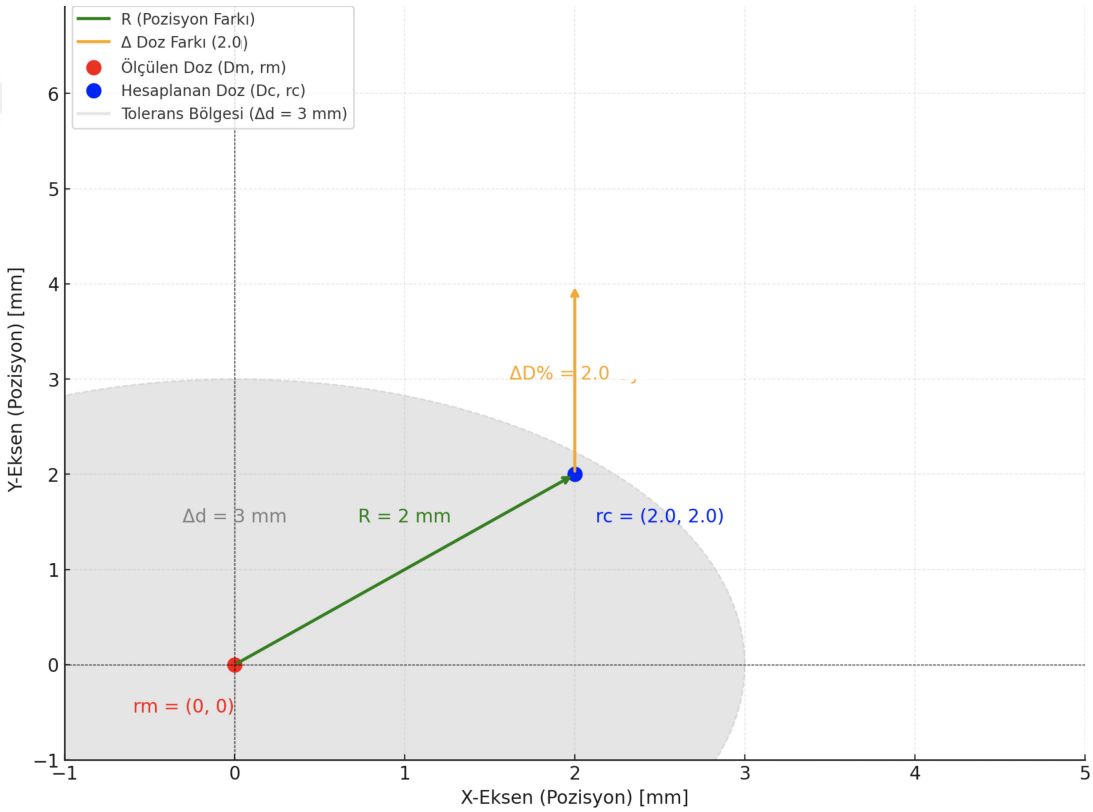
1. **Doz farkı toleransı ($\%\Delta D_{tol}$):** Maksimum %3 olarak alınmıştır.

2. **Pozisyon farkı toleransı (Δd):** Maksimum $3\,\text{mm}$ olarak belirlenmiştir.

3. **Hesaplanan pozisyon farkı (R):** $2.0\,\text{mm}$ olarak hesaplanmıştır.

4. **Hesaplanan doz farkı ($\%\Delta D$):** %2.0 olarak belirlenmiştir.

Bu parametreler, gama analizi için standart kabul edilen $\%3/3\,\text{mm}$ kriterine dayanmaktadır.



Şekil 15: Gama analizinde (2-B'de) kullanılan parametrelerin örnek veriler ile görseli.

4.2.2. Hesaplanan Sonuçlar

Gama değeri, aşağıdaki formüle göre hesaplanmıştır:

$$\Gamma = \sqrt{\left(\frac{\%\Delta D}{\%\Delta D_{\text{tol}}}\right)^2 + \left(\frac{R}{\Delta d}\right)^2}. \tag{5}$$

Değerlendirilen parametreler için hesaplama şu şekildedir:

$$\Gamma = \sqrt{\left(\frac{2.0}{3}\right)^2 + \left(\frac{2.0}{3}\right)^2} \approx 0.94. \tag{6}$$

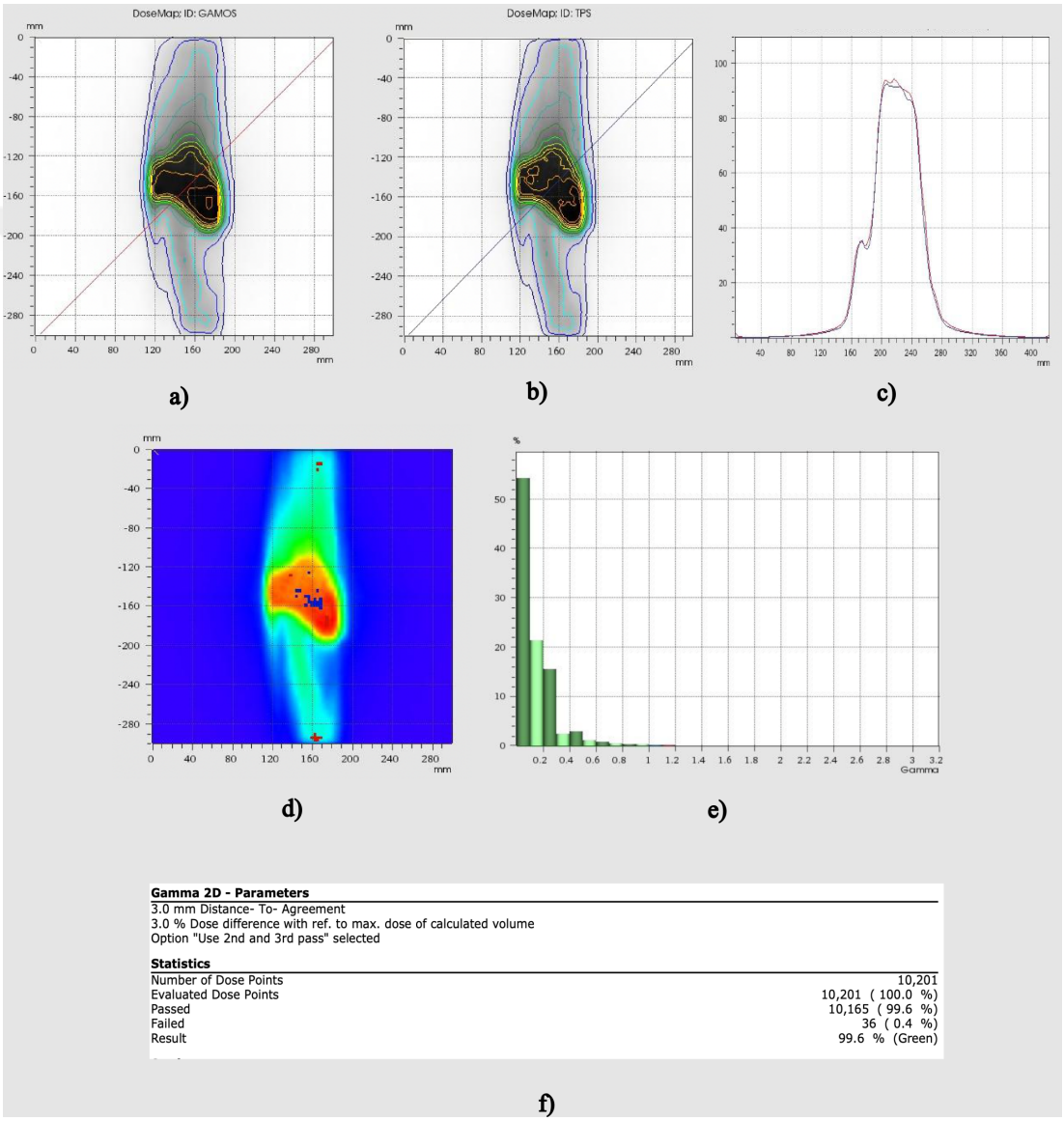
Hesaplanan gama değeri $\Gamma = 0.94$ olarak bulunmuştur. Bu değer $\Gamma < 1$ kriterini sağladığından, ölçülen ve hesaplanan doz dağılımlarının bu noktada uyumlu olduğu sonucuna varılmıştır:

- **Doz farkı (**$\%\Delta D$**):** Tolerans sınırlarının içinde olduğundan doz büyüklükleri arasında uyum olduğu gözlemlenmiştir.
- **Pozisyon farkı (**R**):** Tolerans sınırları içinde yer almakta ve pozisyonlar arasında kabul edilebilir bir uyum olduğunu göstermektedir.

Bu örnek analiz, gama analizi kriterlerinin sağlandığı bir durumu temsil etmektedir. Özellikle $\%3/3\,\text{mm}$ tolerans kriterlerinin altında kalan gama değeri, hesaplanan ve ölçülen doz dağılımlarının kabul edilebilir bir uyumda olduğunu ifade etmektedir.

4.3. Örnek Gama Analizi - Deneysel Değerlendirme

Aşağıda, tezin araştırma kapsamında TPS ve GAMOS hesaplamaları yapılan VMAT prostat tedavi planının, fantomun geometrik merkezi ve x-düzleminden alınan iki boyutlu doz dağılım verileri PTW Verisoft programı ile gama analizi yapılmak üzere örnek teşkil etmesi amacıyla Şekil 16'de sunulmuştur.



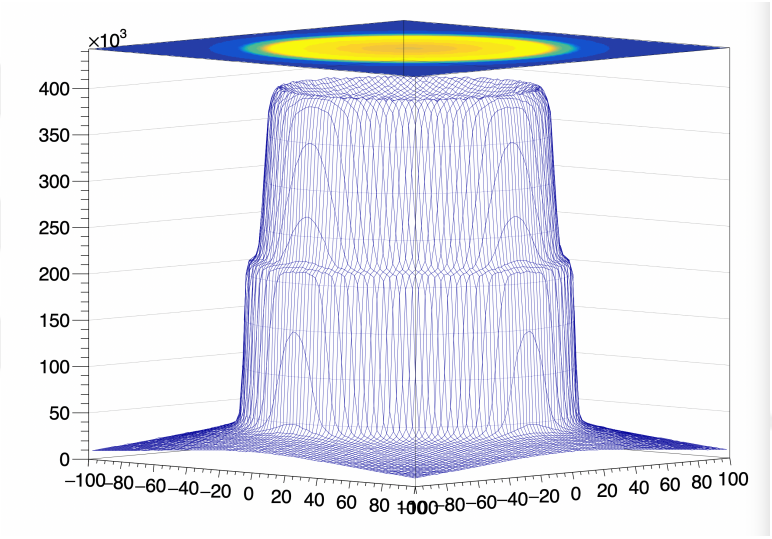
Şekil 16: PTW Verisoft gama analiz rapor örneği: (a) GAMOS doz dağılımı, (b) TPS doz dağılımı, (c) Diagonal profillerin karşılaştırılması, (d) Gama geçen ve kalan noktaların referans doz dağılım verisi üzerindeki konumları, (e) Gama geçme oranı histogramı, (f) Gama analizine ait sayısal sonuçlar.

Örnek analizde görüldüğü üzere $\gamma_{3,3}$ ($3\,\text{mm}, \%3$ gama) kriterleri altında her iki

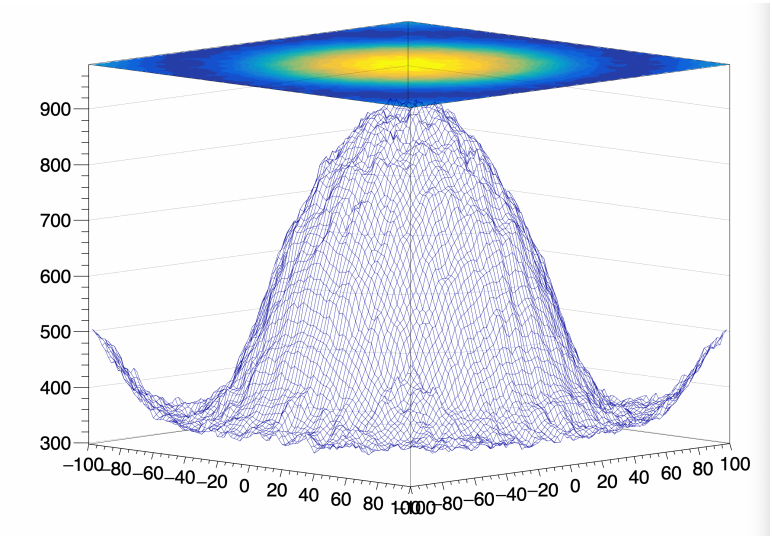
doz dağılımı arasındaki gama geçme oranı %99.6 olarak elde edilmiştir. Araştırma kapsamında tüm gama geçme oranları bu yöntem ile elde edilmiştir.

4.4. Faz Uzayı Parçacık Dağılımları

GAMOS MC modelinde, hesaplama sürelerini kısaltmak ve etkinlik kaybını önlemek amacıyla faz uzayı veri seti oluşturulmuştur. Bu veri setinde bulunan fotonların parçacık dağılımı Şekil 17'de, elektronların parçacık dağılımı ise Şekil 18'de sunulmuştur.

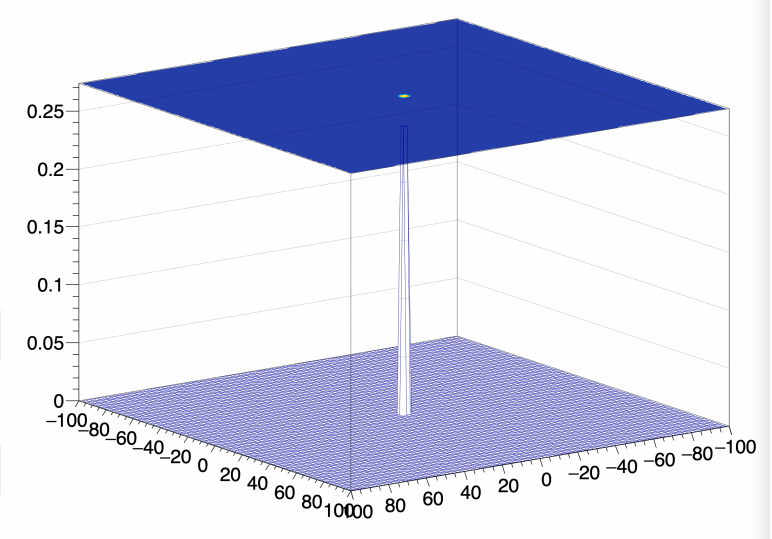


Şekil 17: Konum z = 272 mm, fotonların XY düzlemindeki parçacık dağılımı.

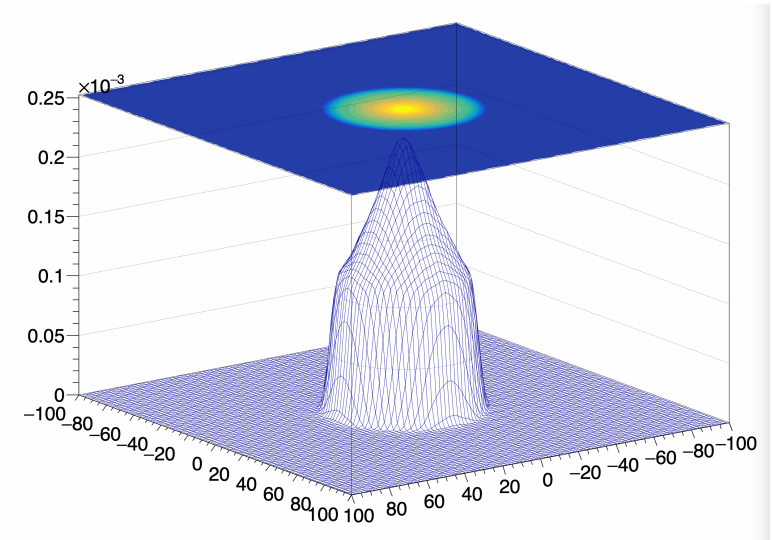


Şekil 18: Konum z = 272 mm, elektronların XY düzlemindeki parçacık dağılımı.

Buna ek olarak, hedefe gönderilen birincil elektronların hedefe çarptırılmadan önceki parçacık dağılımı Şekil 19'de verilmiştir. Hedef ile etkileşen elektronlardan oluşan bremsstrahlung fotonlarının, primer kolimatör sonrasındaki dağılımı ise Şekil 20'de sunulmaktadır.



Şekil 19: Birincil elektronların XY düzlemindeki parçacık dağılımı.



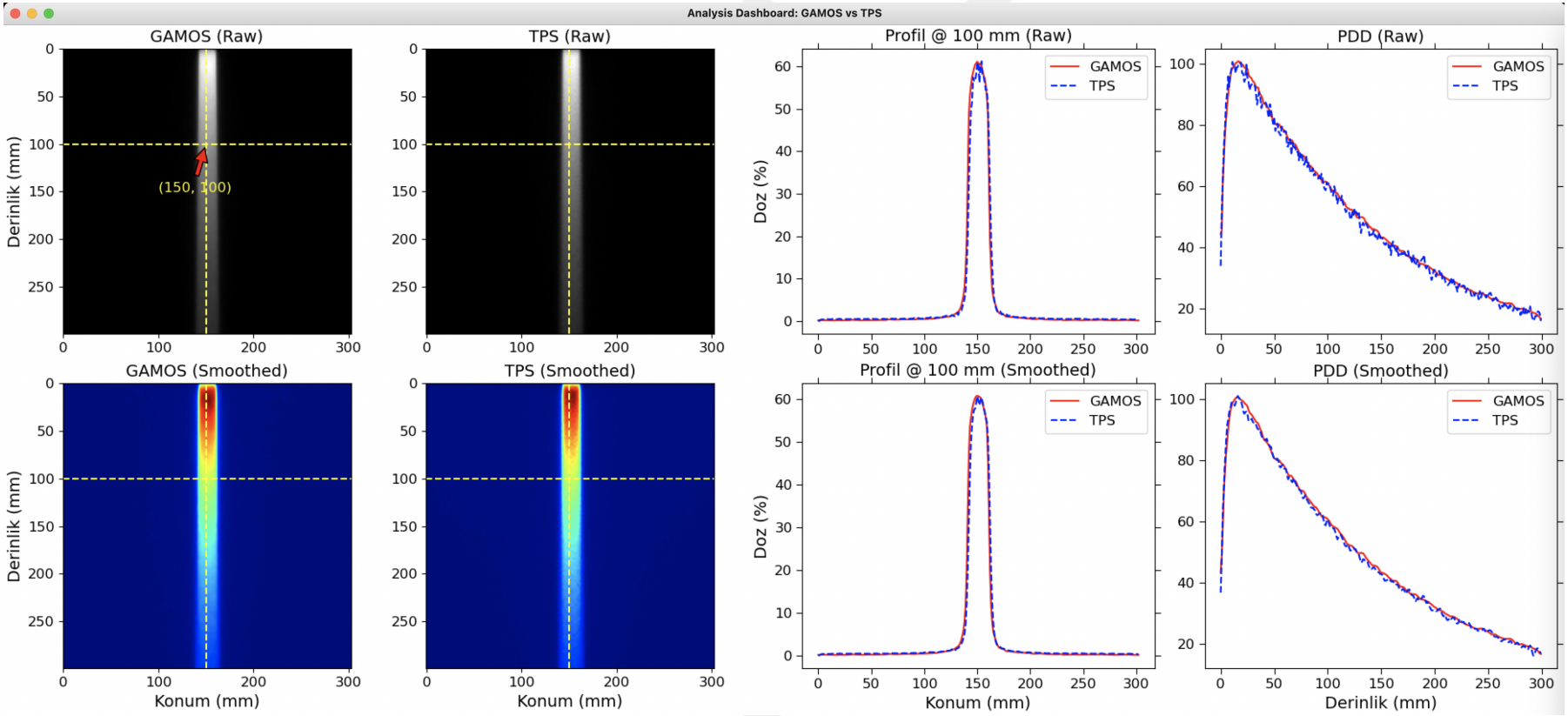
Şekil 20: Primer kolimatörden geçtikten sonra fotonların XY düzlemindeki parçacık dağılımı.

4.5. MC Modelinin Standart Alanlarda Doğrulanması

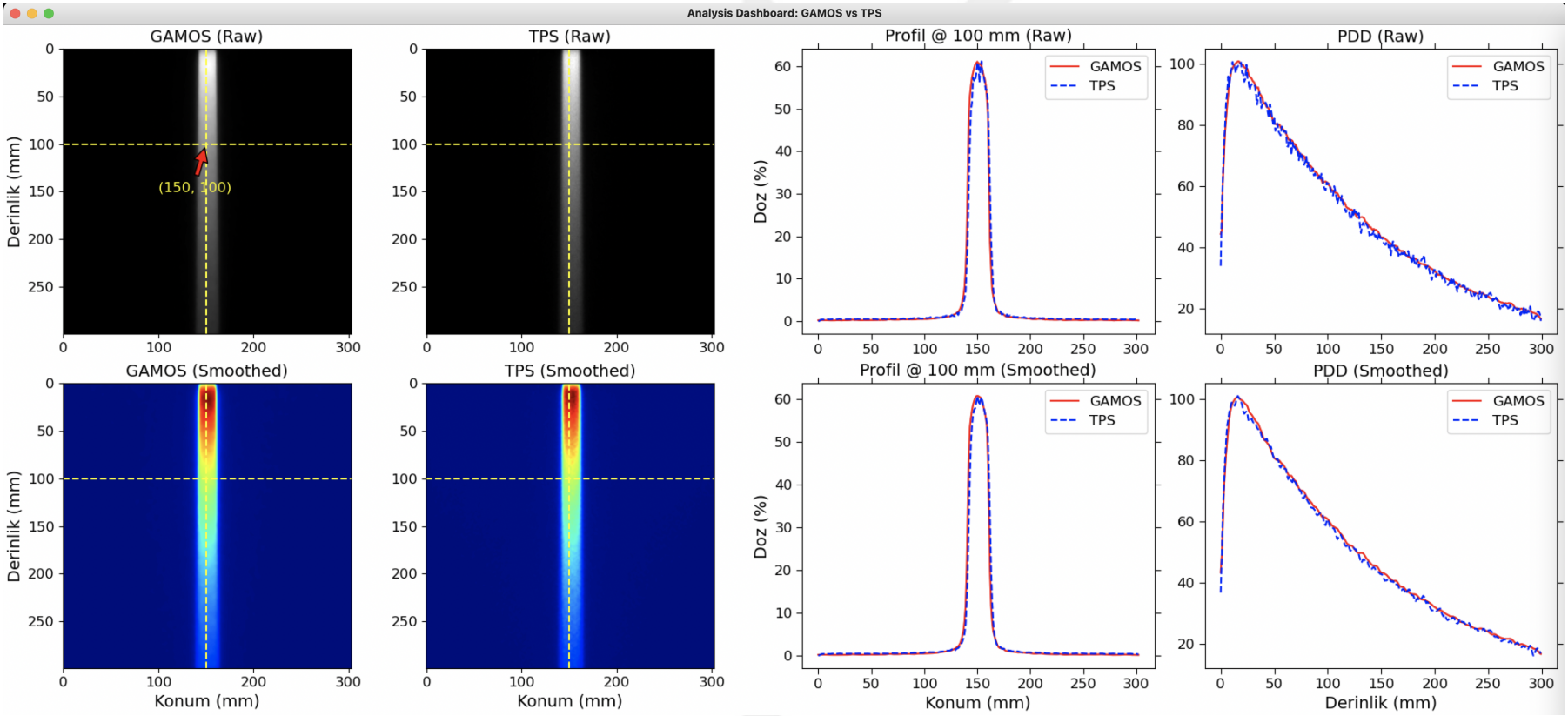
GAMOS MC modelinin doğruluğu 6 MV foton enerji modunda geometrik ve doz sonuçları TPS verileri ile kıyaslanarak değerlendirildi. 2x2, 3x3, 4x4, 5x5, 7x7, 10x10 ve 20x20 cm^2 alan boyutlarında farklı derinlik ve farklı eksenlerde profil ve yüzde derin doz (pdd) karşılaştırmaları araştırma kapsamında Python programlama dili ile yazılan kod ile görselleştirildi ve istenilen eksen ve noktalarda grafiklerin uyumları test edildi. Yazılım ile smooth işlemi yapıldıktan sonra GAMOS ve TPS verileri tüm alanlar için dışarıya DICOM formatında alındı. Sonrasında PTW Verisoft programına gama analizi yapılmak üzere girdi olarak kullanıldı. Tüm standart alanlarda global γ karşılaştırmaları Tablo.5'te sunulmuş olup, gama geçme oranları $\gamma_{1,1}$ kriterinde %90'ın üzerinde iken $\gamma_{2,2}$ için ise %98 üzerinde elde edildi. MC hesaplarının ortalama istatistiksel hata oranı %1 civarındadır. Yapılan analizlerin 2x2, 3x3, 4x4, 5x5, 7x7, 10x10 ve 20x20 alan boyutları için sırasıyla Şekil.(21 - 23), Şekil.(24 - 26), Şekil.(27 - 29), Şekil.(30 - 32), Şekil.(33 - 35), Şekil.(36 - 40), Şekil.(41 - 45) görselleriyle sunulmuştur.

Tablo 5: Standart Alan Boyutlarında İki Boyutlu GAMOS ve TPS Doz Dağılımlarına Uygulanan Gama Analizi Sonuçları.

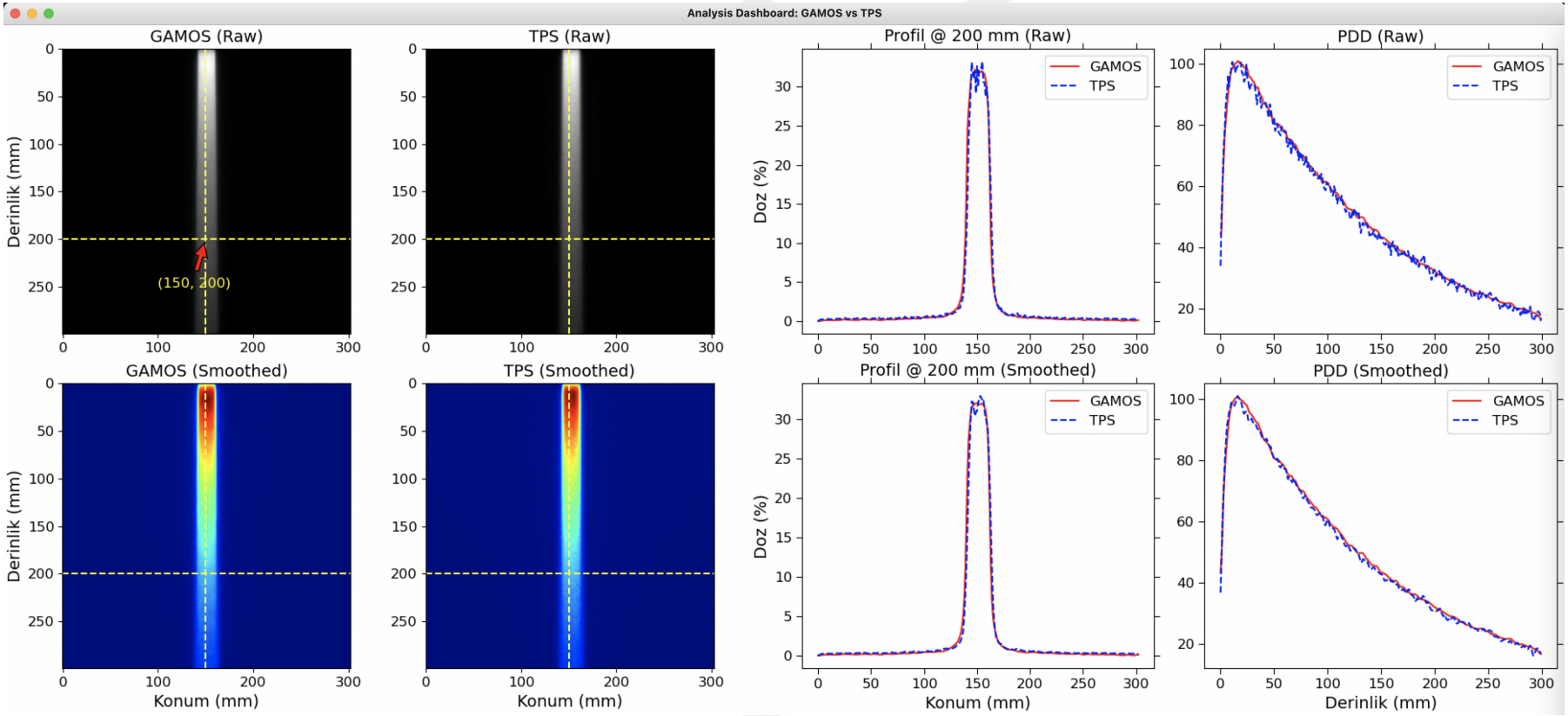
Alan Boyutu [cm^2]	**Referans Kriterleri**	
	$\gamma_{1,1}$	$\gamma_{2,2}$
2x2	95.6	99.8
3x3	97.2	99.3
4x4	98.6	98.8
5x5	98.0	99.9
7x7	95	97.3
10x10	92.7	99.7
20x20	92.2	98.6



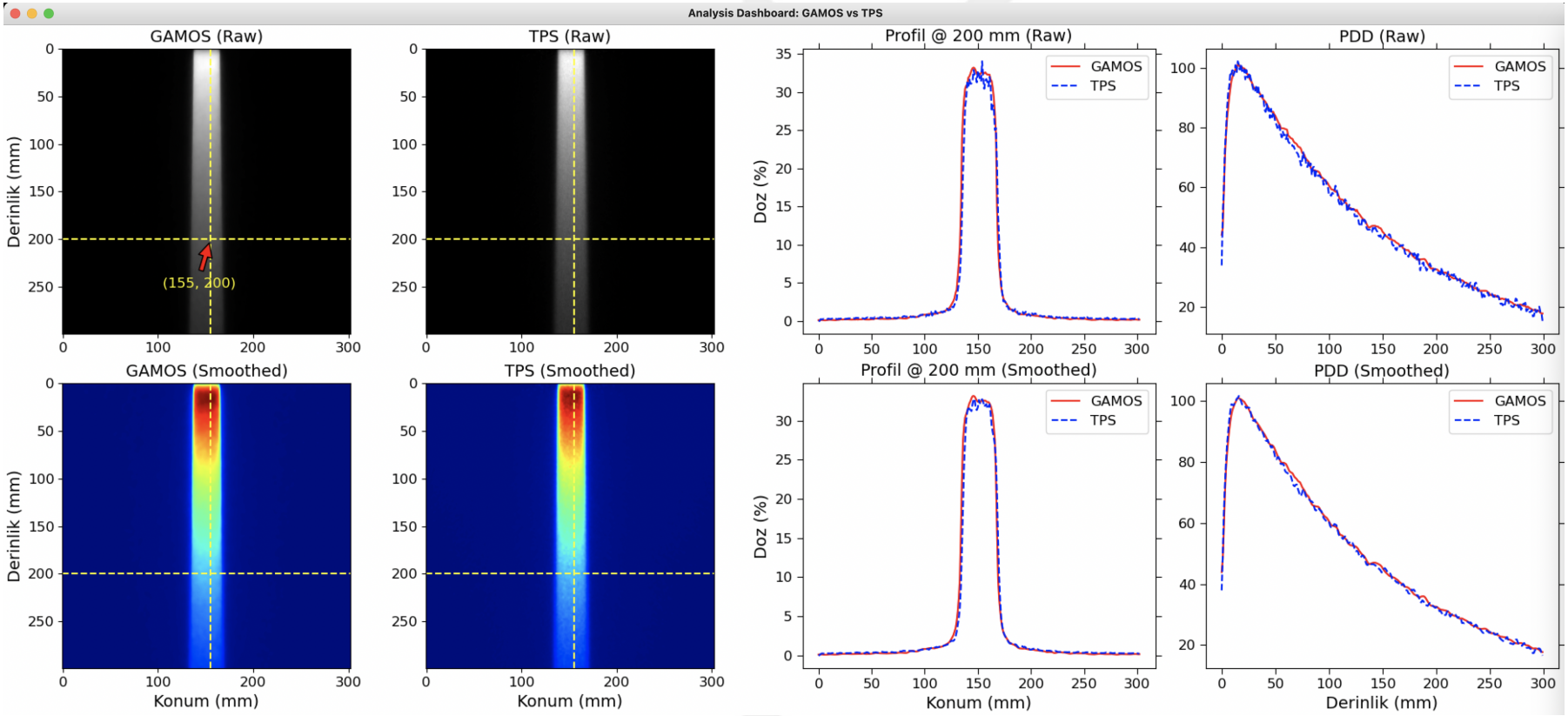
Şekil 21: Standart 2x2 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{15} mm) ve düşey eksende (alan merkezi, konum: 150 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması.



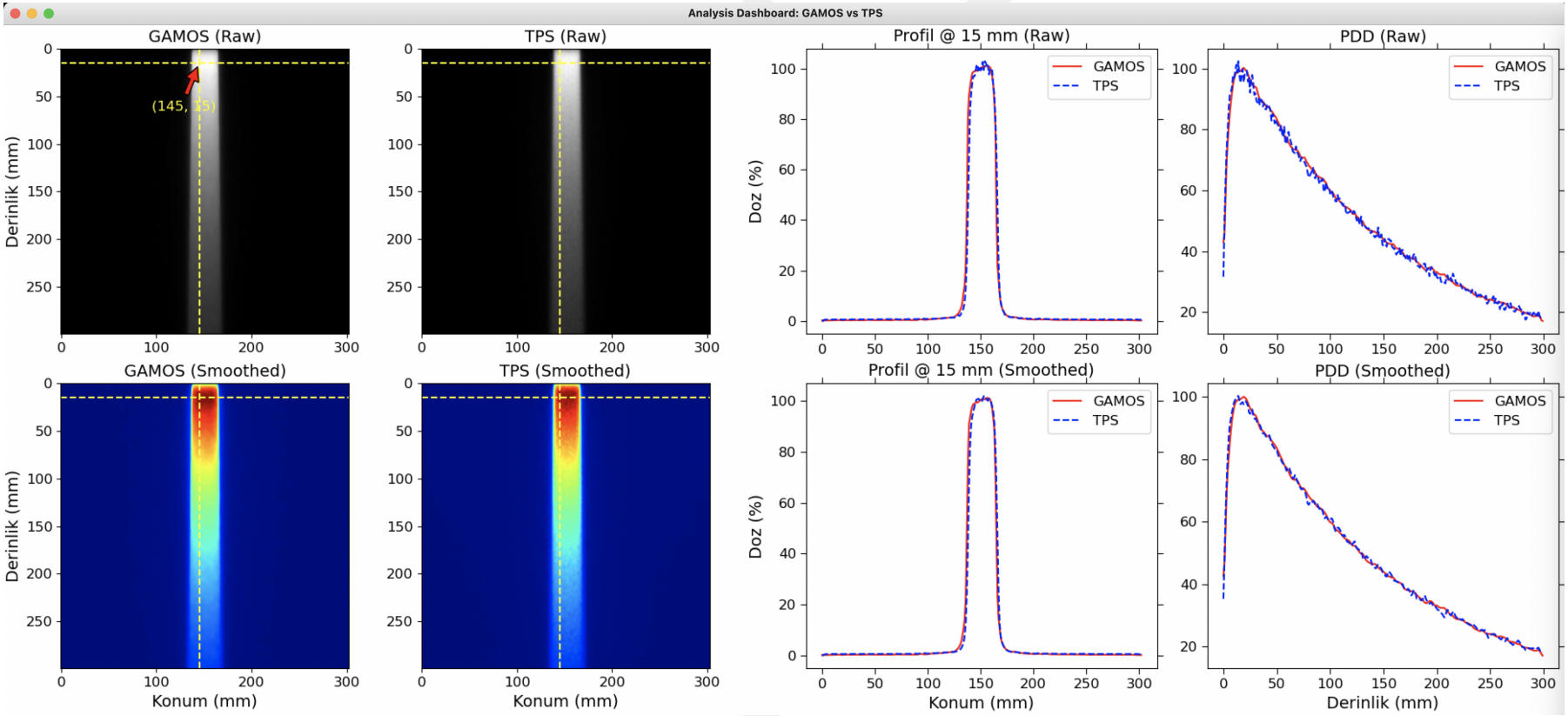
Şekil 22: Standart 2x2 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{100} mm) ve düşey eksende (alan merkezi, konum: 150 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması.



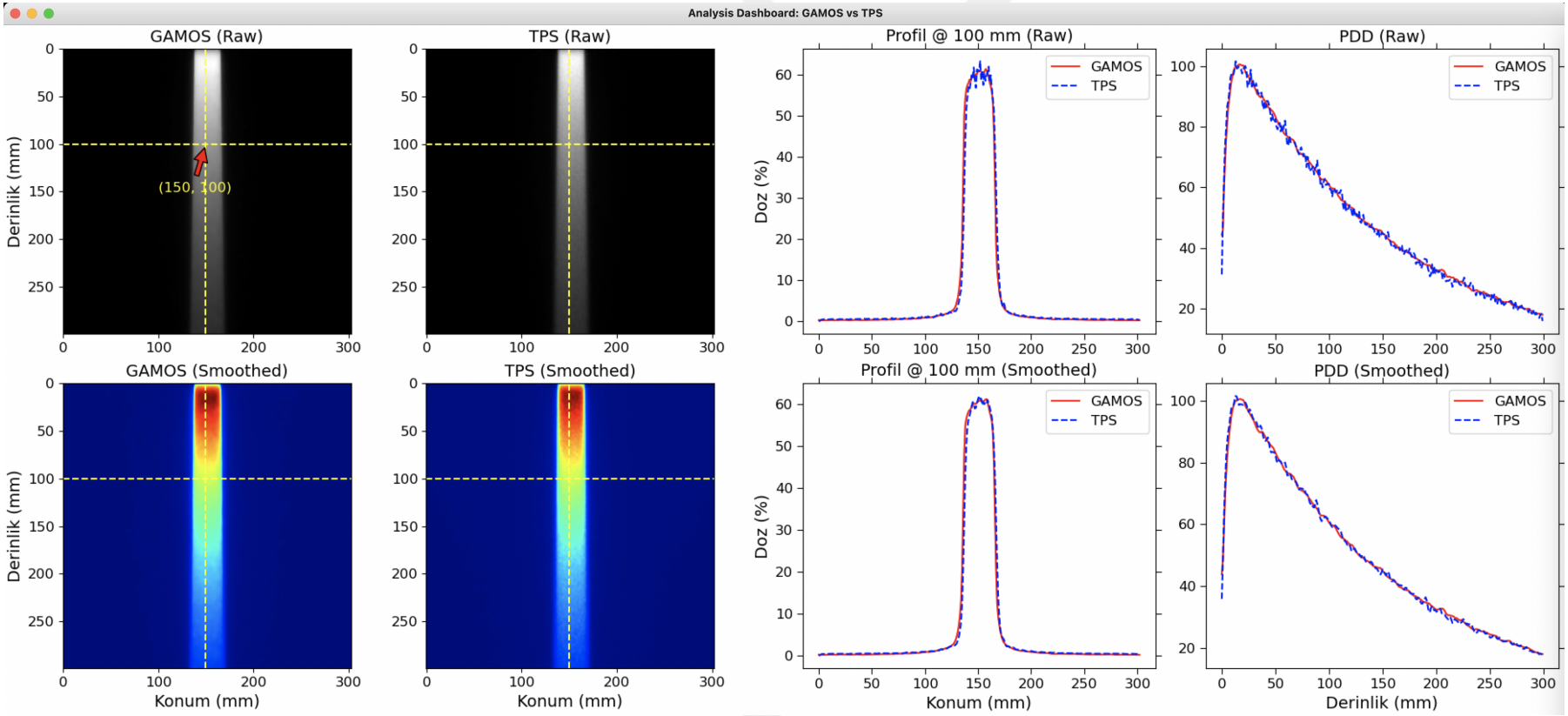
Şekil 23: Standart 2x2 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{200} mm) ve düşey eksende (alan merkezi, konum: 150 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması.



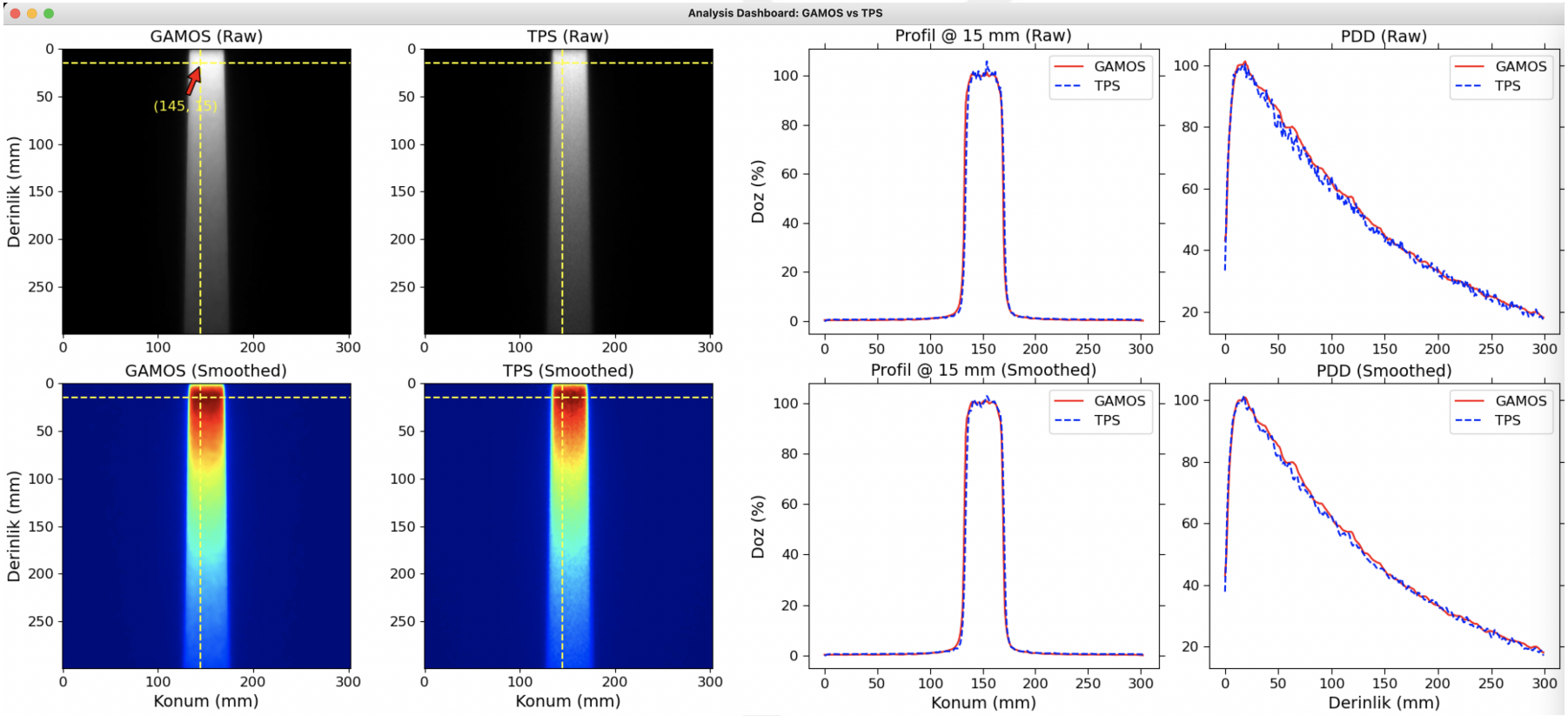
Şekil 24: Standart 3x3 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{15} mm) ve düşey eksende (alan merkezinden -5 mm offset, konum: 145 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması.



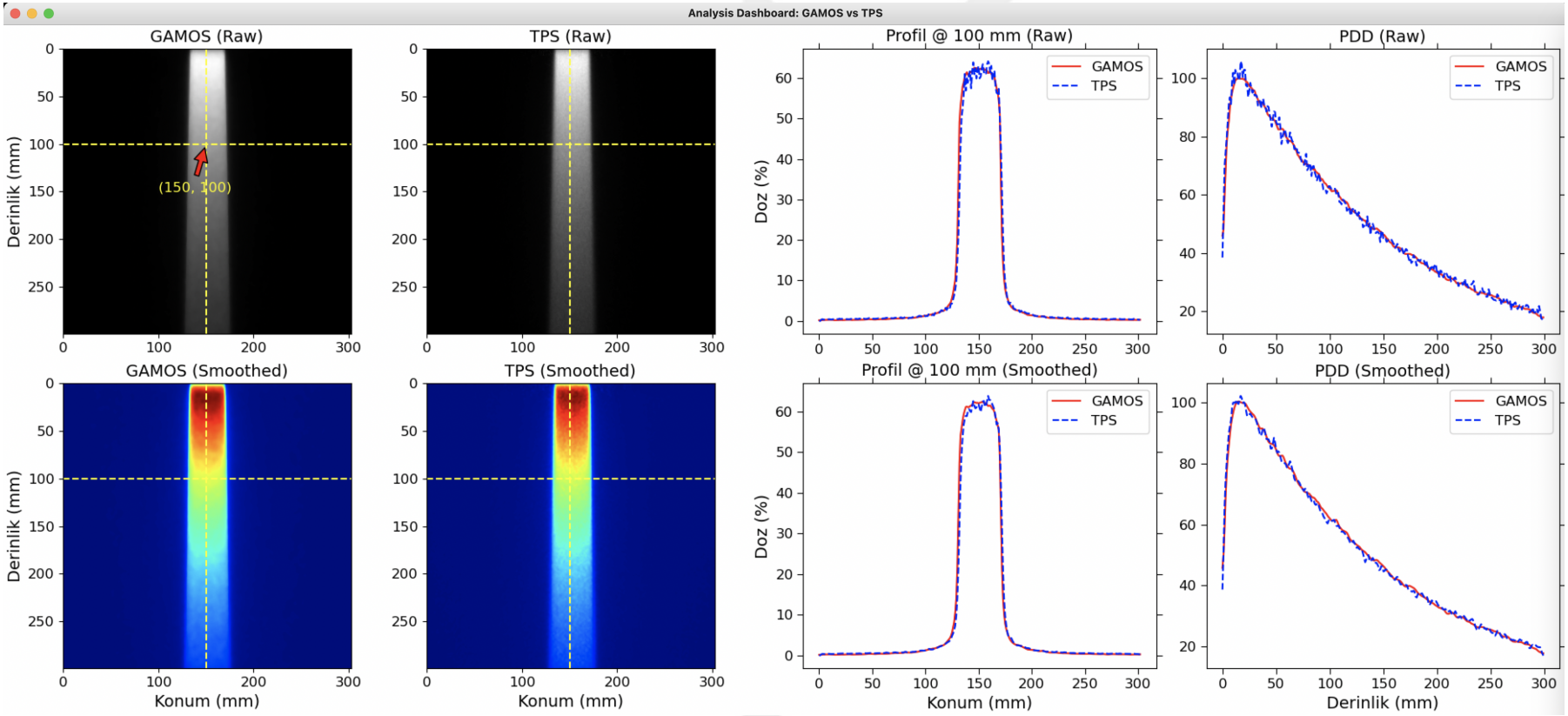
Şekil 25: Standart 3x3 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{100} mm) ve düşey eksende (alan merkezi, konum: 150 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması.



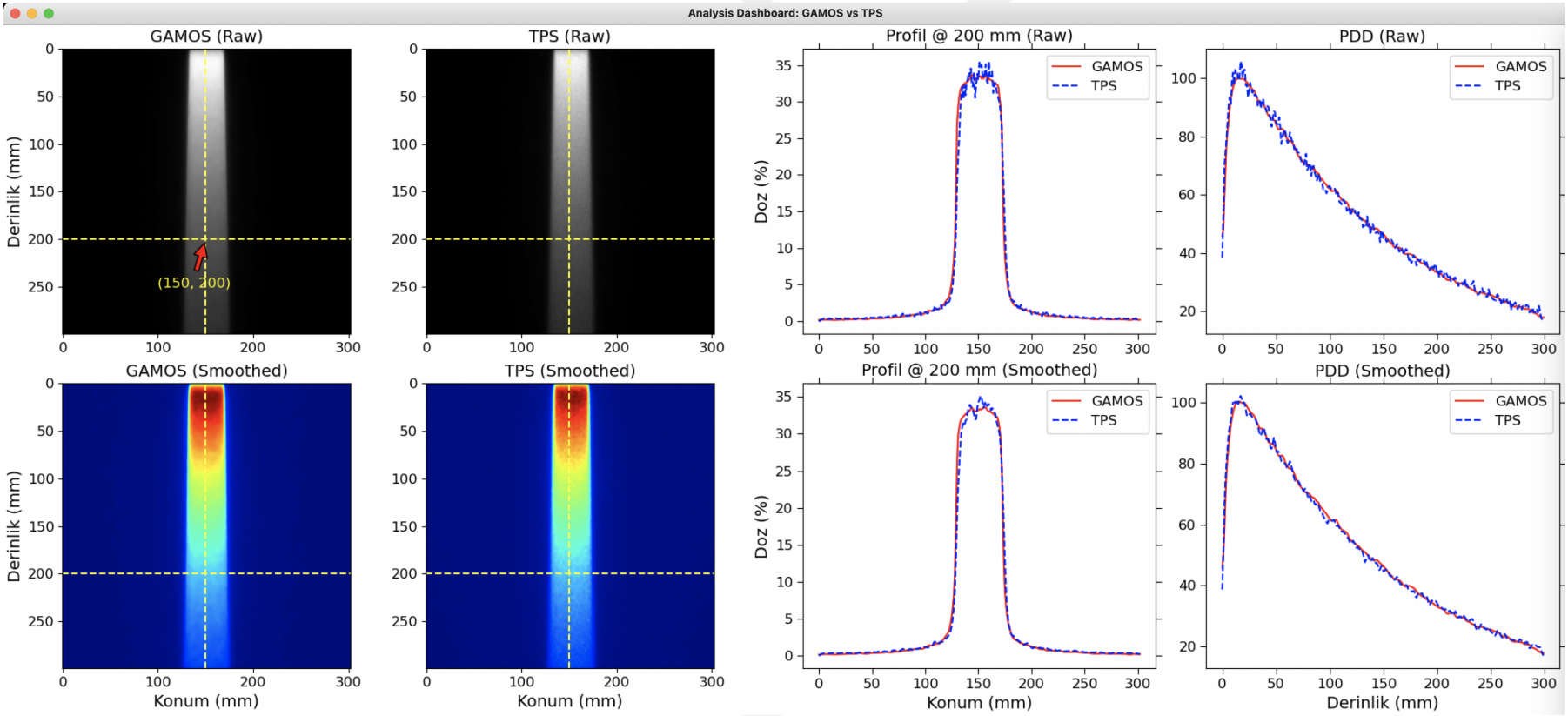
Şekil 26: Standart 3x3 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{200} mm) ve düşey eksende (alan merkezinden +5 mm offset, konum: 155 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması.



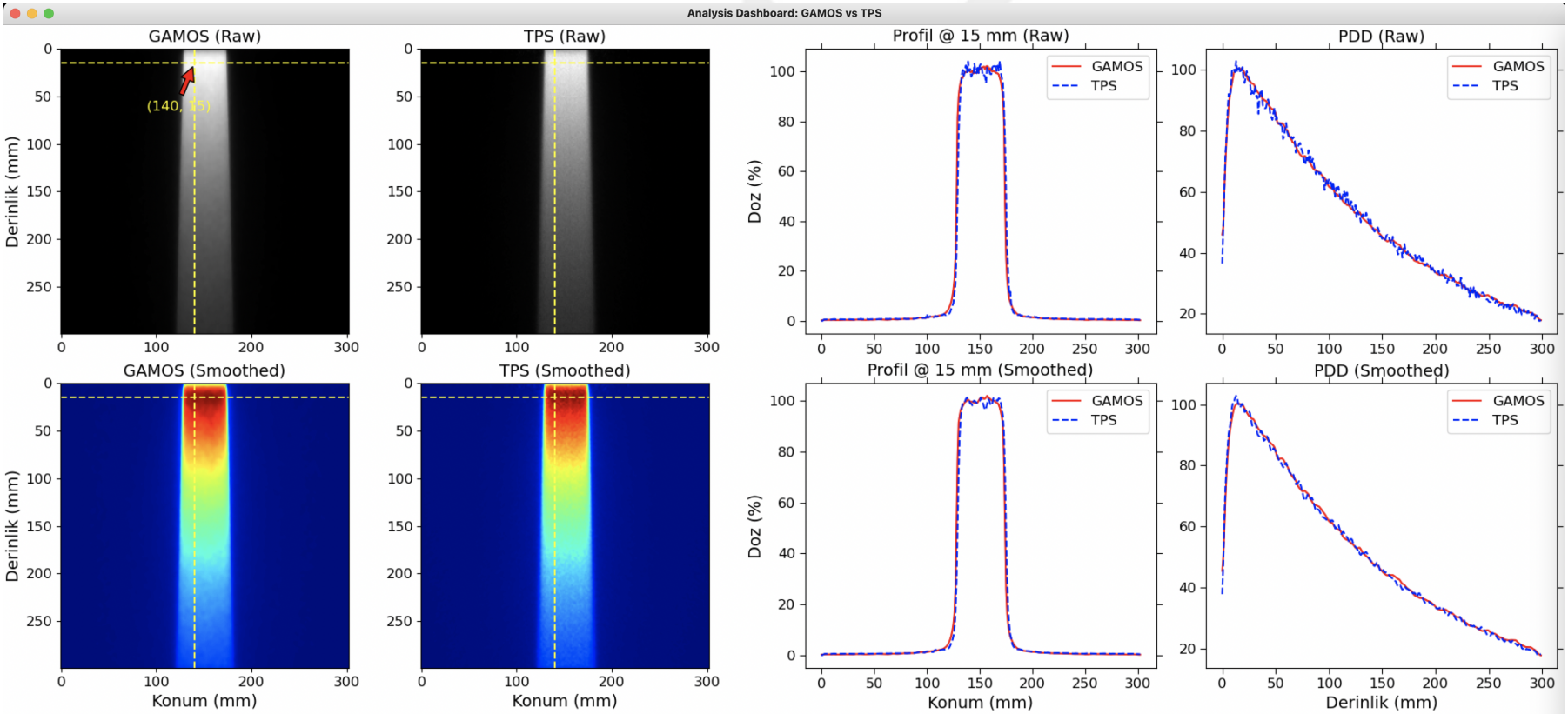
Şekil 27: Standart 4x4 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{15} mm) ve düşey eksende (alan merkezinden -5 mm offset, konum: 145 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması.



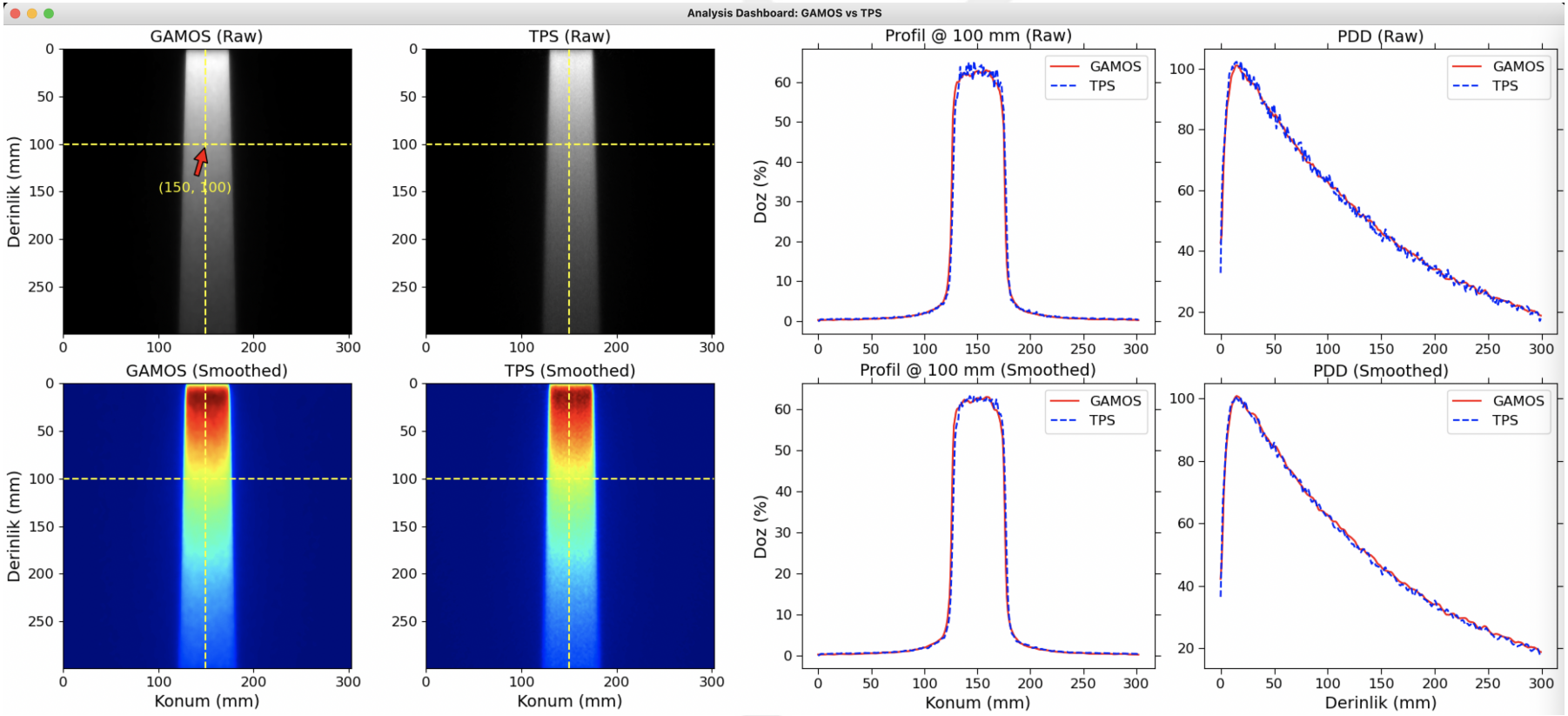
Şekil 28: Standart 4x4 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{100} mm) ve düşey eksende (alan merkezi, konum: 150 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması.



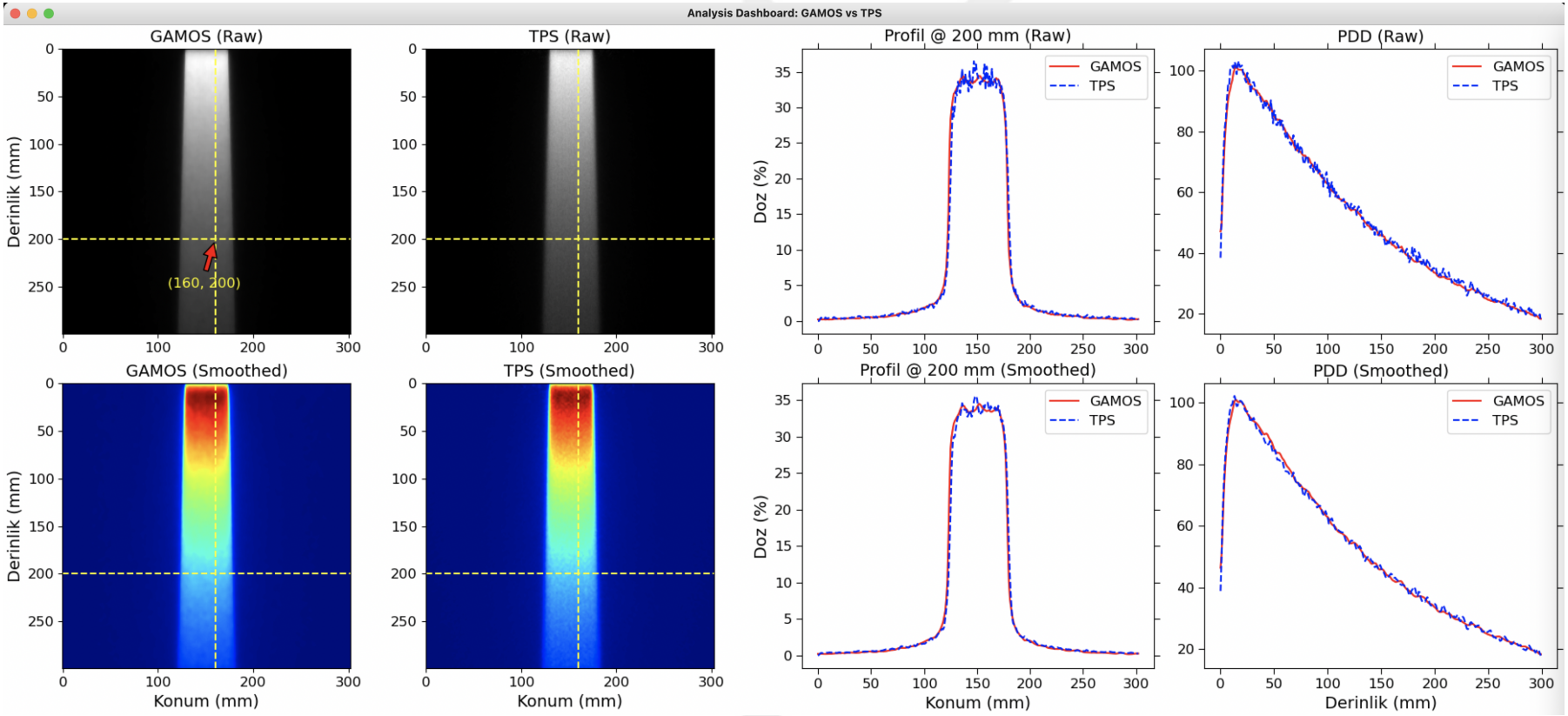
Şekil 29: Standart 4x4 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{200} mm) ve düşey eksende (alan merkezinden +5 mm offset, konum: 155 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması.



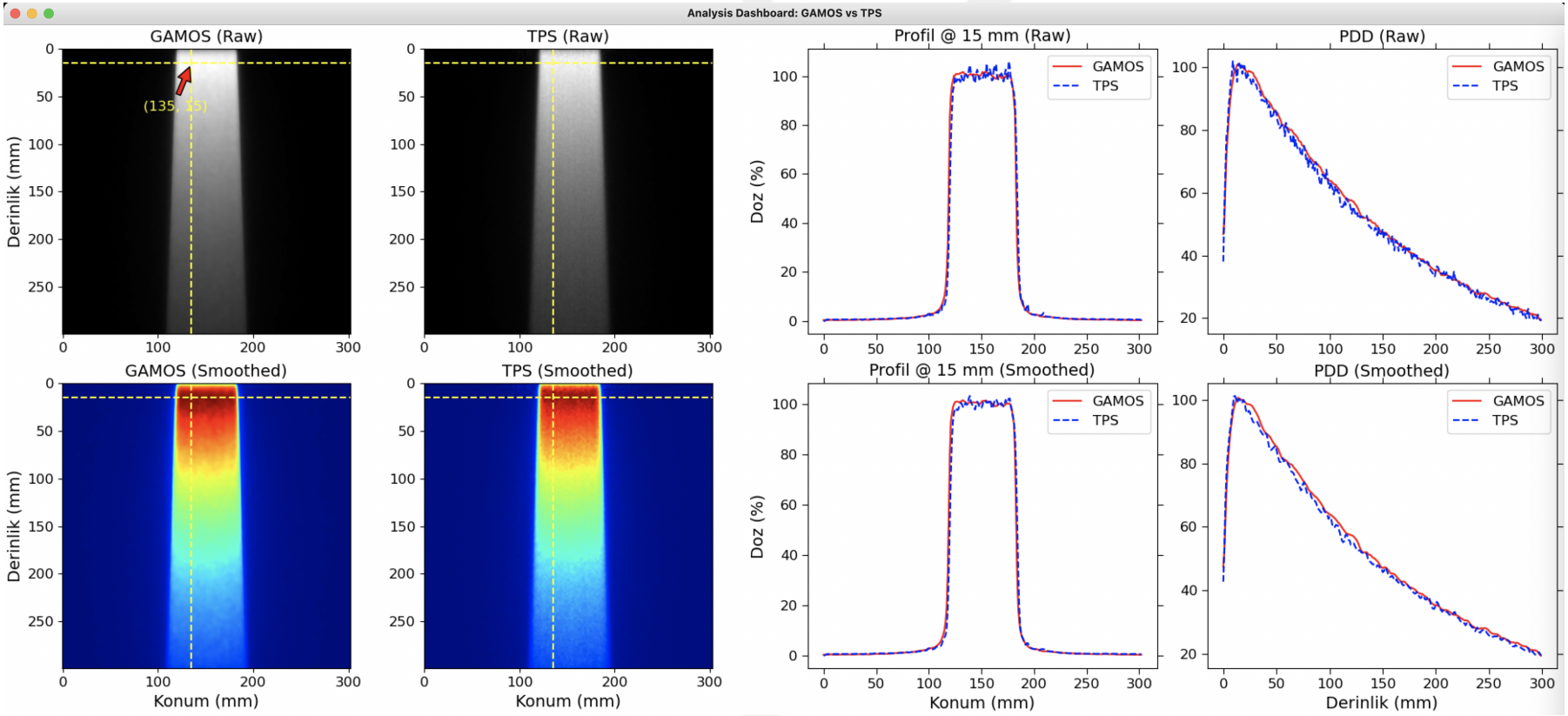
Şekil 30: Standart 5x5 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{15} mm) ve düşey eksende (alan merkezinden +10 mm offset, konum: 160 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması.



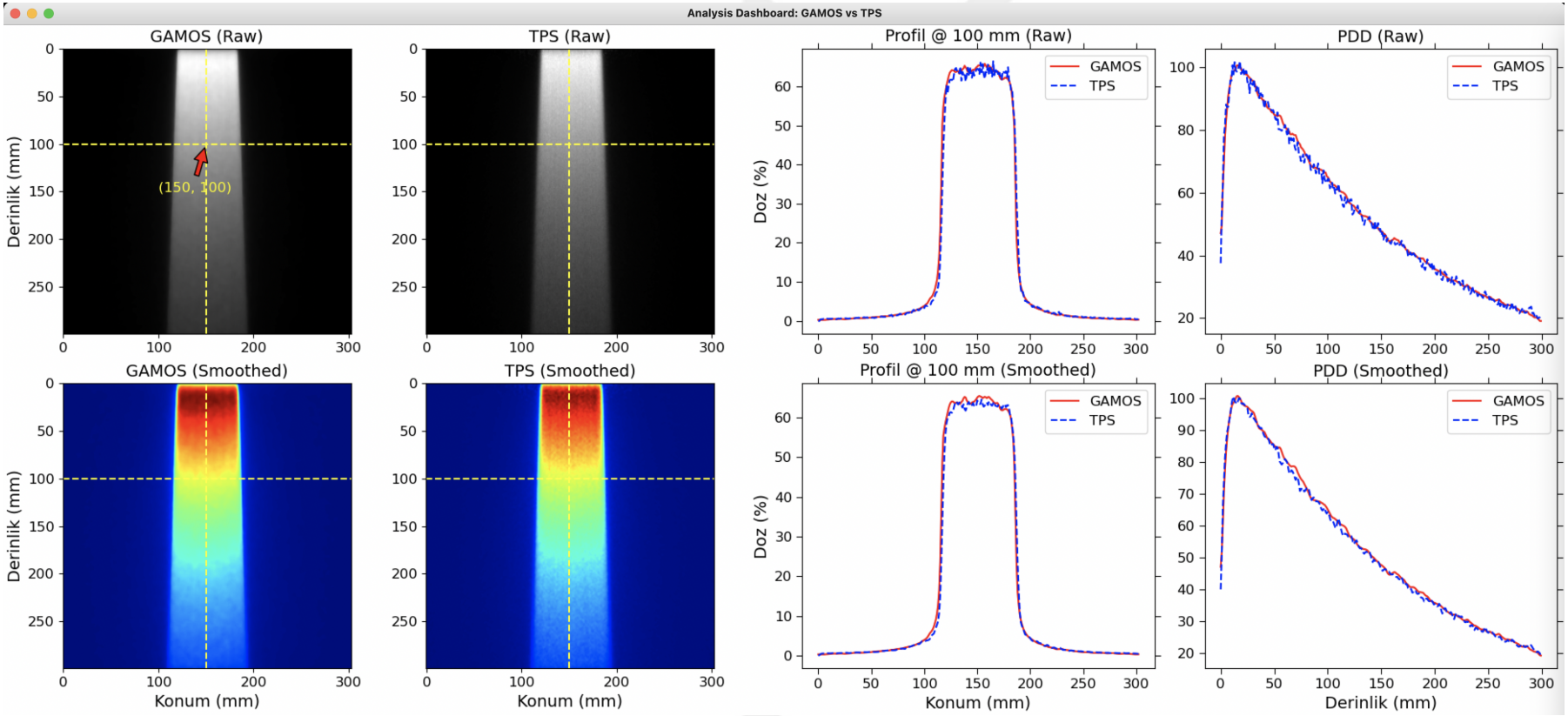
Şekil 31: Standart 5x5 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{100} mm) ve düşey eksende (alan merkezi, konum: 150 mm)) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması.



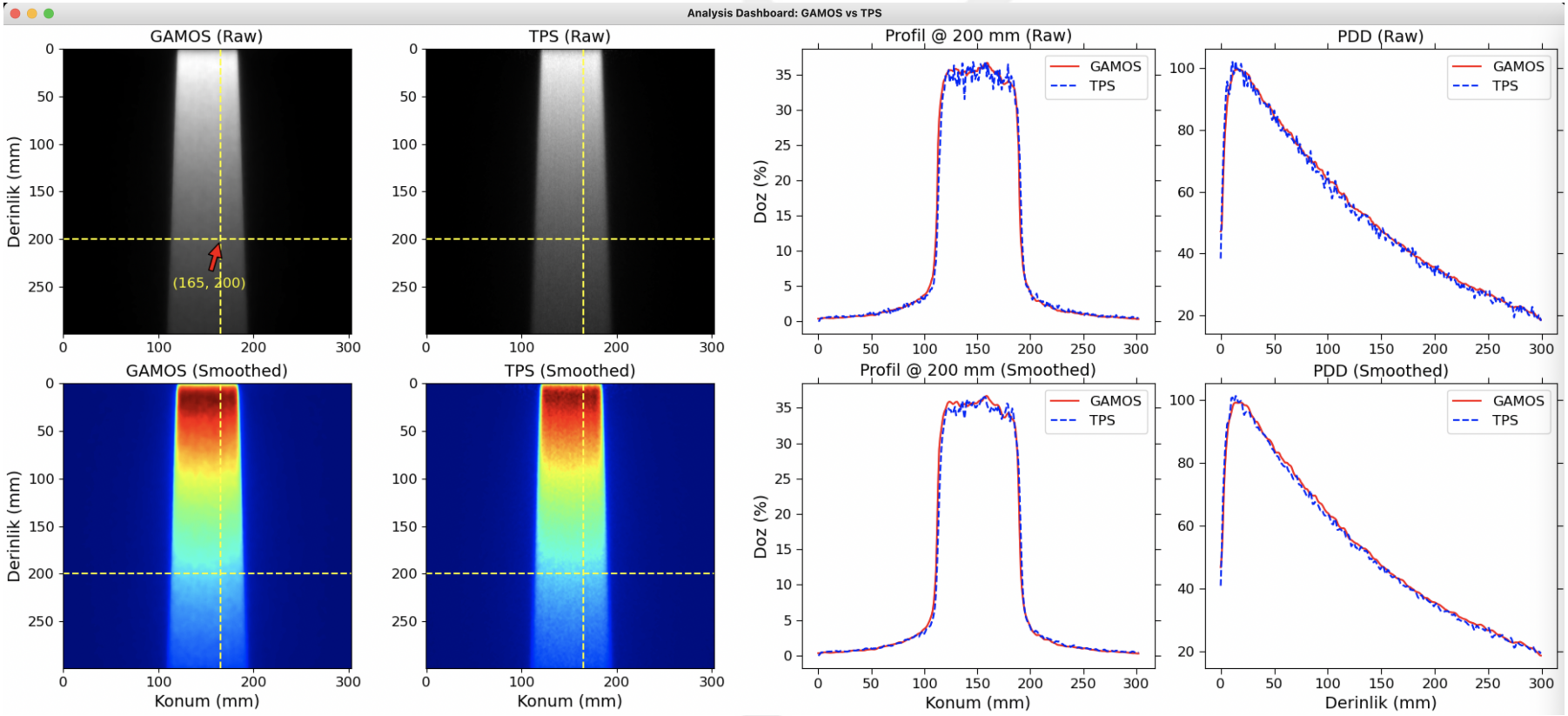
Şekil 32: Standart 5x5 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{200} mm) ve düşey eksende (alan merkezinden -10 mm offset, konum: 140 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması.



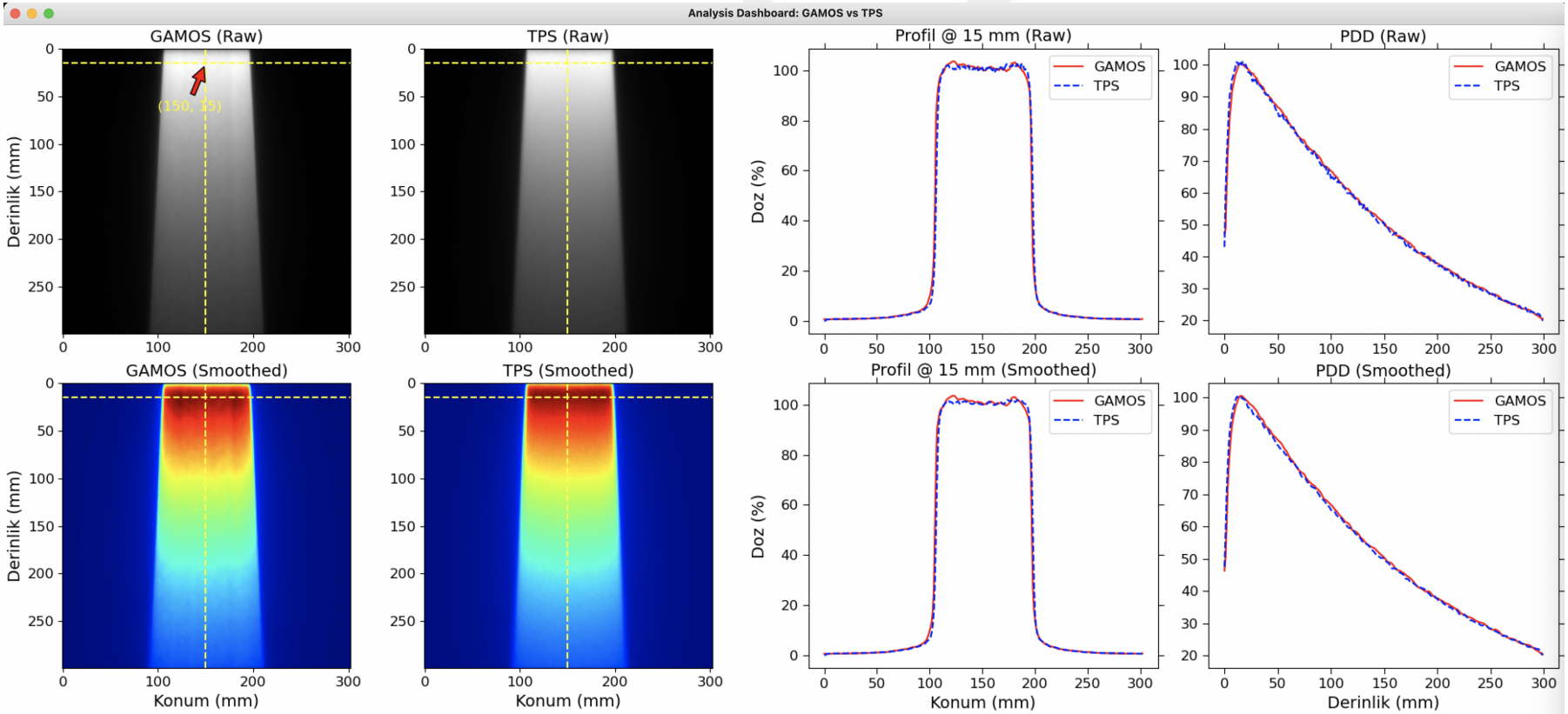
Şekil 33: Standart 7x7 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{15} mm) ve düşey eksende (alan merkezinden -15 mm offset, konum: 135 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması.



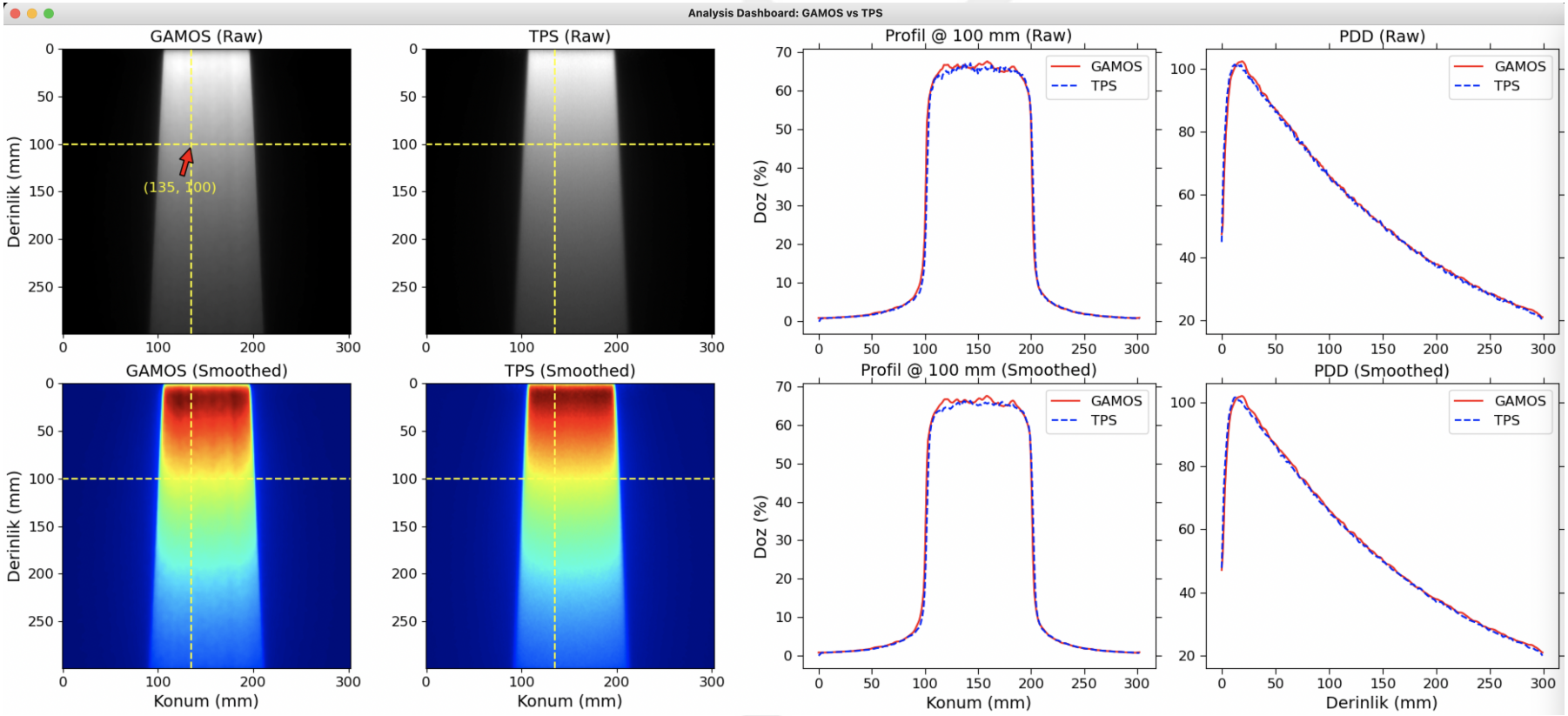
Şekil 34: Standart 7x7 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{100} mm) ve düşey eksende (alan merkezi, konum: 150 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması.



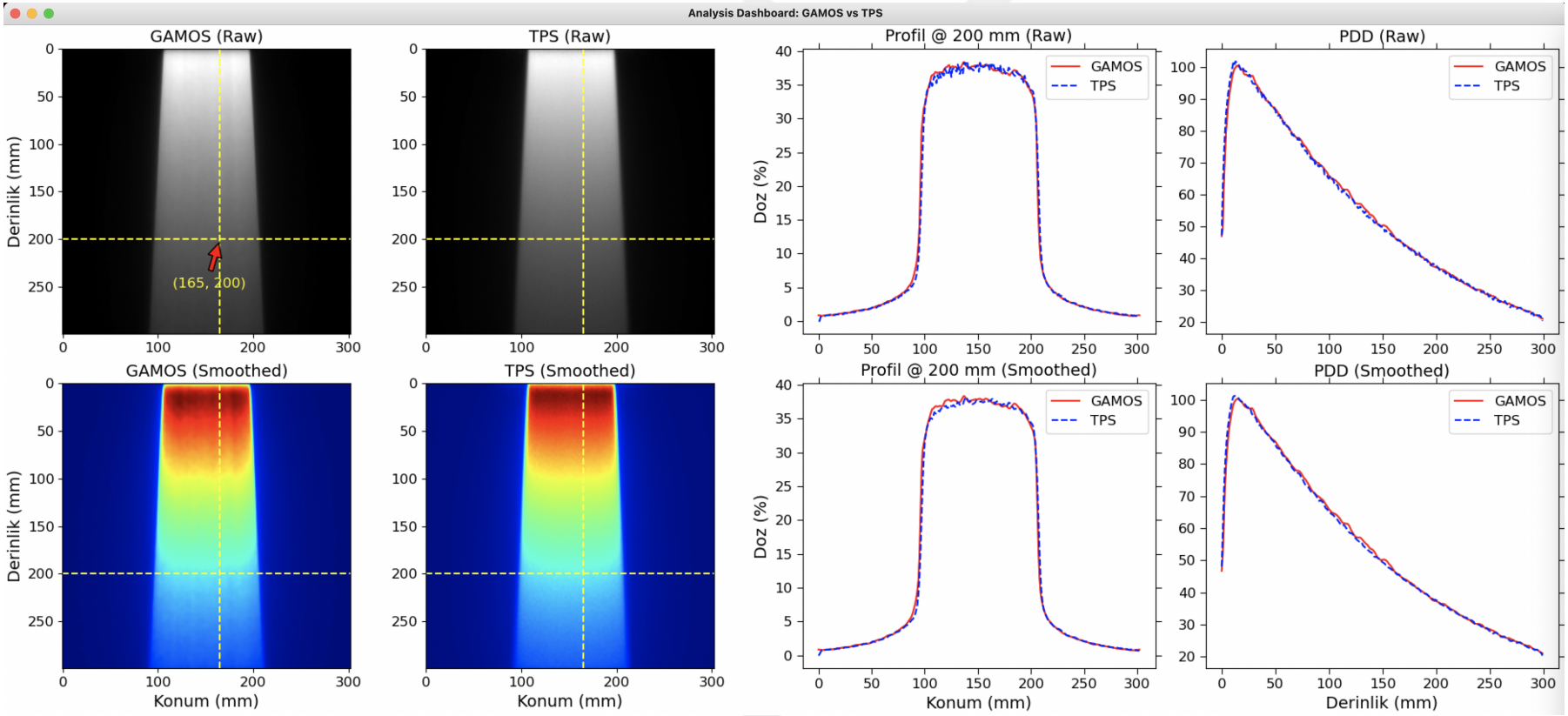
Şekil 35: Standart 7x7 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{200} mm) ve düşey eksende (alan merkezinden +15 mm offset, konum: 165 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması.



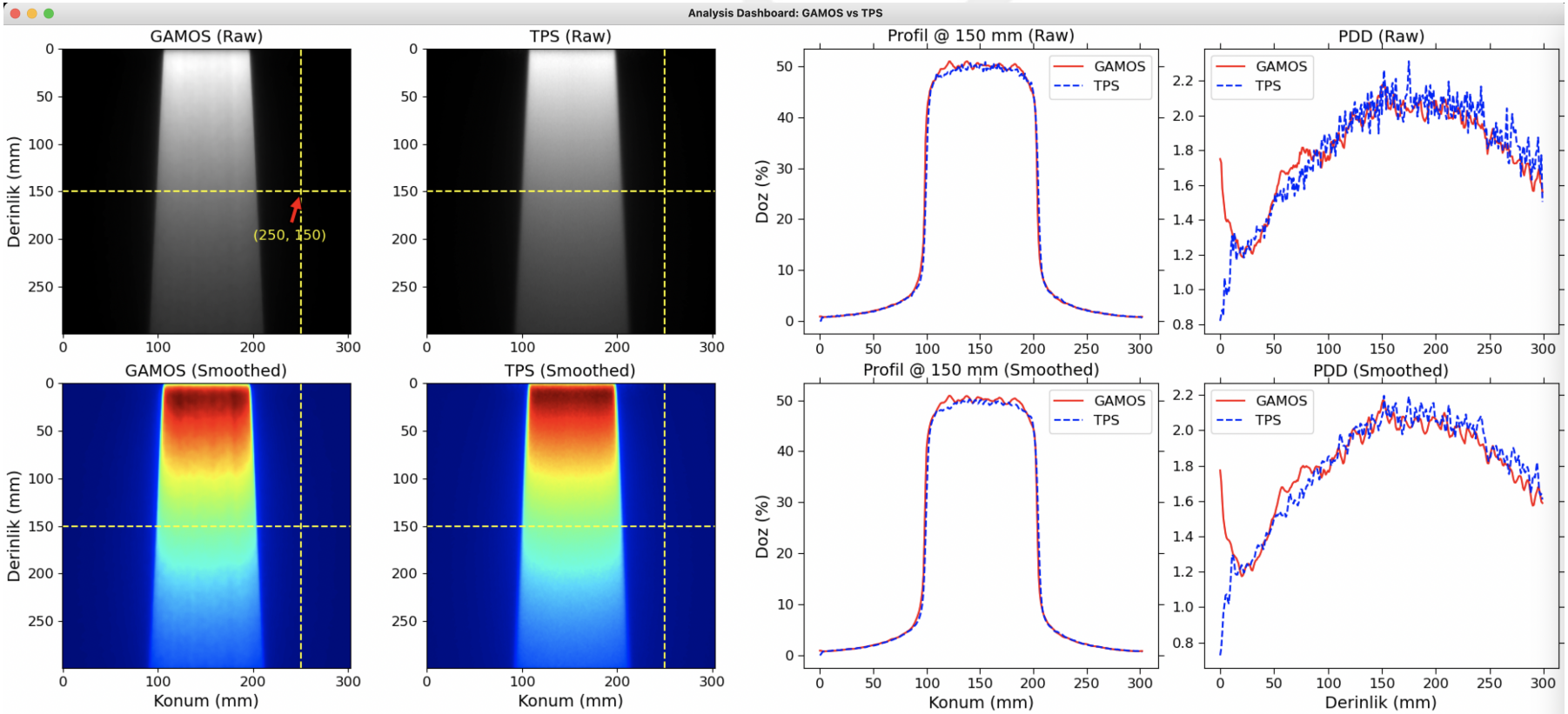
Şekil 36: Standart 10x10 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{15} mm) ve düşey eksende (alan merkezi, konum: 150 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması.



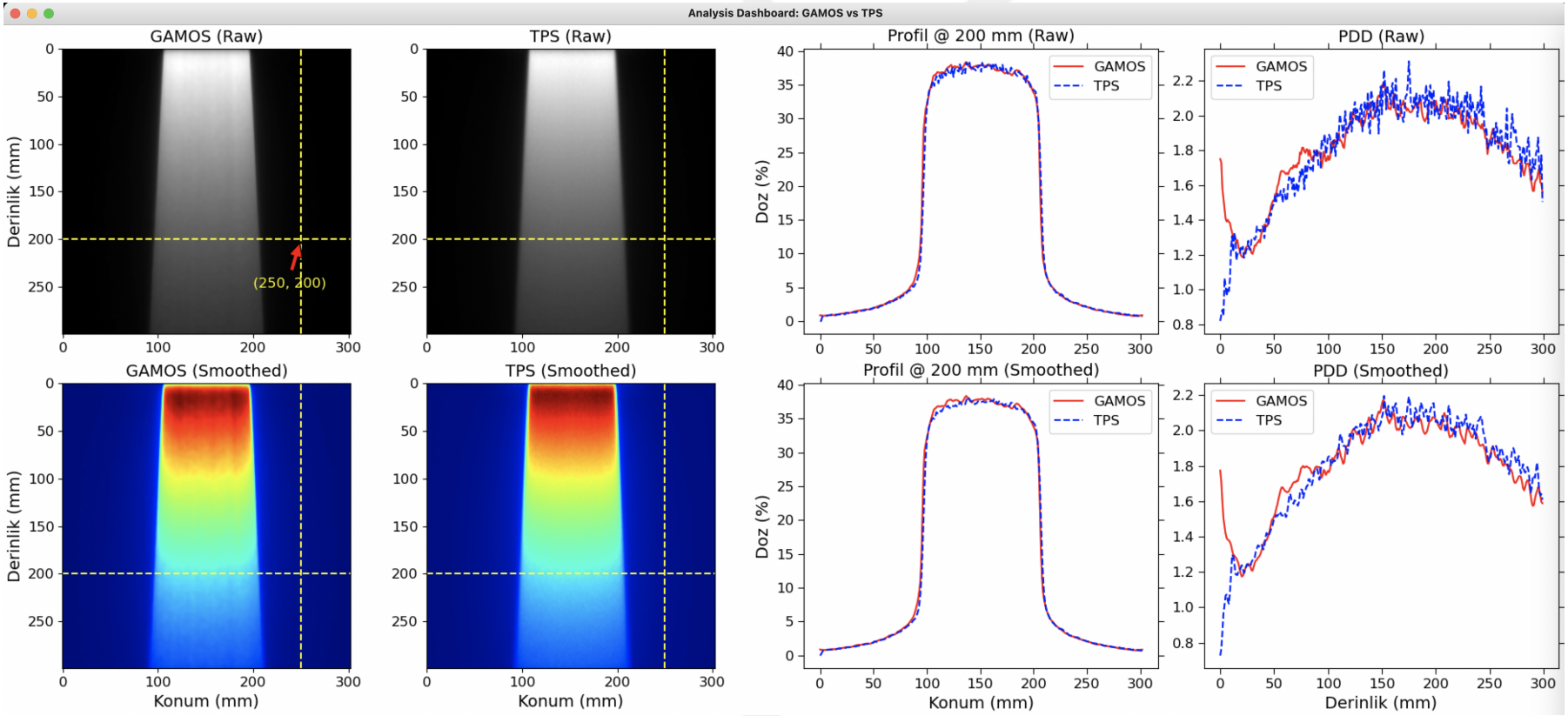
Şekil 37: Standart 10x10 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{100} mm) ve düşey eksende (alan merkezinden -15 mm offset, konum: 135 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması.



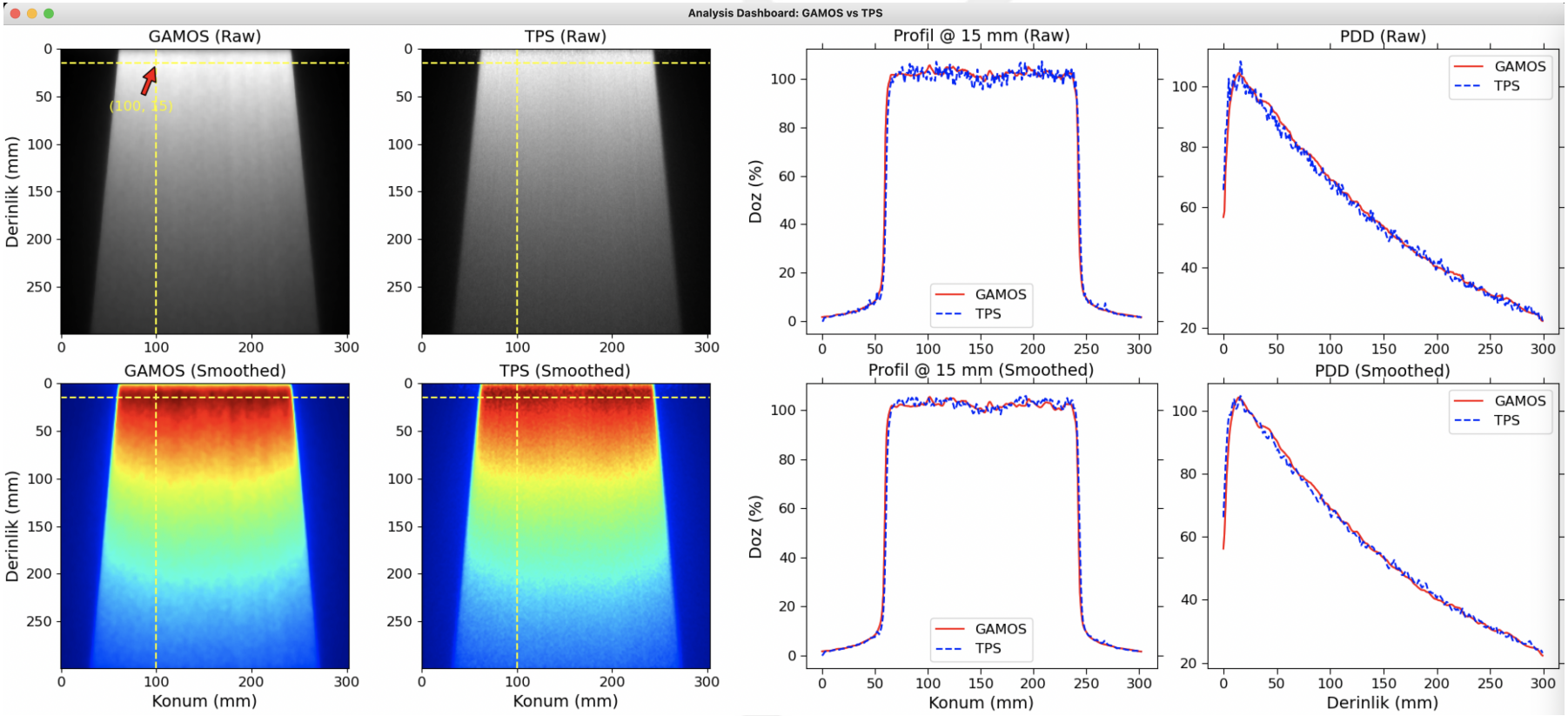
Şekil 38: Standart 10x10 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{200} mm) ve düşey eksende (alan merkezinden +15 mm offset, konum: 165 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması.



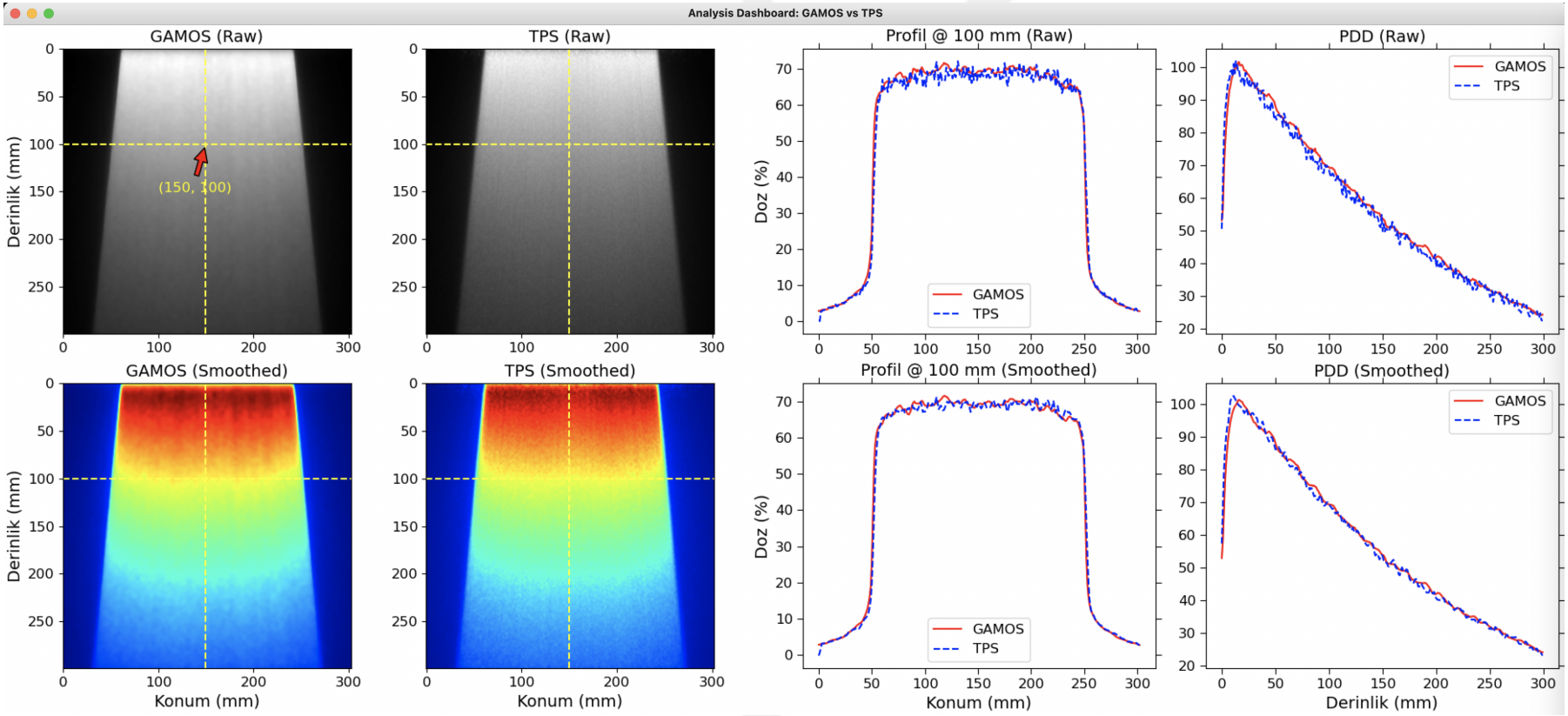
Şekil 39: Standart 10x10 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{150} mm) ve düşey eksende (alan merkezinden +100 mm offset, konum: 250 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması.



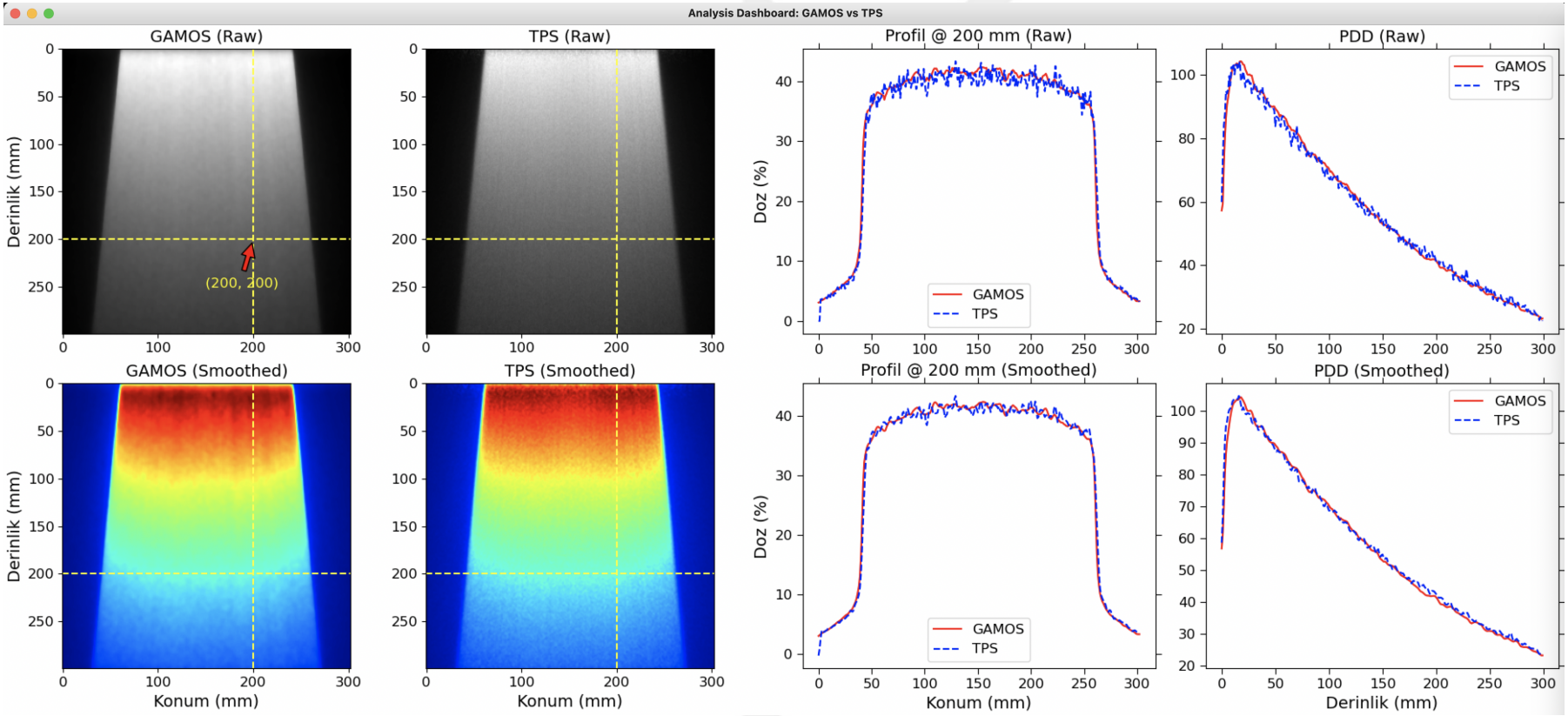
Şekil 40: Standart 10x10 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{200} mm) ve düşey eksende (alan merkezinden +100 mm offset, konum: 250 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması.



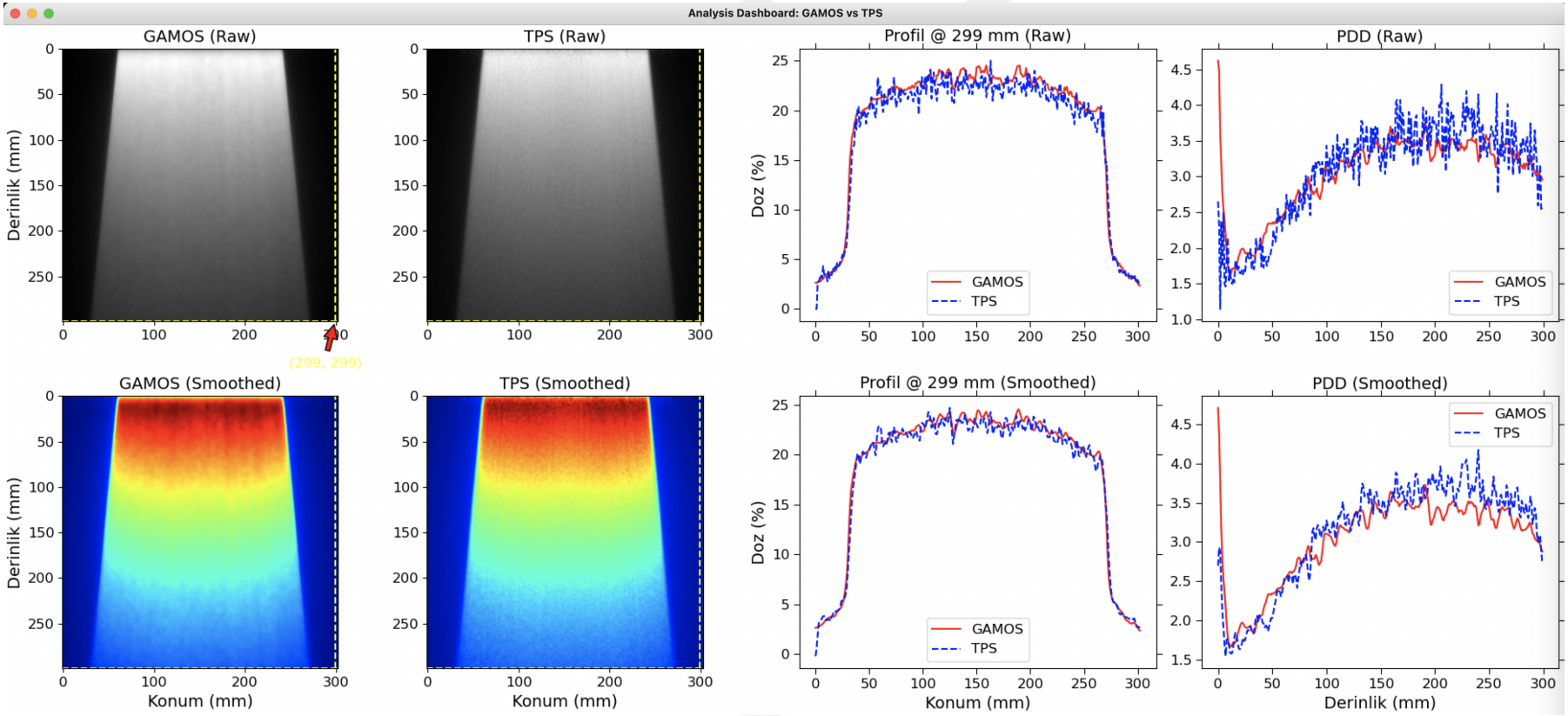
Şekil 41: Standart 20x20 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{15} mm) ve düşey eksende (alan merkezinden -50 mm offset, konum: 100 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması.



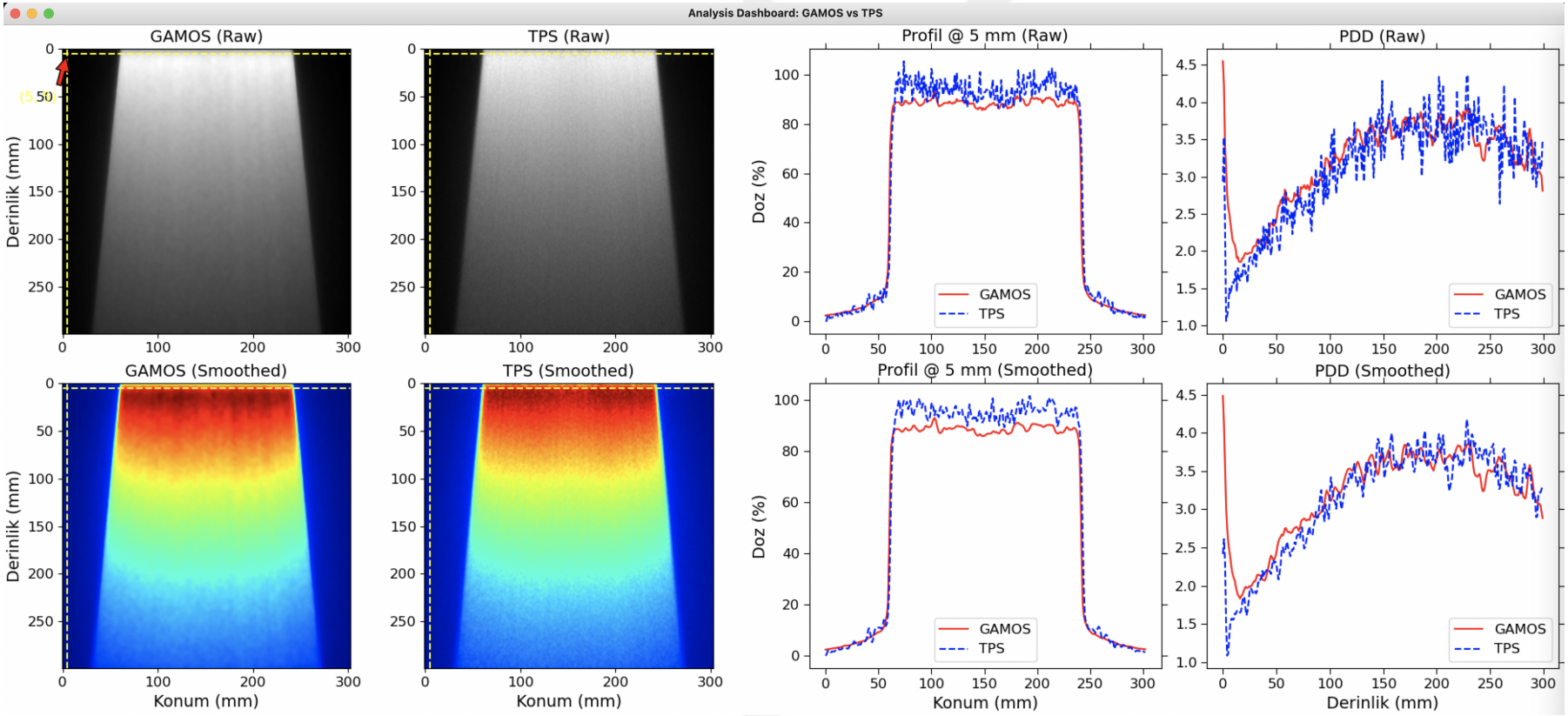
Şekil 42: Standart 20x20 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{100} mm) ve düşey eksende (alan merkezi, konum: 150 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması.



Şekil 43: Standart 20x20 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{200} mm) ve düşey eksende (alan merkezinden +50 mm offset, konum: 200 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması.



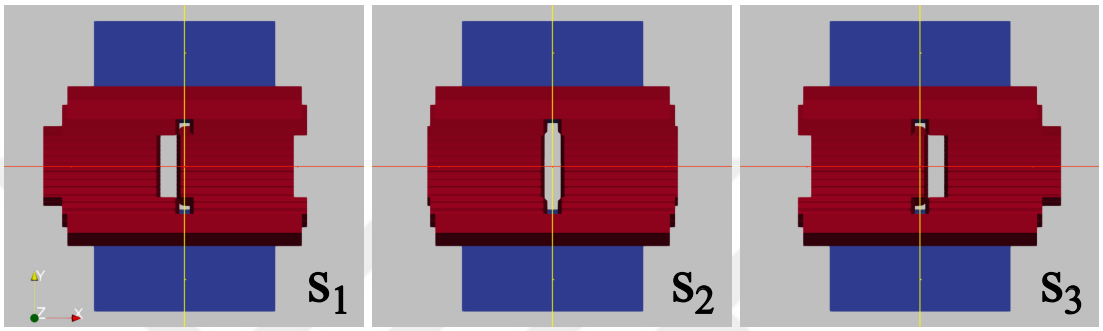
Şekil 44: Standart 20x20 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_{299} mm) ve düşey eksende (alan merkezinden +149 mm offset, konum: 299 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması.



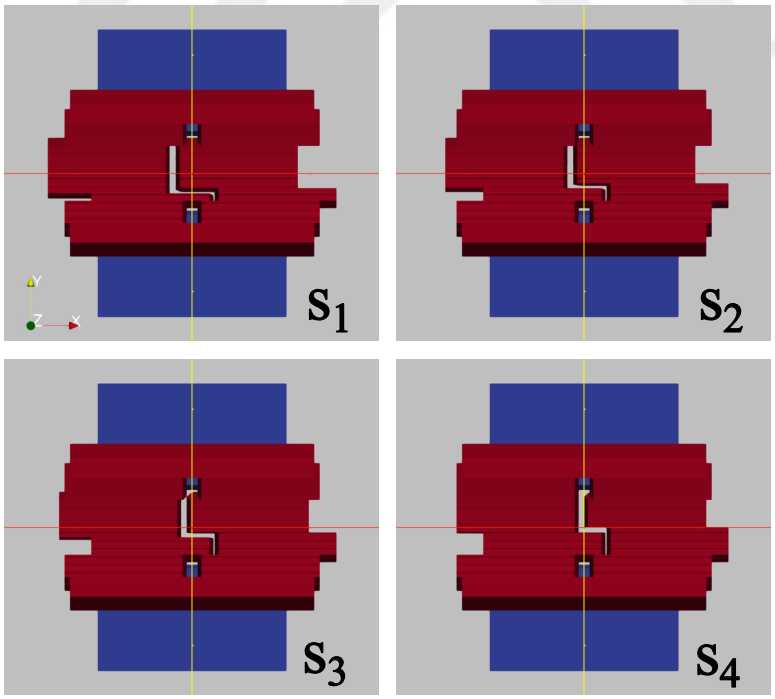
Şekil 45: Standart 20x20 Alan Boyutunda yatay eksende profil (d_5 mm) ve düşey eksende (alan merkezinden -149 mm offset, konum: 1 mm) doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması.

4.6. Agility^{TM} MLC'nin Offset ve Geçirgenlik Testleri

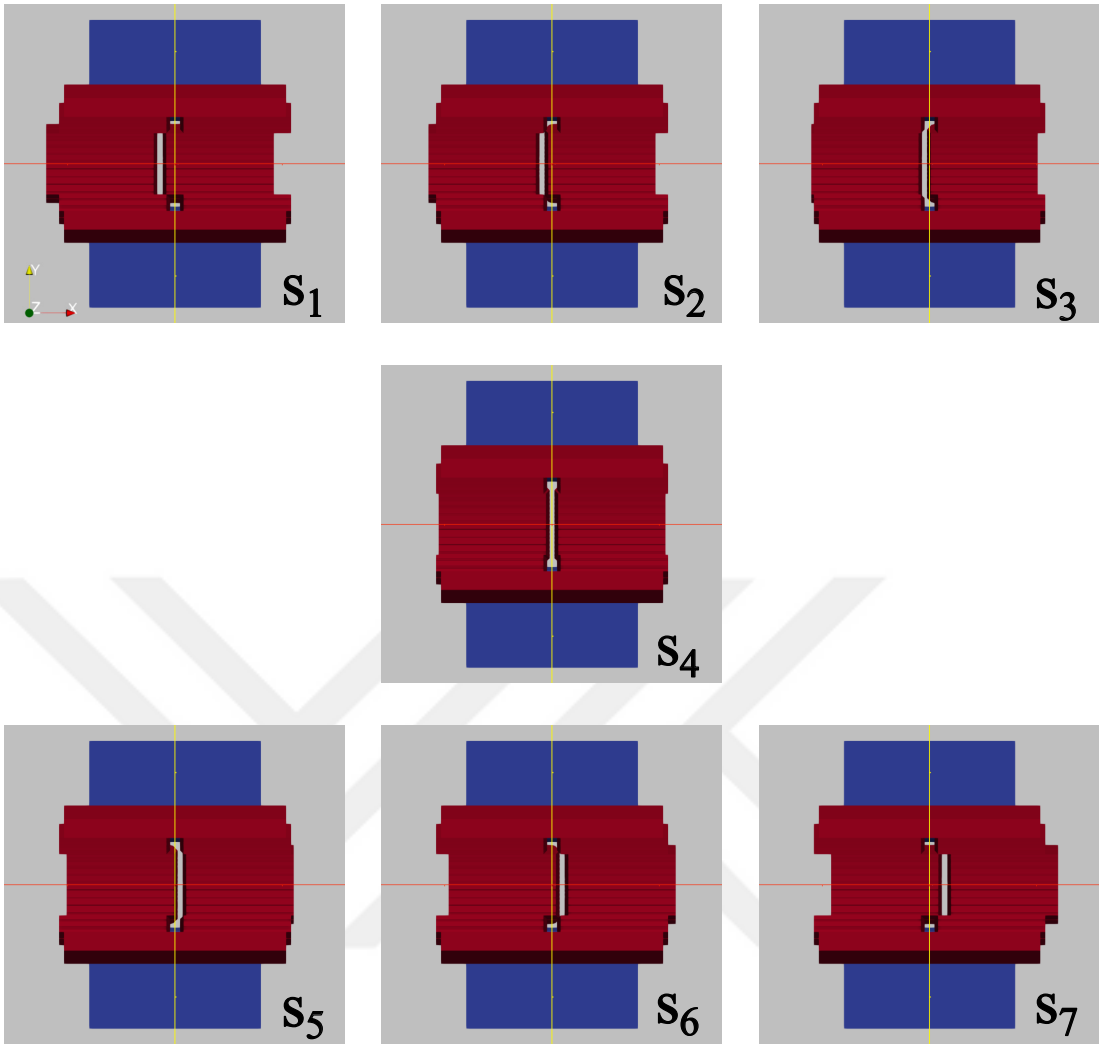
GAMOS Monte Carlo (MC) ile modellenen Agility^{TM} sisteminin offset ve geçirgenlik testlerini değerlendirmek amacıyla, 3ABUT, FOURL ve 7SEQA olarak adlandırılan TPS planlarının simülasyon modelleri hazırlanmıştır. Bu modellere ait ışını gözünden görünüm (beam eye view) sonuçları, sırasıyla Şekil.46, Şekil.47 ve Şekil.48'de sunulmuştur.



Şekil 46: 3ABUT GAMOS MLC modeli segment (s_i, i = segment numarası) görselleri.



Şekil 47: FOURL GAMOS MLC modeli segment (s_i, i = segment numarası) görselleri.



Şekil 48: 7SEQA GAMOS MLC modeli segment (s_i, i = segment numarası) görselleri.

Bu planlara ait doz profilleri ve iki boyutlu doz dağılım karşılaştırmaları Şekil.49, Şekil.52 ve Şekil.50'de gösterilmiş olup, PTW Verisoft yazılımı kullanılarak $\gamma_{3,3}$ kriteri altında yapılan gama analizi sonuçları Tablo.6'de verilmiştir.

3ABUT planına ait GAMOS ve TPS sistemleri tarafından hesaplanan doz dağılımları incelendiğinde, yatay ve düşey eksenlerde genel bir uyum gözlenmiştir. Özellikle smoothed profillerde, iki sistem arasındaki farkların belirgin şekilde azaldığı tespit edilmiştir. Bununla birlikte, MLC'lerin kapalı konumdayken uç noktalarından kaynaklanan sızıntı miktarı, GAMOS hesaplamalarında, Şekil 49'te yatay eksende çizilen profilde, MLC uç bölgelerine karşılık gelen pik büyüklüklerinin daha yüksek olmasına neden olmuştur. Bu durumun, MLC uçlarının geometrik modelleme hassasiyeti ile ilişkili olduğu düşünülmektedir. Ayrıca, gama analiz sonuçlarının %94.0 seviyesinde olması-

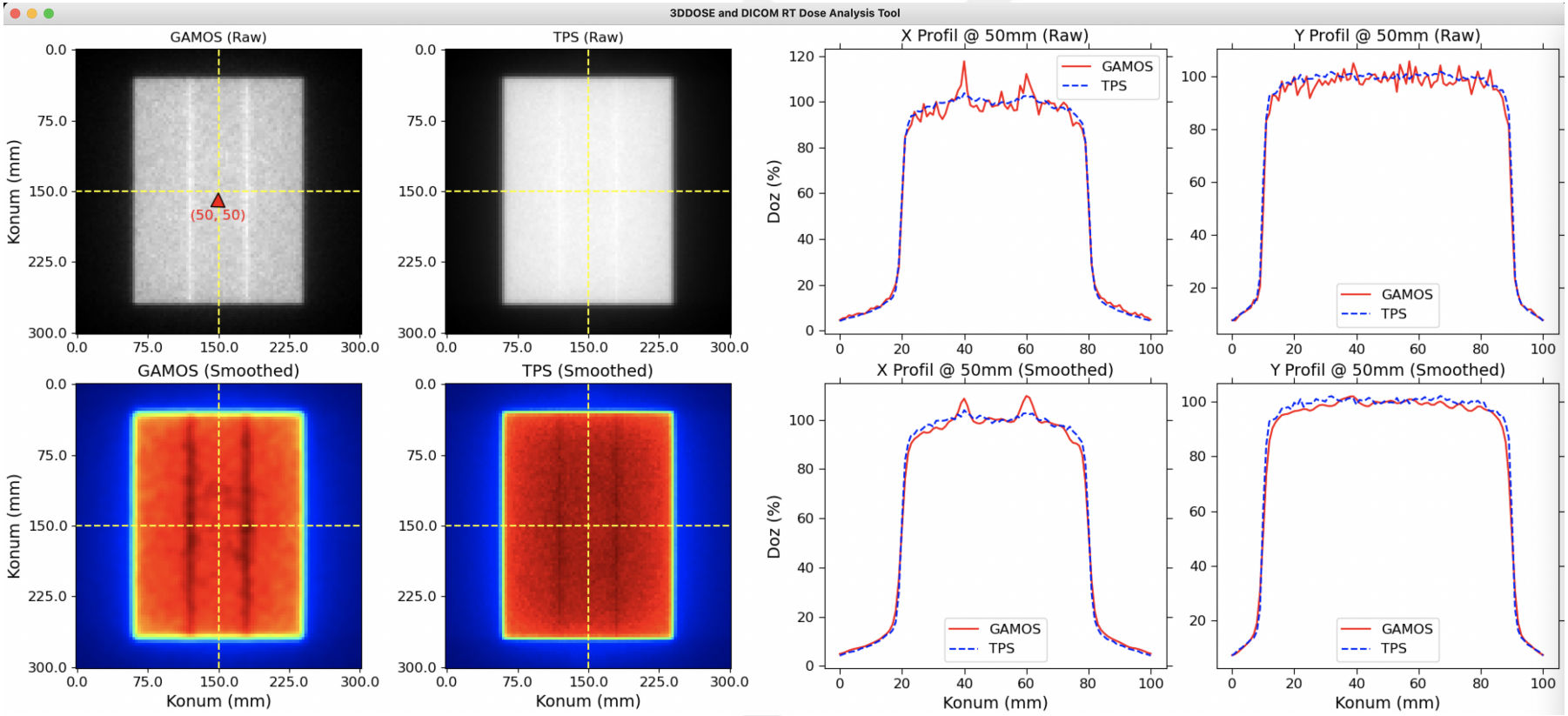
na, MLC uç bölgelerindeki bu sızıntı farkının önemli bir etki yaptığı değerlendirilmiştir. İki boyutlu doz dağılımlarında ise smoothed verilerde, özellikle kenar bölgelerde doz geçişlerinin daha belirgin hale geldiği gözlenmiştir.

FOURL planında, ”L” şeklindeki yapı nedeniyle MLC offset ve bitişik MLC yapraklarının oluşturduğu sızıntı miktarının doğruluğu kritik bir öneme sahiptir. Şekil.52’de gösterilen doz profilleri incelendiğinde, smoothed profillerde GAMOS ve TPS arasında yüksek düzeyde uyum sağlandığı gözlenmiştir. Buna karşın, raw profillerde GAMOS verilerinde küçük dalgalanmalar ve sapmalar dikkat çekmektedir. İki boyutlu doz dağılımlarında, smoothed verilerinde TPS ve GAMOS arasında oldukça yüksek bir uyum elde edilmiştir. Gama analizi sonucunun %94.5 olması, FOURL planının diğer planlara kıyasla en yüksek uyuma sahip olduğunu göstermektedir.

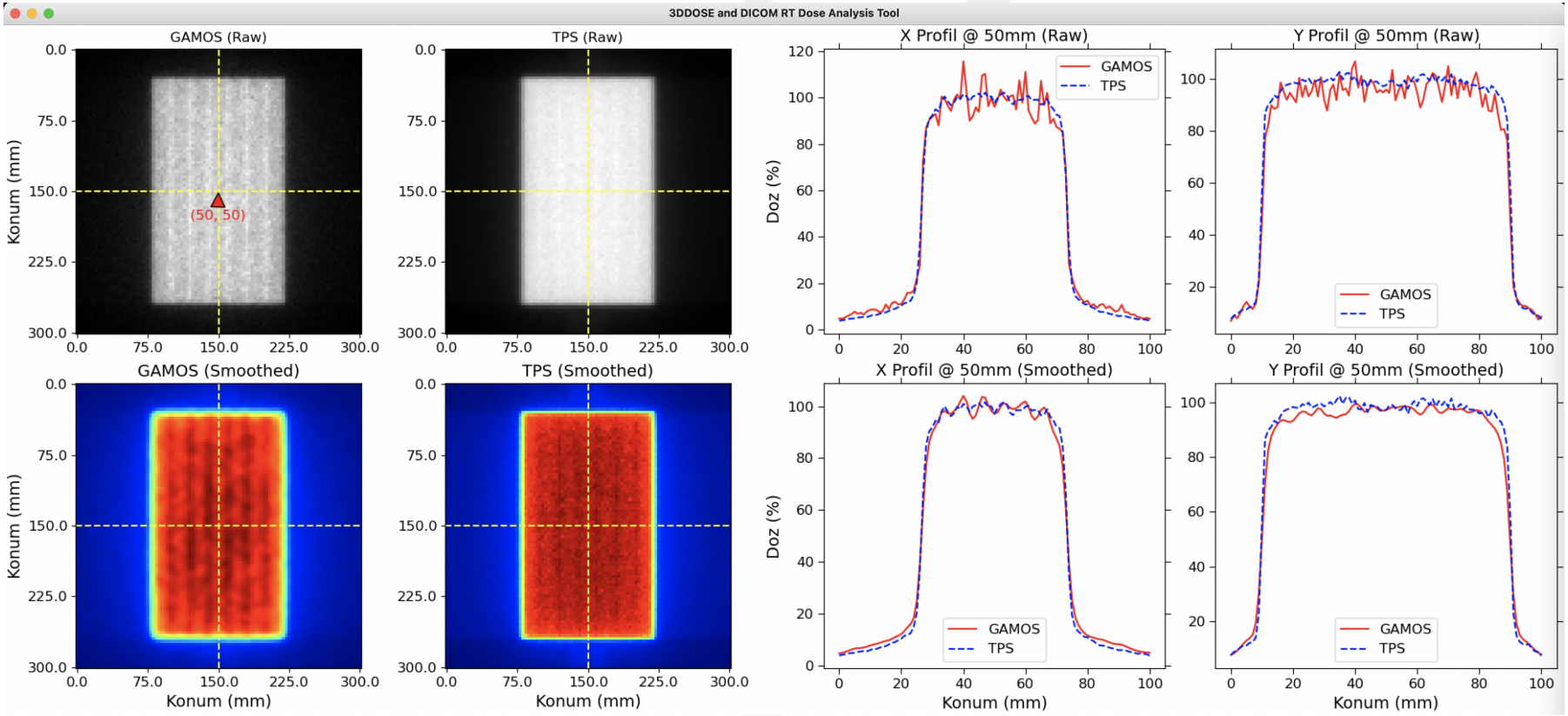
7SEQA planı için yapılan analizlerde, raw profillerde GAMOS’un doz dağılımlarında istatistiksel dalgalanmalar gözlenmiştir. Bu dalgalanmaların özellikle kenar bölgelerde daha baskın olduğu tespit edilmiştir. Smoothed profillerde genel uyumun artmasına rağmen, kenar bölgelerde GAMOS’un TPS’e kıyasla hafif sapmalar gösterdiği saptanmıştır. İki boyutlu doz dağılım haritalarında, raw verilerdeki düzensizliklerin GAMOS hesaplamalarında parçacık sayısının yetersizliği ile ilişkili olduğu düşünülmektedir. Smoothed verilerde ise bu düzensizliklerin giderildiği ve iki sistem arasındaki uyumun arttığı gözlenmiştir. Gama analizi sonucunun %92.3 olarak elde edilmesi, 7SEQA planının diğer planlara kıyasla daha düşük bir uyuma sahip olduğunu göstermektedir.

Tablo 6: Agility^{TM} MLC’e Yönelik Uygulanan Post Model Planların İki Boyutlu GAMOS ve TPS Doz Dağılım Hesaplarına Uygulanan Gama Analizi Sonuçları.

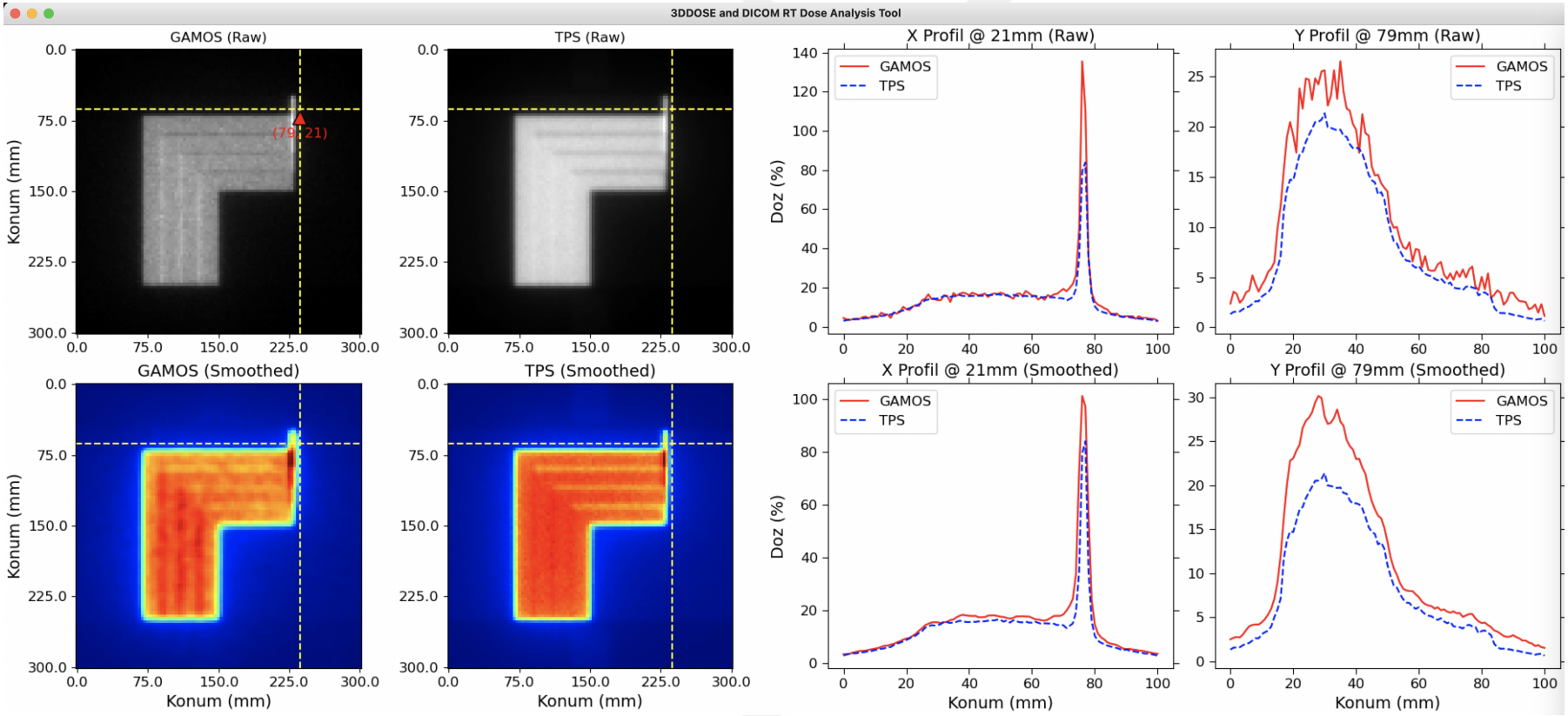
Post Model Plan Adı	**Referans Kriteri** $\gamma_{3,3}$
3ABUT	94.0
FOURL	94.5
7SEQA	92.3



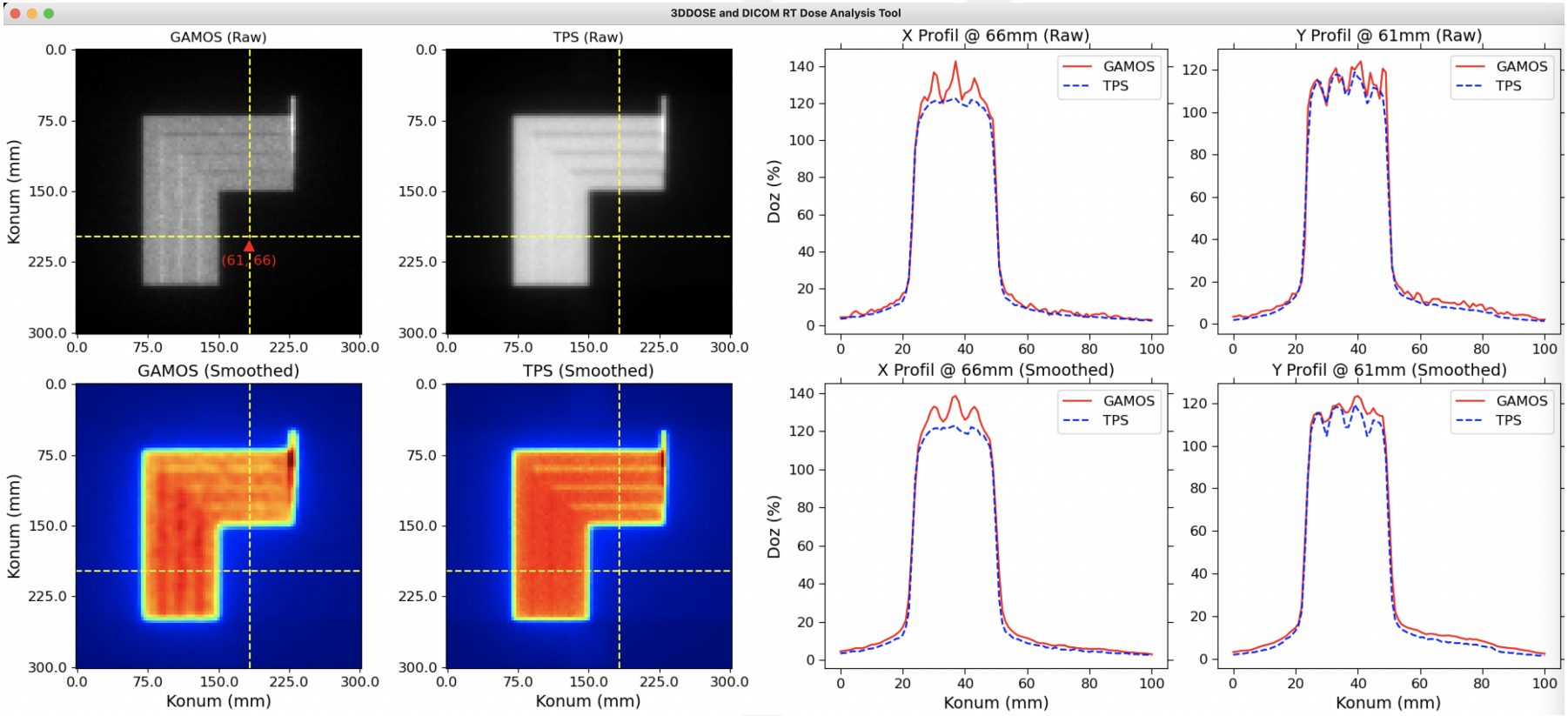
Şekil 49: Post Model ABUT planının d_{10} cm'de yatay eksen (konum: 150 mm) ve düşey eksen (alan merkezi, konum: 150 mm) yönünde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması



Şekil 50: Post Model 7SEQ planının d_{10} cm'de yatay eksen (konum: 150 mm) ve düşey eksen (alan merkezi, konum: 150 mm) yönünde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması



Şekil 51: Post ModelFOURL planının d_{10} cm'de yatay eksen (konum: 237 mm) ve düşey eksen (konum: 63 mm) yönünde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması



Şekil 52: Post Model FOURL planının d_{10} cm'de yatay eksen (konum: 183 mm) ve düşey eksen (konum: 198 mm) yönünde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması

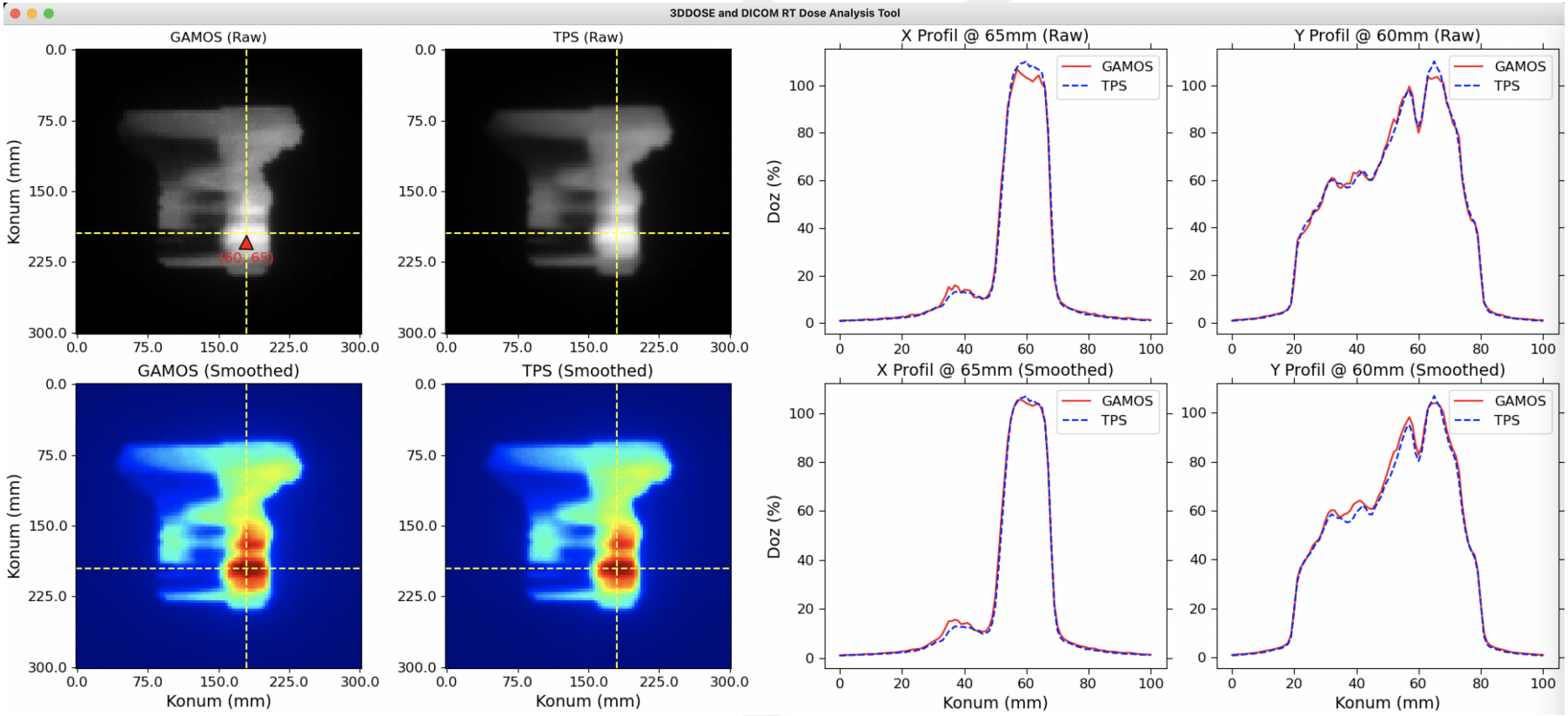
4.7. Post Model Planların Karşılaştırması

GAMOS MC yöntemi ile modellenen Agility^{TM} sisteminin, aynı segmentlere sahip ancak farklı tekniklerle (statik IMRT ve dinamik IMRT) TPS'de hesaplanan planlarının simülasyonu gerçekleştirilmiştir. Bu aşamada, oluşturulan MLC modelinin çoklu segmentlerdeki doz dağılımını hesaplamak amacıyla HDMLC ve HIMRT olarak adlandırılan post model planlara ait doz dağılımlarının karşılaştırmaları, Şekil.53-55 ve Şekil.56-58'te sunulmuştur.

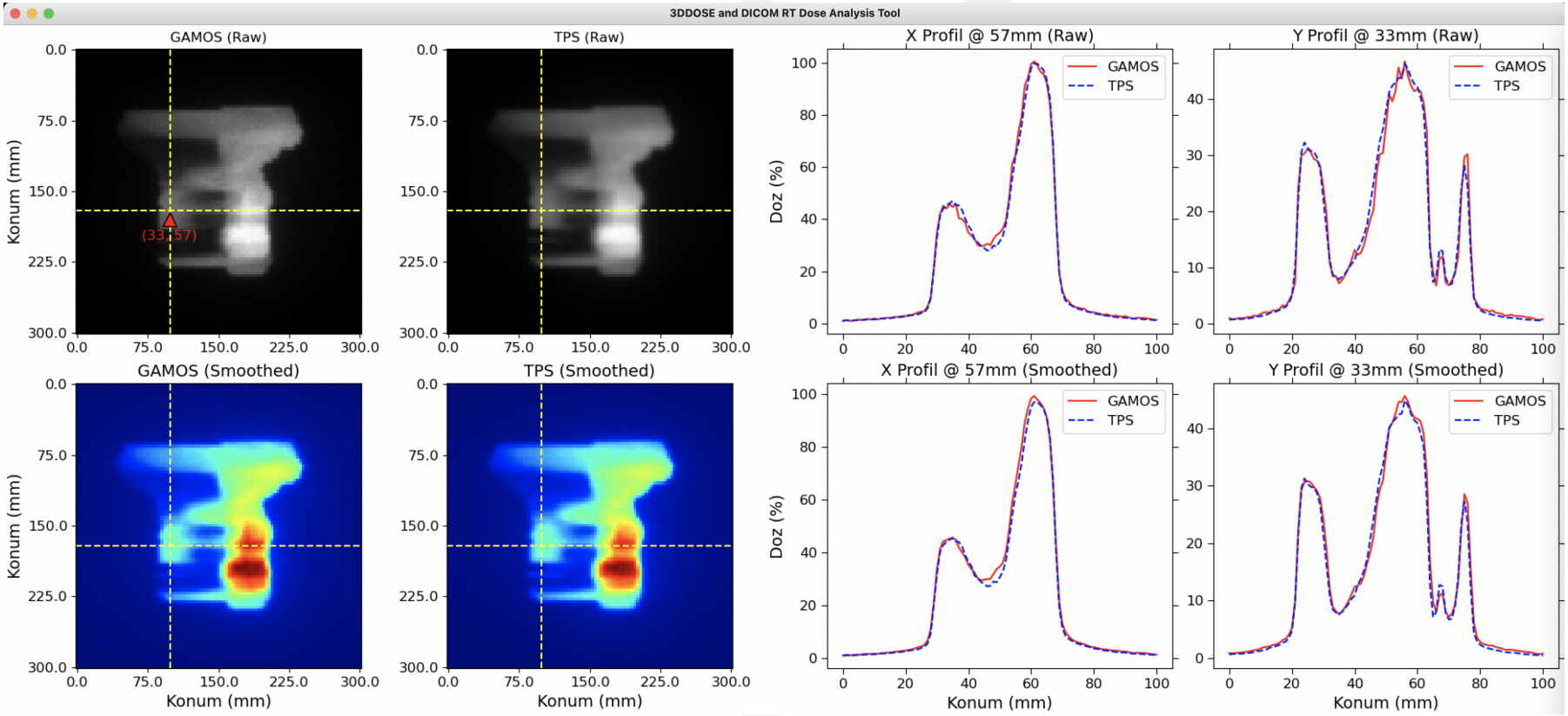
HDMLC ve HIMRT planlarına ait sonuçlar gama analiz değerleri ve doz dağılımları açısından karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir. GAMOS MC simülasyonları ile TPS hesaplamaları arasında gama analizi sonuçları HDMLC planı için $\gamma_{3,3}$ kriterinde %99.3 ve $\gamma_{2,2}$ kriterinde %97.5, HIMRT planı için ise $\gamma_{3,3}$ kriterinde %99.2 ve $\gamma_{2,2}$ kriterinde %97.4 olarak elde edilmiştir (Tablo.7). Bu değerler, her iki planın da MC verileri ile yüksek düzeyde uyum gösterdiğini ve GAMOS ile TPS arasındaki doz dağılım hesaplamalarının tutarlı olduğunu ortaya koymuştur.

Tablo 7: GAMOS ve TPS ile Hesaplanan Post Model Planların Doz Dağılım Hesaplarına Uygulanan Gama Analiz Sonuçları.

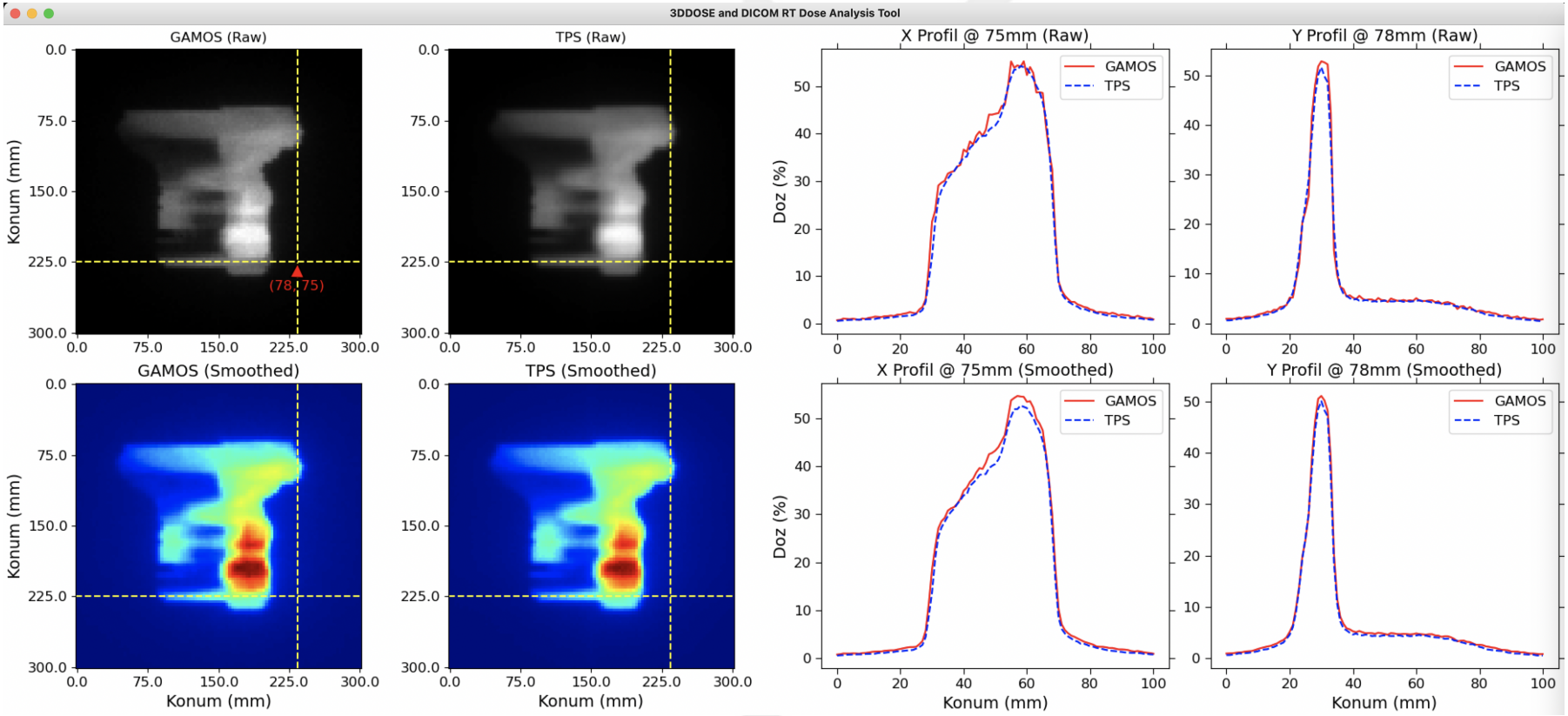
Post Model Plan Adı	**Referans Kriteri**	
	$\gamma_{2,2}$	$\gamma_{3,3}$
HDMLC	97.5	99.3
HIMRT	97.4	99.2



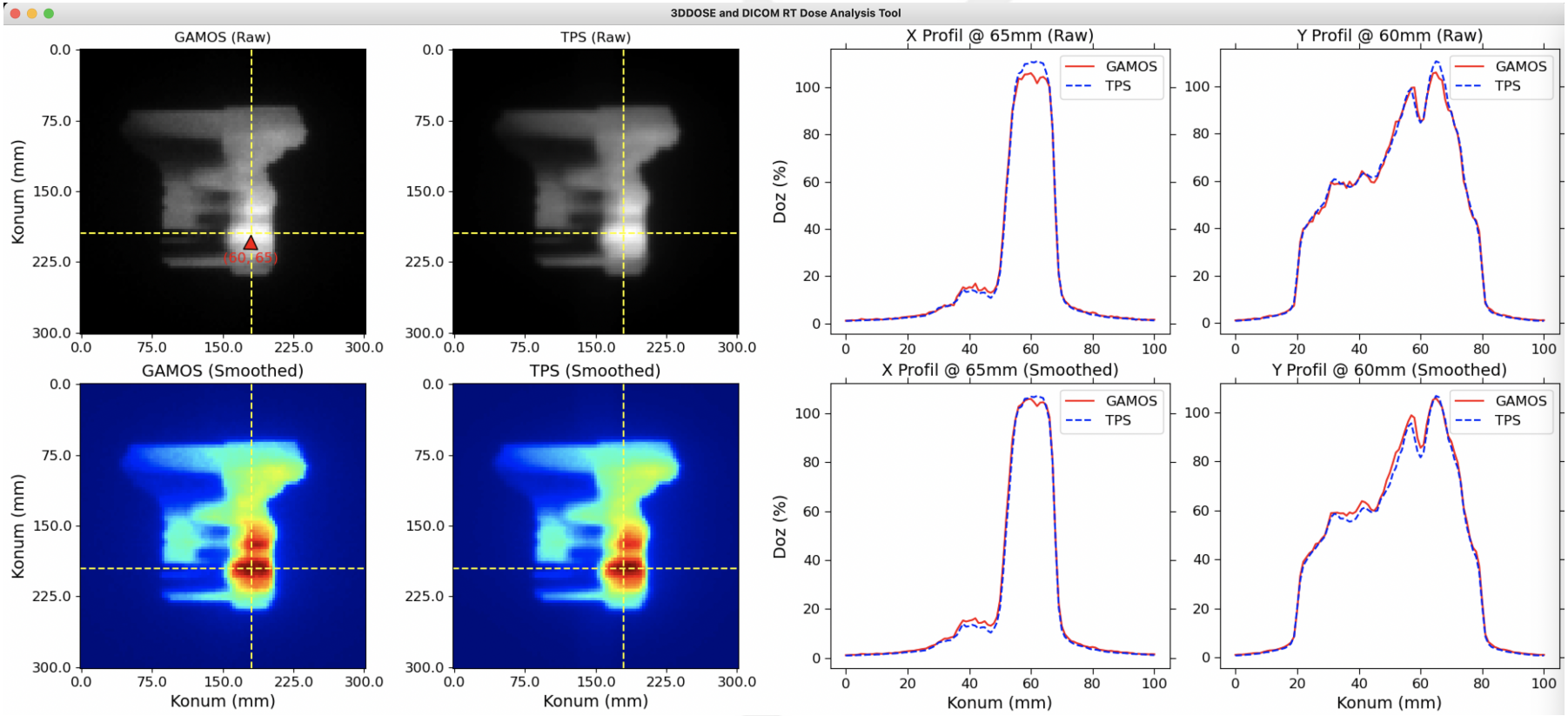
Şekil 53: Post Model HDMLC planının d_{10} cm'de düzlemsel raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x-180 mm, y-195 mm)



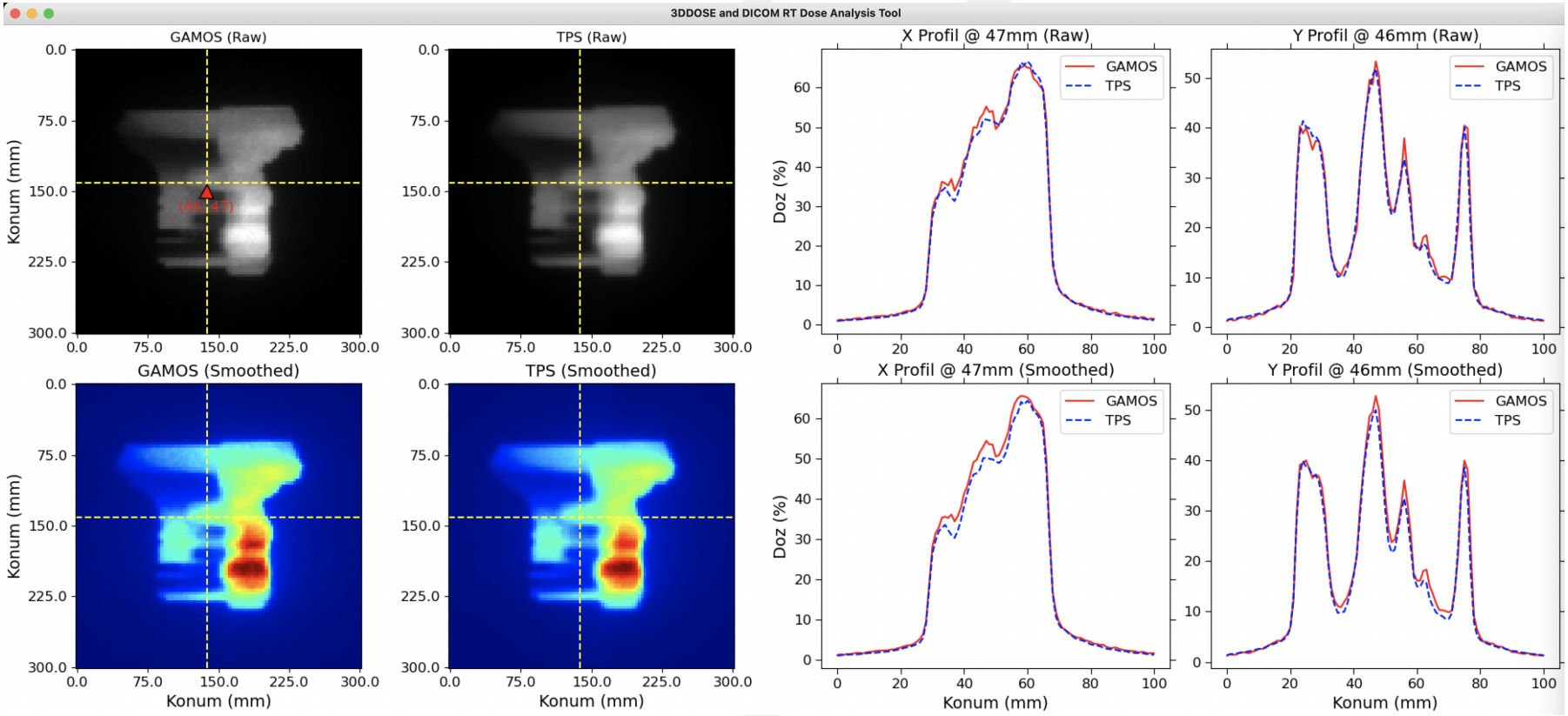
Şekil 54: Post Model HDMLC planının d_{10} cm'de düzlemsel raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x-99 mm, y-171 mm)



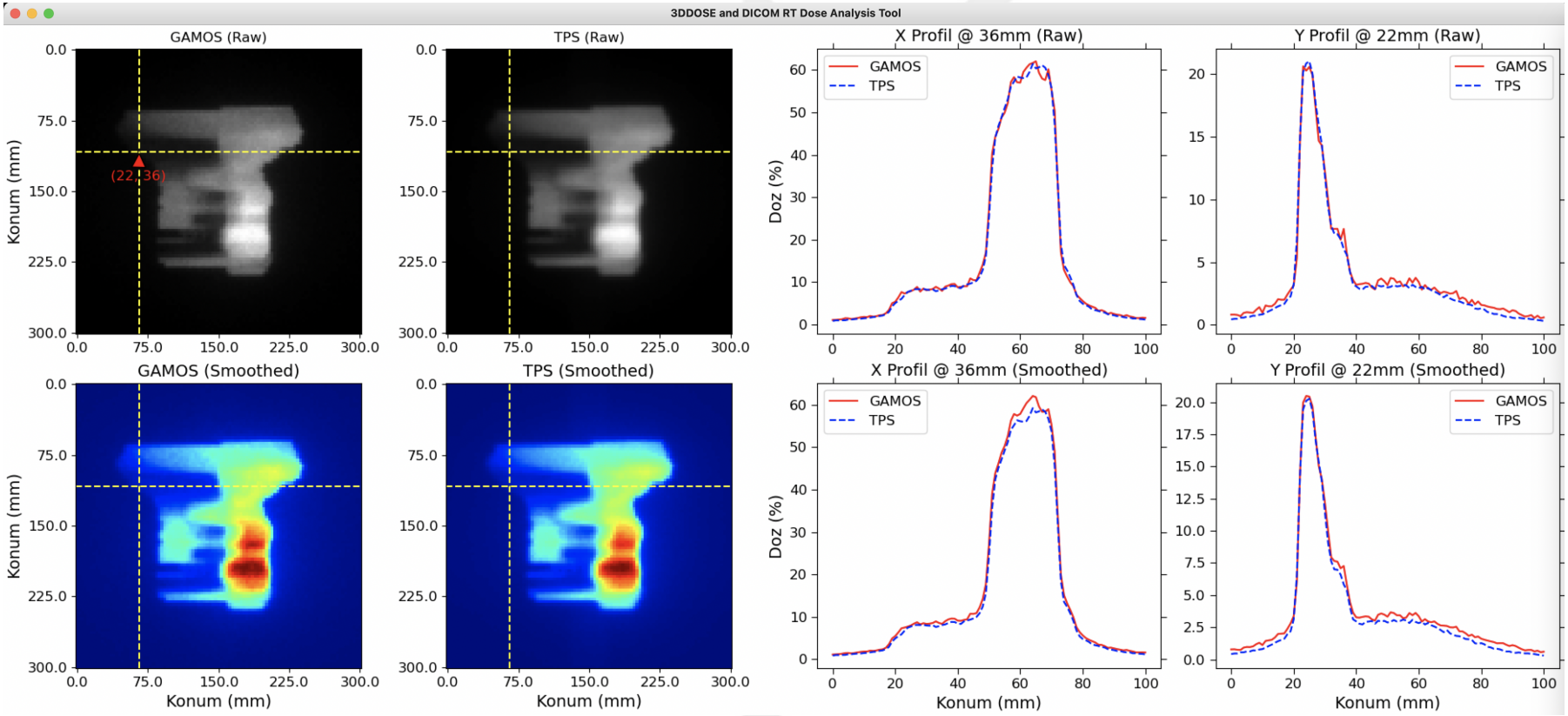
Şekil 55: Post Model HDMLC planının d_{10} cm'de düzlemsel raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x-234 mm, y-225 mm)



Şekil 56: Post Model HIMRT planının d_{10} cm'de düzlemsel raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x-180 mm, y-195 mm)



Şekil 57: Post Model HIMRT planının d_{10} cm'de düzlemsel raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x-138 mm, y-141 mm)



Şekil 58: Post Model HIMRT planının d_{10} cm'de düzlemsel raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x-66 mm, y-108 mm)

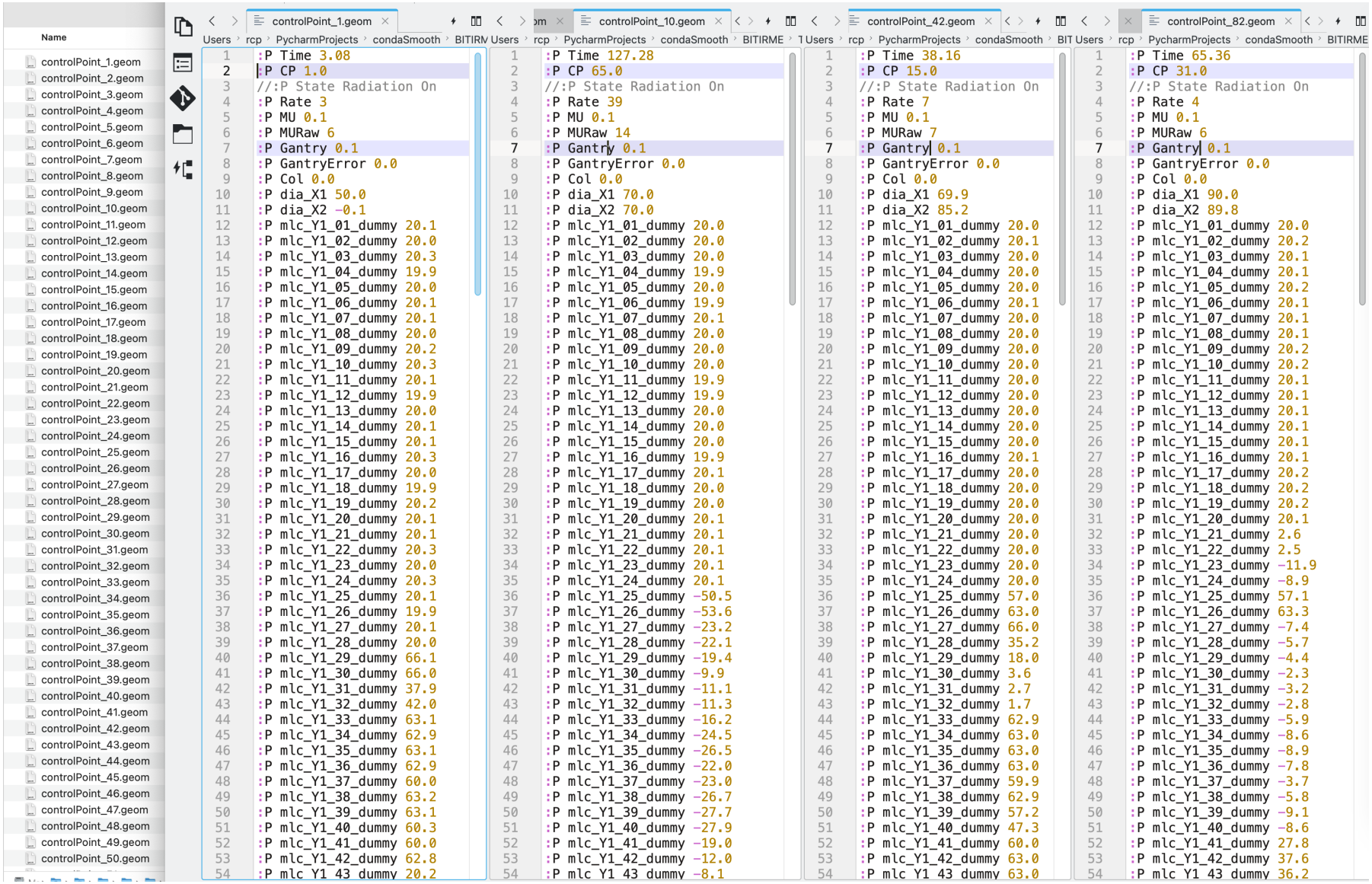
4.8. Python ile Tedavi Kayıt Dosyasının İşlenmesi ve GAMOS MLC Segmentlerinin Oluşturulması

Çalışma kapsamında, linak cihazında ışınlanan ve binary formatta elde edilen tedavi kayıt dosyaları, Python programlama dilinde yazılan bir kod kullanılarak CSV formatına dönüştürülmüştür. GAMOS MC segment formatına dönüştürülmeden önceki örnek CSV veri seti, Şekil 59'de gösterilmiştir.

Şekil 59'de sunulan dönüştürülmüş tedavi kayıt dosyasında, GAMOS MC modelinde hesaplama yapılabilmesi amacıyla ışınlanan planlara ait MLC, gantry, kolimatör ve diyafram gibi linak komponentlerinin pozisyon bilgileri yer almaktadır. Bu bilgiler, Python kullanılarak yazılan bir kod yardımıyla otomatik modda işlenmiş ve hesaplama öncesinde tüm segmentler oluşturulmuştur. Tedavi kayıt dosyasından üretilen segmentlere ait bir örnek, Şekil 60'de sunulmaktadır.

	A	F	H	I	J	K	L	T	V	X	Z	AJ	AK	DK	DL	DM	GK	GL	GM
1		Control point/Actual Value (None)	Linac State/Actual Value (None)	Actual Dose Rate/Actual Value (Mu/min)	Step Dose/Actual Value (Mu)	Dose/Raw value (1/64th Mu)	PRF Pauses/Actual Value (None)	Table Longitudinal/Scaled Actual (deg)	Table Lateral/Scaled Actual (deg)	Table Height/Scaled Actual (deg)	X1 Diaphragm Scaled Actual (mm)	Y2 Leaf 1/Scaled Actual (mm)	Y2 Leaf 2... 79	Y2 Leaf 80/Scaled Actual (mm)	Y1 Leaf 1/Scaled Actual (mm)	Y1 Leaf 2... 79	Y1 Leaf 78/Scaled Actual (mm)	Y1 Leaf 79/Scaled Actual (mm)	Y1 Leaf 80/Scaled Actual (mm)
2	0	1	Intersegment	0	0	0	0	362.9	5.3	10.4	50	20.1	20.1	20.1	19.9	20	20.1	19.7	19.8
3	0.04	1	Intersegment	0	0	0	0	362.9	5.3	10.4	50	20.1	20.1	20.1	19.9	20	20.1	19.7	19.8
24	....	1	Intersegment	0	0	0	0	362.9	5.3	10.4	50	20.1	20.1	20.1	19.9	20	20	19.8	19.9
25	0.92	1	Intersegment	0	0	0	0	362.9	5.3	10.4	50	20.1	20.1	20.1	20	20	20	19.8	19.8
26	0.96	1	Radiation On	0	0	0	0	362.9	5.3	10.4	49.9	20.1	20.1	20.1	20	20	20	19.7	19.9
27	1	1	Radiation On	0	0	0	0	362.9	5.3	10.4	50	20.1	20.1	20.1	19.9	20	20	19.8	19.8
28	1.04	1	Radiation On	0	0	0	0	362.9	5.3	10.4	50	20.1	20.1	20.1	19.9	20	20.1	19.7	19.8
29	1.08	1	Radiation On	0	0	0	0	362.9	5.3	10.4	50	20.1	20.1	20.1	19.9	20	20.1	19.7	19.8
30	1.12	1	Radiation On	0	0	0	0	362.9	5.3	10.4	50	20.1	20.1	20.1	19.9	20	20.1	19.8	19.8
31	1.16	1	Radiation On	0	0	0	0	362.9	5.3	10.4	49.9	20.1	20.1	20.1	19.9	20	20.1	19.7	19.8
32	1.2	1	Radiation On	0	0	0	0	362.9	5.3	10.4	50	20.1	20.1	20.1	19.9	20	20.1	19.8	19.8
119	....	1	Radiation On	596	13.7	878	0	362.9	5.3	10.4	50	20.1	20.1	20.1	19.9	20	20	19.8	19.8
120	4.72	1	Radiation On	596	14	896	0	362.9	5.3	10.4	50	20.1	20.1	20.1	19.9	20	20.1	19.8	19.8
121	4.76	1	Radiation On	596	14	896	0	362.9	5.3	10.4	50	20.1	20.1	20.1	19.9	20	20	19.7	19.9
122	4.8	1	Radiation On	203	14	896	0	362.9	5.3	10.4	50	20.1	20.1	20.1	20	20	20	19.7	19.9
123	4.84	1	Radiation On	203	14	896	0	362.9	5.3	10.4	50	20.1	20.1	20.1	19.9	20	20.1	19.8	19.8
124	4.88	1	Radiation On	203	14	896	0	362.9	5.3	10.4	50	20.1	20.1	20.1	20	20	20.1	19.7	19.8
125	4.92	1	Radiation On	0	14	896	0	362.9	5.3	10.4	50	20.1	20.1	20.1	19.9	20	20	19.7	19.8
126	4.96	1	Radiation On	0	17	896	0	362.9	5.3	10.4	50	20.1	20.1	20.1	20	20	20.1	19.7	19.8
127	5	3	Radiation On	0	0	0	0	362.9	5.3	10.4	50	20.1	20.1	20.1	19.9	20	20.1	19.8	19.8
128	5.04	3	Intersegment	0	0	0	0	362.9	5.3	10.4	50	20.1	20.1	20.1	19.9	20	20.1	19.8	19.8
129	....	3	Intersegment	0	0	0	0	362.9	5.3	10.4	50	20.1	20.1	20.1	19.9	20	20.1	19.8	19.8
158	6.24	3	Radiation On	0	0	0	0	362.9	5.3	10.4	52.5	20.1	20.1	20.1	19.9	20	20.1	19.8	19.8
159	6.28	3	Radiation On	0	0	0	0	362.9	5.3	10.4	52.6	20.1	20.1	20.1	19.9	20	20.1	19.8	19.8
160	6.32	3	Radiation On	0	0	0	0	362.9	5.3	10.4	52.7	20.1	20.1	20.1	19.9	20	20	19.7	19.8
161	6.36	3	Radiation On	0	0	0	0	362.9	5.3	10.4	52.8	20.1	20.1	20.1	19.9	20	20.1	19.8	19.8
238	9.44	3	Radiation On	3	0.1	6	8	362.9	5.3	10.4	54.8	20.1	20.1	20.1	19.9	20	20	19.8	19.8
239	9.48	3	Radiation On	31	0.1	7	8	362.9	5.3	10.4	54.8	20.1	20.1	20.1	19.9	20	20	19.8	19.8
240	9.52	3	Radiation On	31	0.2	14	8	362.9	5.3	10.4	54.8	20.1	20.1	20.1	19.9	20	20	19.8	19.8
241	9.56	3	Radiation On	31	0.5	34	8	362.9	5.3	10.4	54.8	20.1	20.1	20.1	20	20	20	19.8	19.9
242	9.6	3	Radiation On	336	0.8	56	8	362.9	5.3	10.4	54.8	20	20.1	20.1	19.9	20	20.1	19.8	19.8
243	9.64	3	Radiation On	336	1.2	79	8	362.9	5.3	10.4	54.8	20.1	20	20.1	19.9	20	20.1	19.8	19.8
244	9.68	3	Radiation On	336	1.6	102	8	362.9	5.3	10.4	54.8	20.1	20.1	20.1	19.9	20	20	19.7	19.8
245	9.72	3	Radiation On	539	2	128	8	362.9	5.3	10.4	54.8	20.1	20.1	20.1	19.9	20	20.1	19.8	19.8
246	9.76	3	Radiation On	539	2.4	154	8	362.9	5.3	10.4	54.9	20.1	20.1	20.1	19.9	20	20.1	19.8	19.8
247	9.8	3	Radiation On	539	2.8	181	8	362.9	5.3	10.4	54.8	20.1	20.1	20.1	19.9	20	20.1	19.7	19.8
248	9.84	3	Radiation On	625	3.2	207	8	362.9	5.3	10.4	54.8	20.1	20.1	20.1	19.9	20	20.1	19.8	19.8
249	9.88	3	Radiation On	625	3.6	232	8	362.9	5.3	10.4	54.9	20.1	20.1	20.1	19.9	20	20	19.8	19.8
250	9.92	3	Radiation On	625	4	256	8	362.9	5.3	10.4	54.8	20.1	20.1	20.1	19.9	20	20	19.8	19.8
251	9.96	3	Radiation On	570	4.3	279	8	362.9	5.3	10.4	54.8	20.1	20.1	20.1	19.9	20	20	19.7	19.8
252	10	3	Radiation On	570	4.7	303	8	362.9	5.3	10.4	54.8	20.1	20.1	20.1	20	20	20	19.8	19.8
253	10.04	3	Radiation On	570	5.1	326	8	362.9	5.3	10.4	54.8	20.1	20.1	20.1	19.9	20	20	19.8	19.8
254	10.08	3	Radiation On	555	5.4	350	8	362.9	5.3	10.4	54.8	20.1	20.1	20.1	20	20	20	19.8	19.8
255	10.12	3	Radiation On	555	5.8	375	8	362.9	5.3	10.4	54.8	20.1	20.1	20.1	19.9	20	20.1	19.8	19.8
256	10.16	3	Radiation On	555	6.2	401	8	362.9	5.3	10.4	54.8	20.1	20	20.1	20	20	20	19.7	19.8
257	10.2	3	Radiation On	594	6.6	428	8	362.9	5.3	10.4	54.8	20.1	20.1	20.1	19.9	20	20	19.8	19.9
258	10.24	3	Radiation On	594	7.1	454	8	362.9	5.3	10.4	54.8	20.1	20.1	20.1	20	20	20.1	19.8	19.8
259	10.28	3	Radiation On	594	7.5	481	8	362.9	5.3	10.4	54.9	20.1	20.1	20.1	19.9	20	20	19.7	19.8
260	10.32	3	Radiation On	633	7.9	508	8	362.9	5.3	10.4	54.8	20.1	20.1	20.1	19.9	20	20	19.8	19.8
261	10.36	3	Radiation On	633	8.3	535	8	362.9	5.3	10.4	54.8	20.1	20.1	20.1	19.9	20	20	19.8	19.8
262	10.4	3	Radiation On	633	8.7	562	8	362.9	5.3	10.4	54.8	20.1	20.1	20.1	19.9	20	20	19.8	19.8
263	10.44	3	Radiation On	633	9.2	589	8	362.9	5.3	10.4	54.8	20.1	20.1	20.1	20	20	20.1	19.7	19.8
264	10.48	3	Radiation On	633	9.6	616	8	362.9	5.3	10.4	54.8	20.1	20.1	20.1	19.9	20	20	19.7	19.9
265	....	3	Radiation On	633	10	642	8	362.9	5.3	10.4	54.8	20.1	20.1	20.1	20	20	20	19.8	19.8

Şekil 59: Python ile elde edilen tedavi kayıt dosyasının CSV dosyasına dönüştürülmüş örnek veri seti



Şekil 60: Tedavi kayıt dosyasından elde edilen CSV'nin, Python ile GAMOS MC segment formatına dönüştürülmesine ait örnek görsel

4.9. İleri RT Planların Karşılaştırması

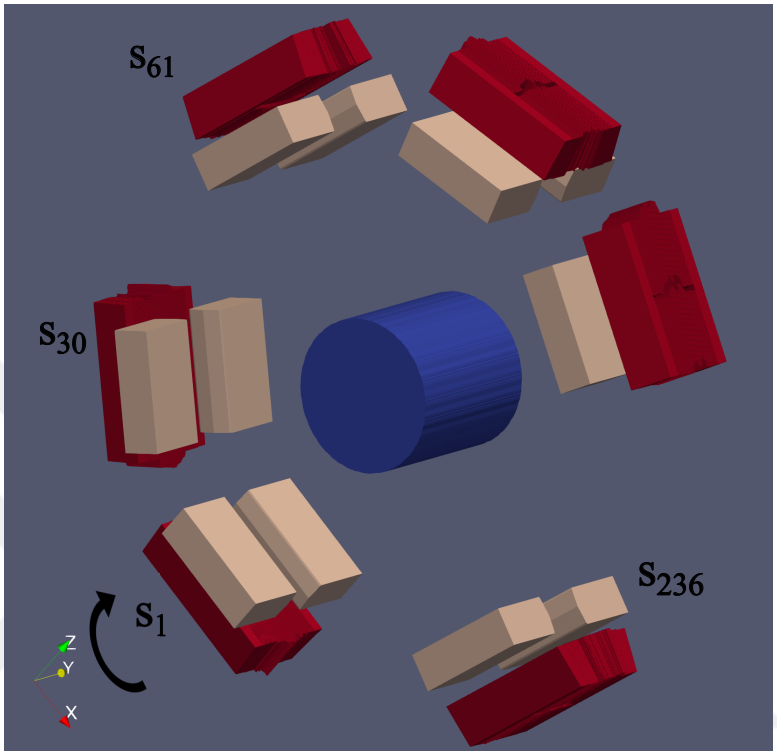
İleri radyoterapi planlarının tedavi kayıt dosyaları üzerinden yapılan MC simülasyon hesaplarının kalite kontrol süreçlerinde ikincil doz hesaplama yöntemi olarak kullanılabilirliğini test etmek amacıyla GAMOS MC hesaplamaları yapılmıştır (Örnek gösterim: Şekil 61). GAMOS ile hesaplanan doz dağılımı, TPS tarafından sağlanan sonuçlarla karşılaştırılmış ve gama analizi sonuçları ile uyumu değerlendirilmiştir.

Tablo 8, GAMOS ve TPS tarafından hesaplanan ileri RT VMAT planlarının doz dağılımlarına uygulanan gama analizi sonuçları sunulmuştur. $\gamma_{3,3}$ kriterine göre yapılan analizlerde, X, Y ve Z düzlemleri için gama geçme oranları %89.4 ile %99.7 arasında değişmiştir. Analiz edilen tüm planlar için ortalama gama değeri ($\overline{\gamma}$) %93.2 ile %96.6 arasında bulunmuş ve standart sapma (s) değerleri %0.78 ile %5.57 arasında değişmiştir.

- Beyin planı: Gama geçme oranları sırasıyla X, Y ve Z düzlemleri için %94.6, %92.7 ve %92.4 bulunmuş, ortalama gama değeri %93.2 olarak hesaplanmıştır.
- Larenks planı: Gama geçme oranları %99.7, %91.6 ve %98.6 olup, en yüksek uyum sağlanan planlardan biri olarak dikkat çekmiştir ($\overline{\gamma} = 96.6$).
- Prostat planı: Gama geçme oranları X, Y ve Z düzlemlerinde %99.7, %89.4 ve %98.2 olup, ortalama gama değeri %95.8 olarak belirlenmiştir.
- Rektum planı: Gama geçme oranları %95.4, %94.0 ve %95.3 arasında bulunmuş, bu plan için ortalama gama değeri %94.9 olarak hesaplanmıştır.
- Nazofarenks planı: X, Y ve Z düzlemleri için gama geçme oranları %95.0, %91.0 ve %97.0 olup, ortalama gama değeri %94.3'tür.
- Lokal Beyin planı: Gama geçme oranları %98.8, %94.3 ve %92.9 olup, ortalama gama değeri %95.3 olarak bulunmuştur.

Bu sonuçlar, GAMOS simülasyonlarının VMAT planlarının doz hesaplamalarında TPS sonuçlarıyla yüksek uyum sağladığını ve gama analizi kriterlerine uygun olduğunu göstermektedir. Özellikle larenks ve prostat planlarında en yüksek uyum oranları

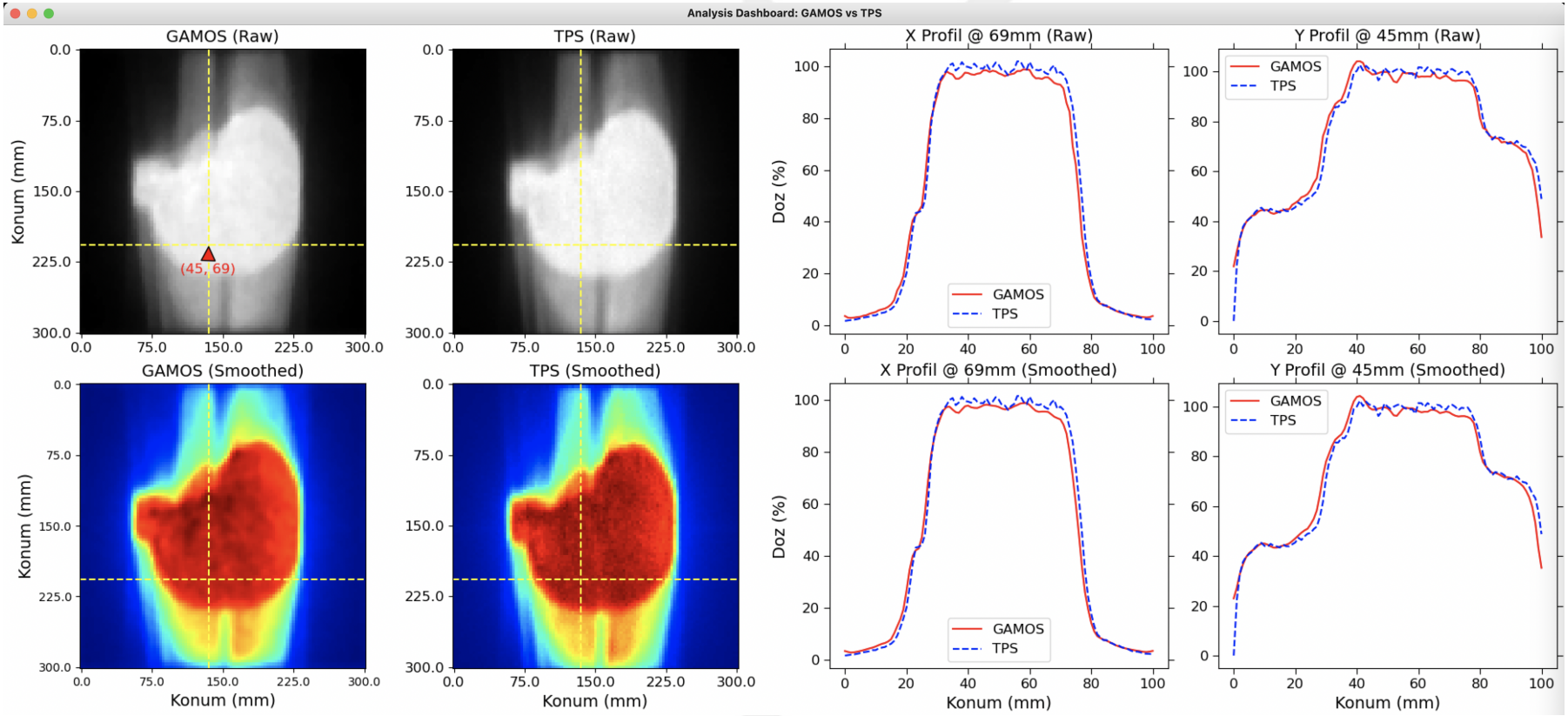
elde edilmiştir. Bu bulgular, tedavi kayıt dosyalarının Monte Carlo simülasyonlarıyla analiz edilerek ileri radyoterapi planlarının kalite kontrol süreçlerinde güvenilir bir yöntem olarak kullanılabileceğini göstermektedir.



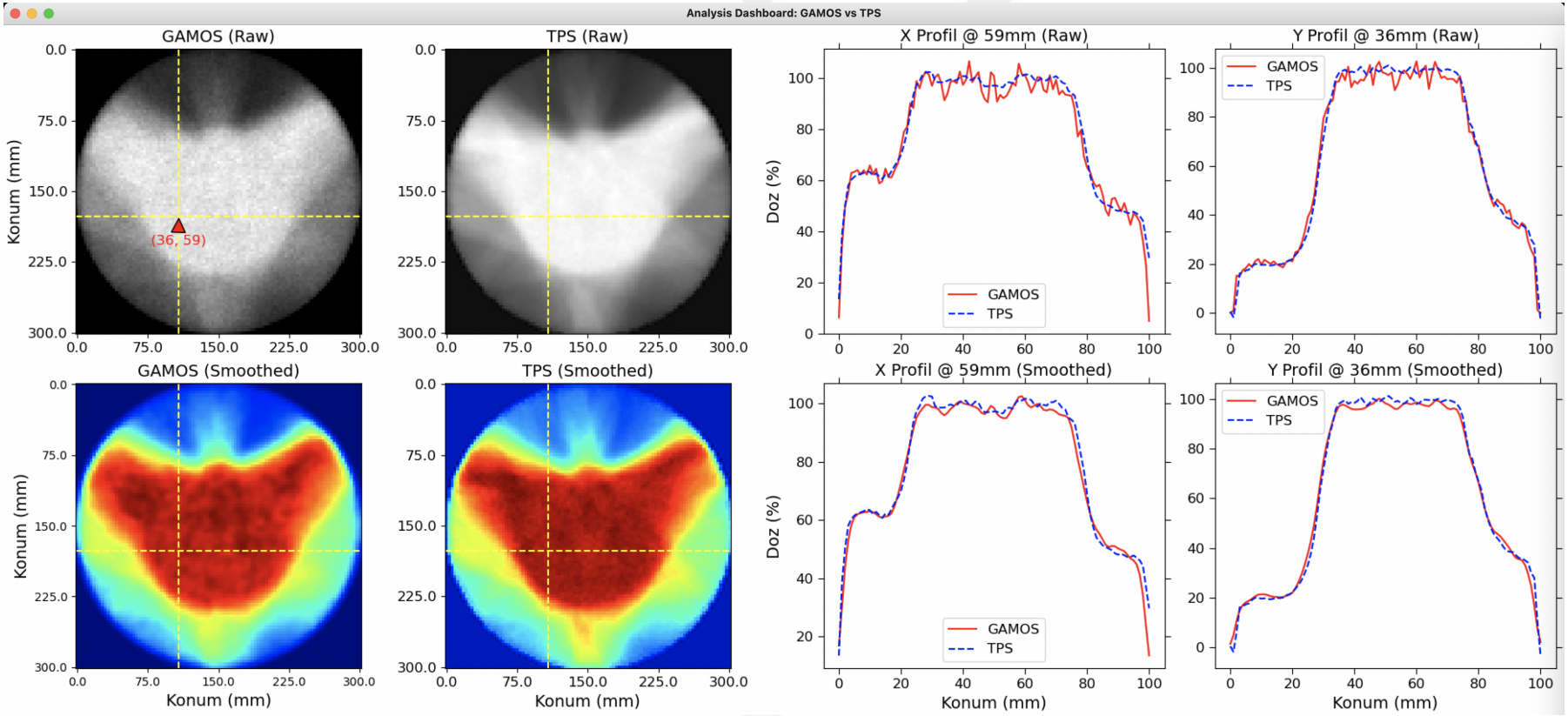
Şekil 61: VMAT planlarının segment hesabı sırasında modelin davranışı örnek görsel (s_i, i = segment numarası).

Tablo 8: GAMOS ve TPS ile Hesaplanan İleri RT VMAT Planlarının Doz Dağılım Hesaplarına Uygulanan Gama Analiz Sonuçları ($\gamma_{3,3}$), Ortalama ($\overline{\gamma}$) ve Örneklem Standart Sapması (s) Değerleri.

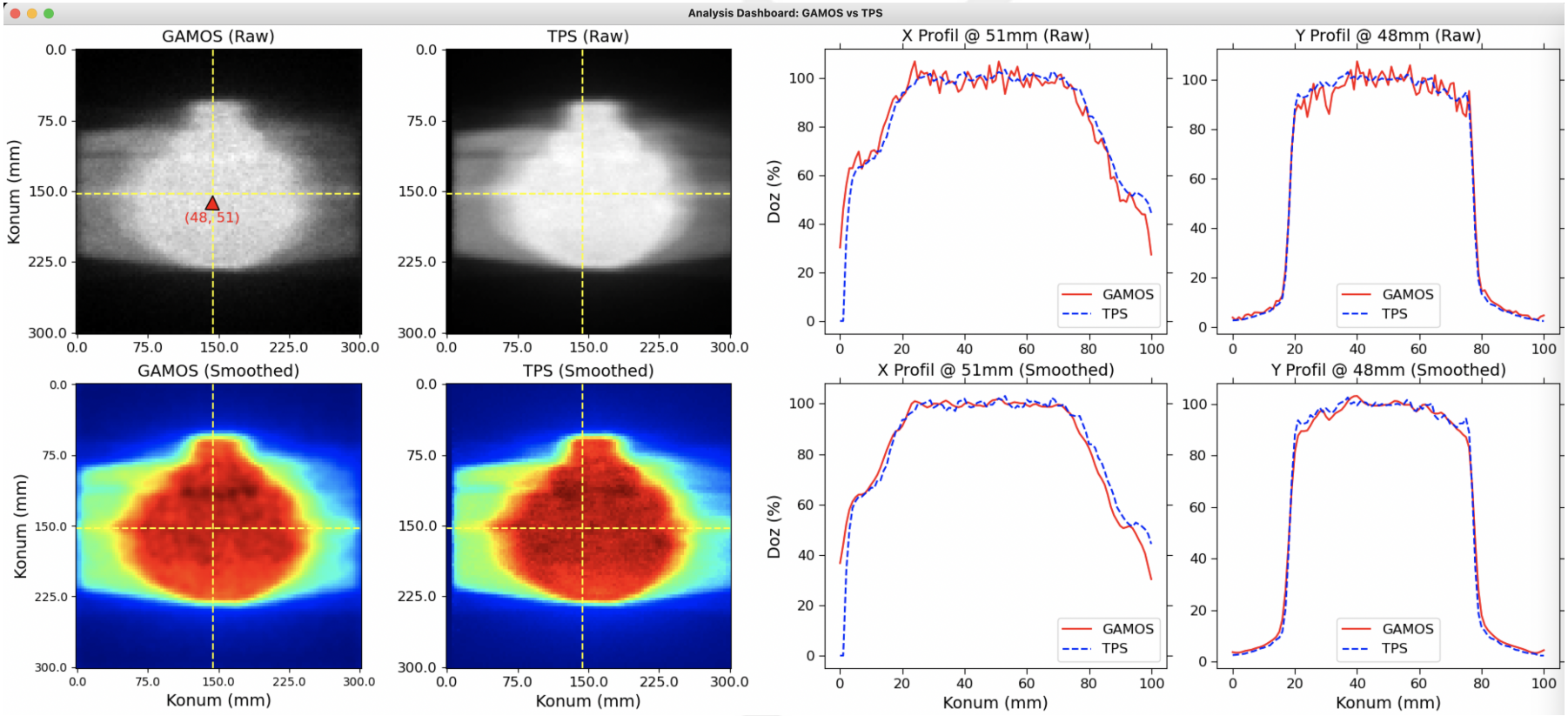
VMAT Planı	**Referans Kriteri** $\gamma_{3,3}$			$\overline{\gamma}$	s
	X-Düzlemi	**Y-Düzlemi**	**Z-Düzlemi**		
Beyin	94.6	92.7	92.4	93.2	1.19
Larenks	99.7	91.6	98.6	96.6	4.39
Prostat	99.7	89.4	98.2	95.8	5.57
Rektum	95.4	94.0	95.3	94.9	0.78
Nazofarenks	95.0	91.0	97.0	94.3	3.06
Lokal Beyin	98.8	94.3	92.9	95.3	3.08



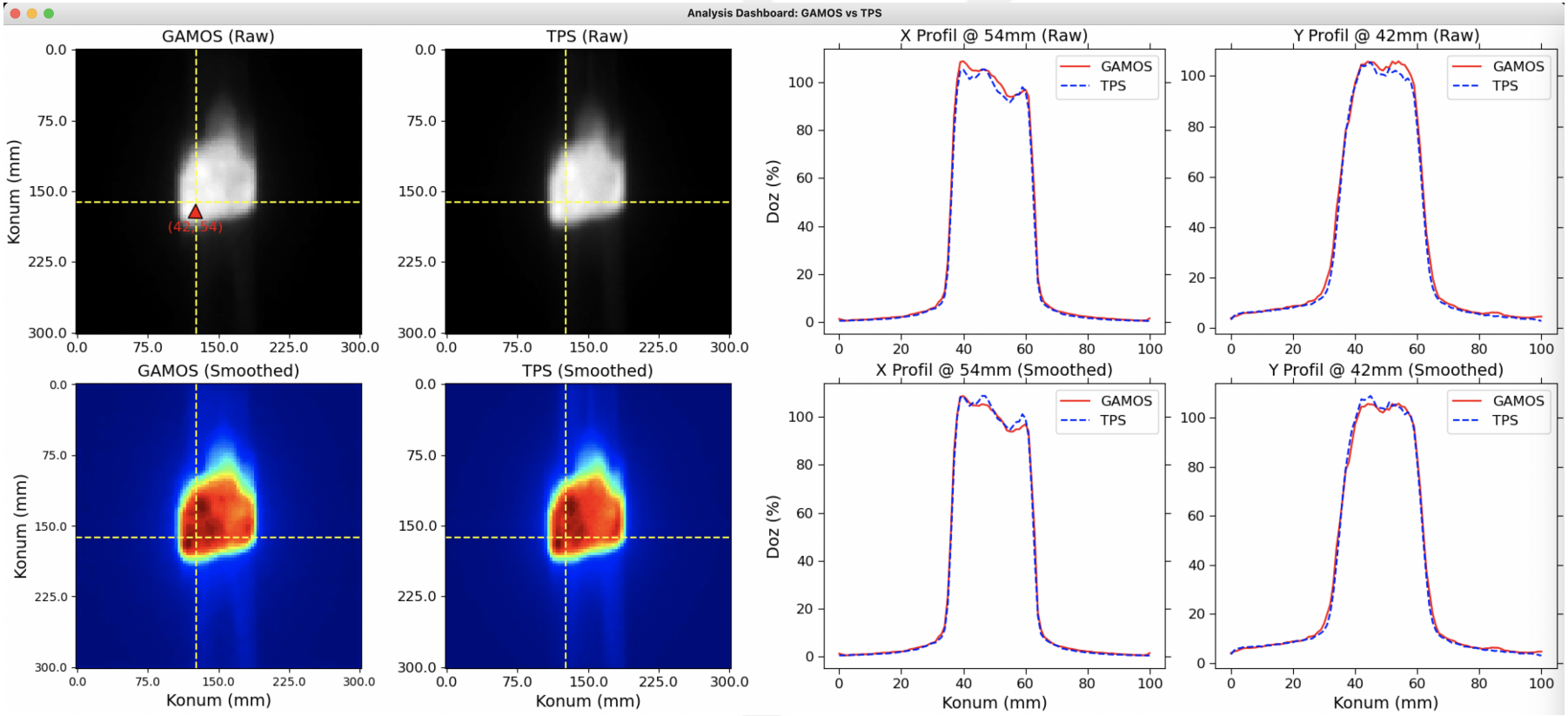
Şekil 62: İleri RT Beyin VMAT planının d_{15} cm (fantom geometrik merkezi)'de x düzleminde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x-66 mm, y-108 mm)



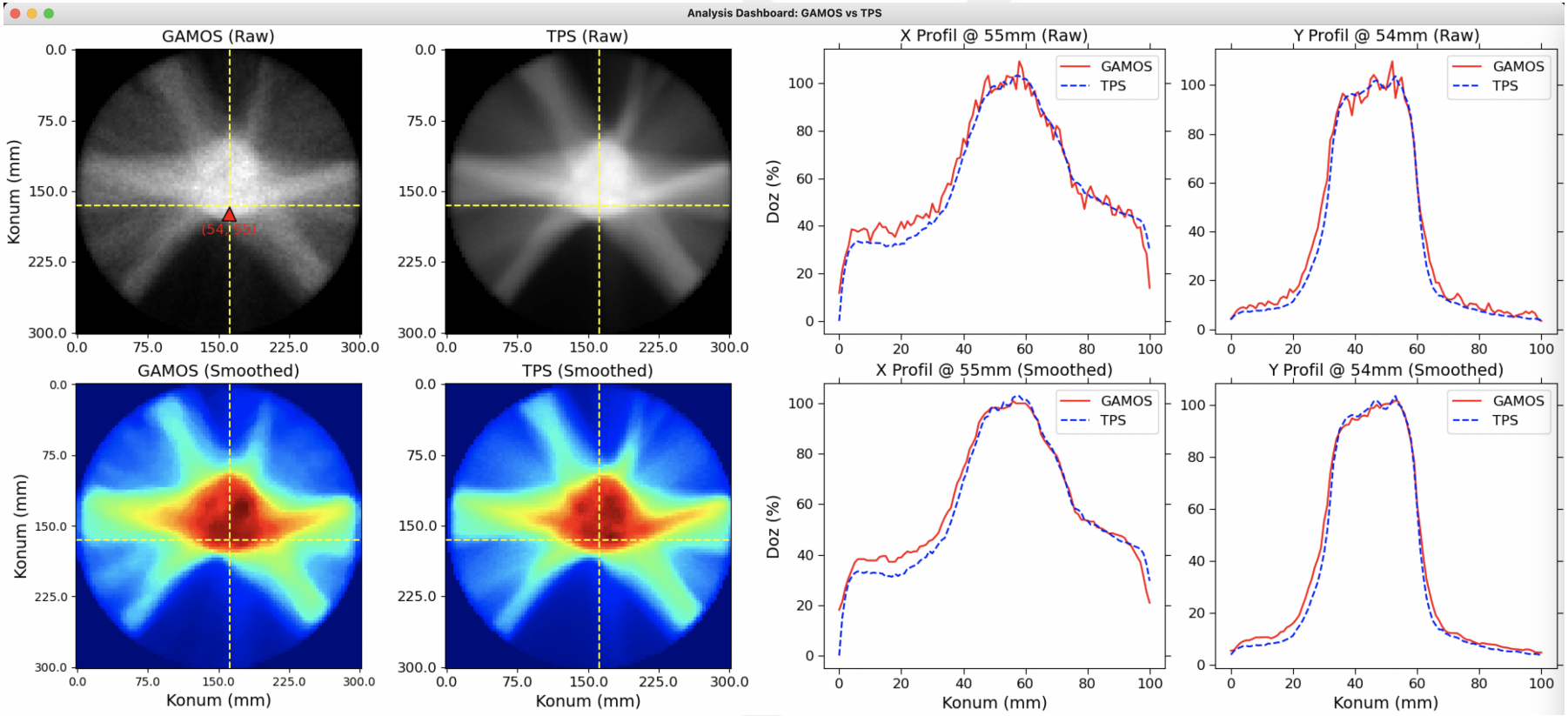
Şekil 63: İleri RT Beyin VMAT planının d_{15} cm (fantom geometrik merkezi)'de y düzleminde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x-108 mm, y-177 mm)



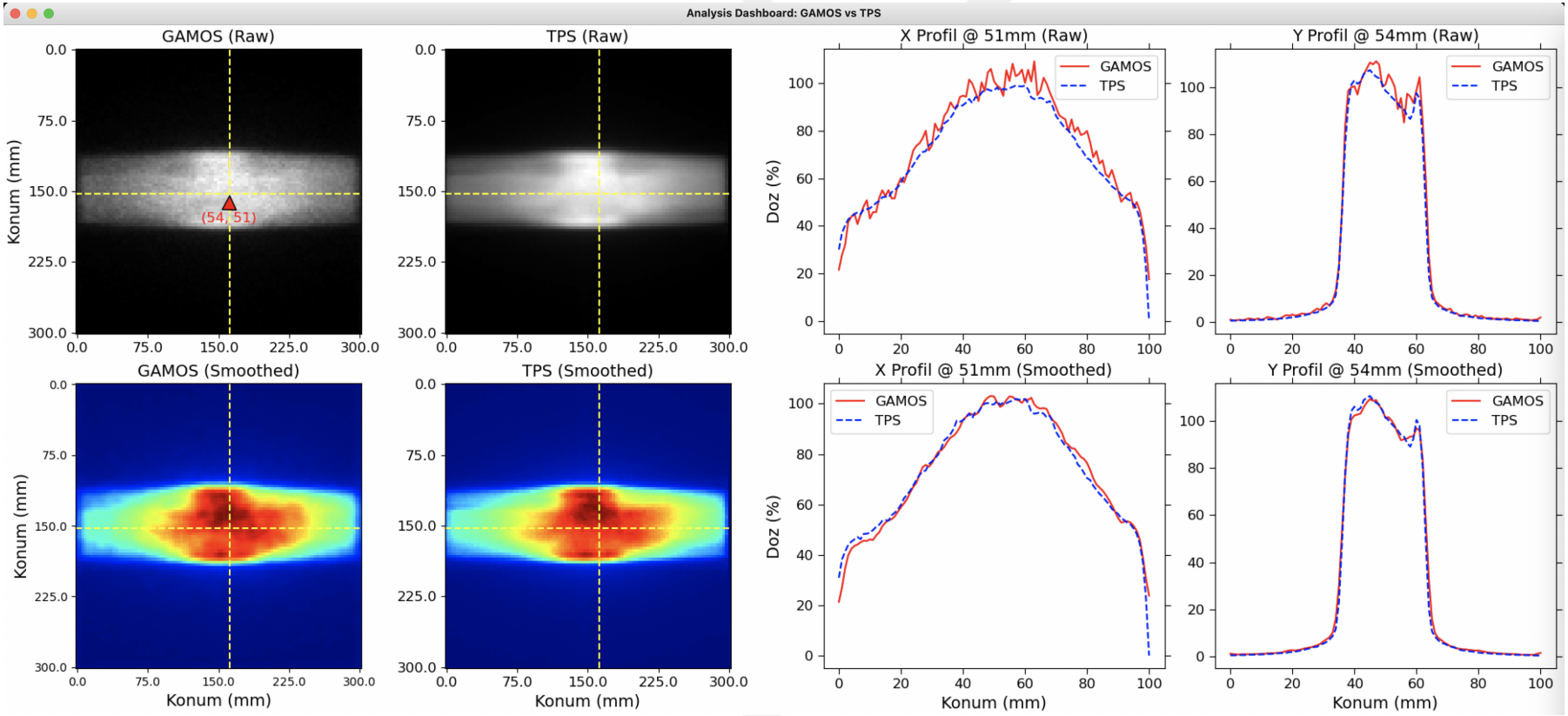
Şekil 64: İleri RT Beyin VMAT planının d_{15} cm (fantom geometrik merkezi)'de z düzleminde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x-144 mm, y-159 mm)



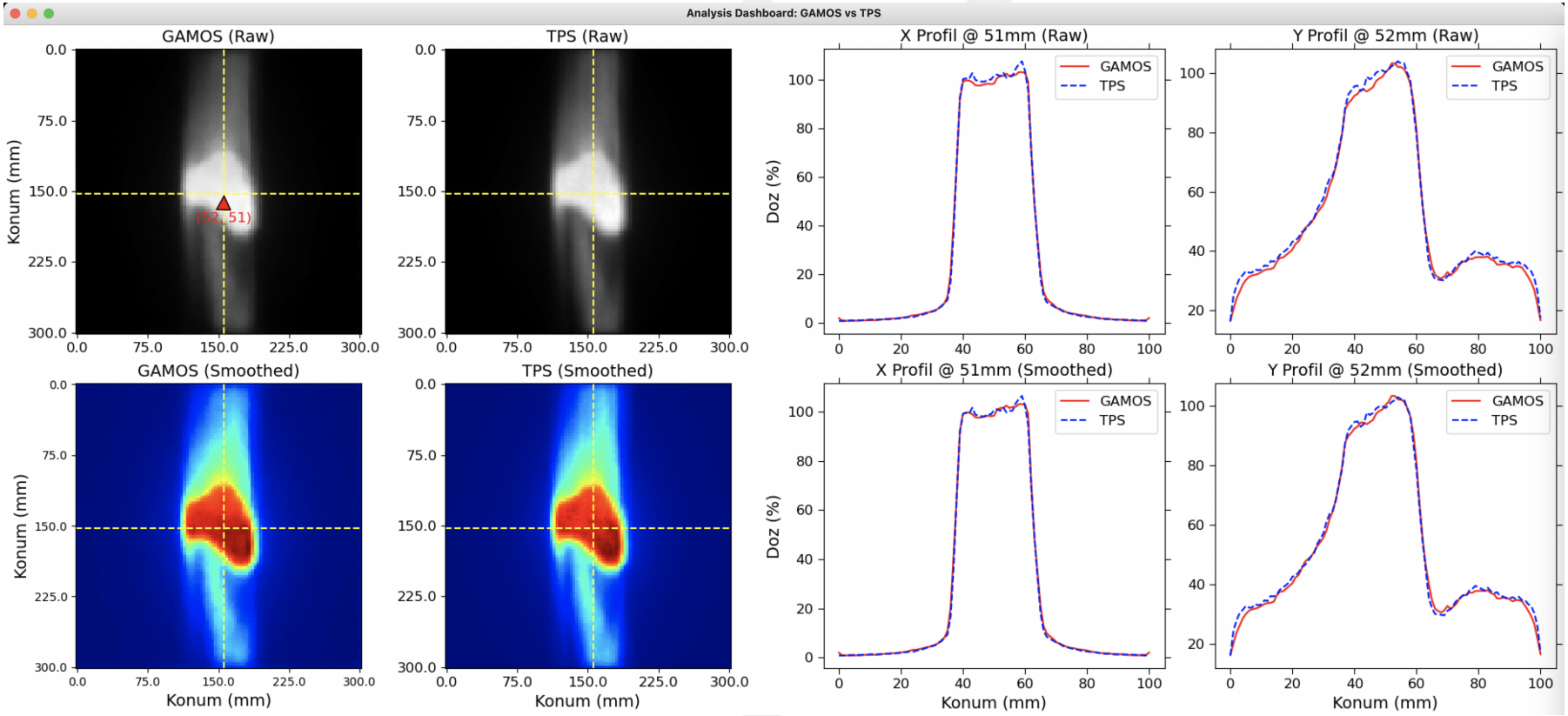
Şekil 65: İleri RT LARENKS VMAT planının d_{15} cm (fantom geometrik merkezi)'de x düzleminde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x-129 mm, y-162 mm)



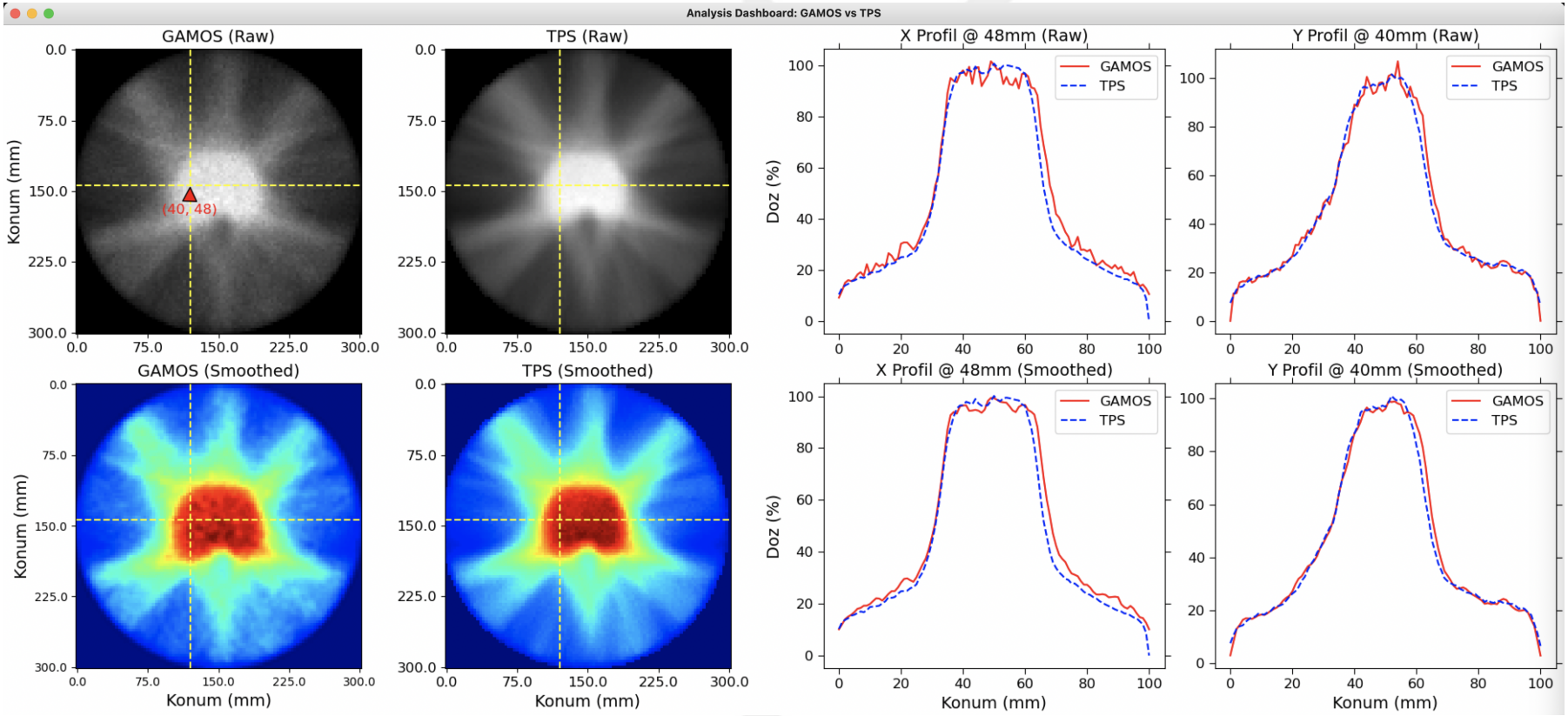
Şekil 66: İleri RT LARENKS VMAT planının d_{15} cm (fantom geometrik merkezi)'de y düzleminde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x-162 mm, y-165 mm)



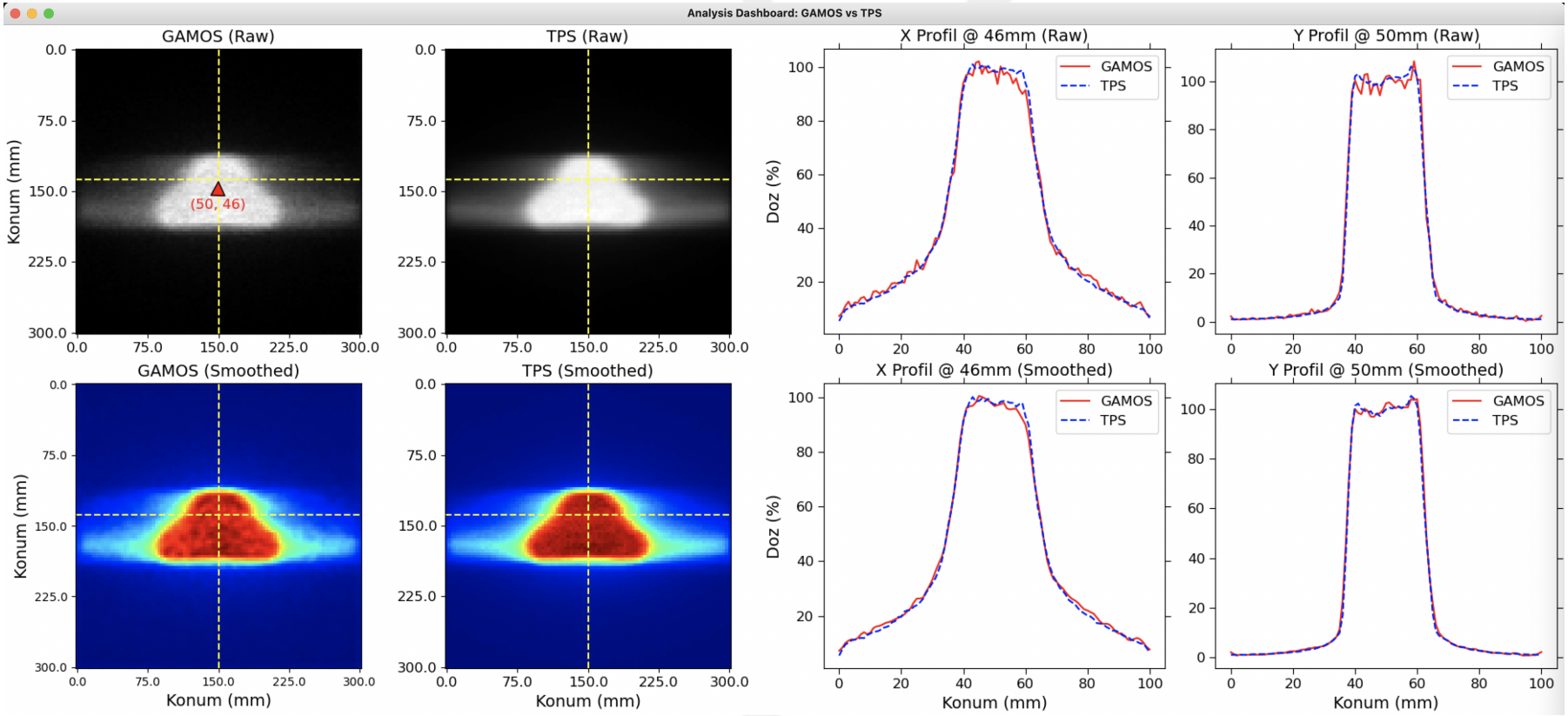
Şekil 67: İleri RT LARENKS VMAT planının d_{15} cm (fantom geometrik merkezi)'de z düzleminde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x-162 mm, y-153 mm)



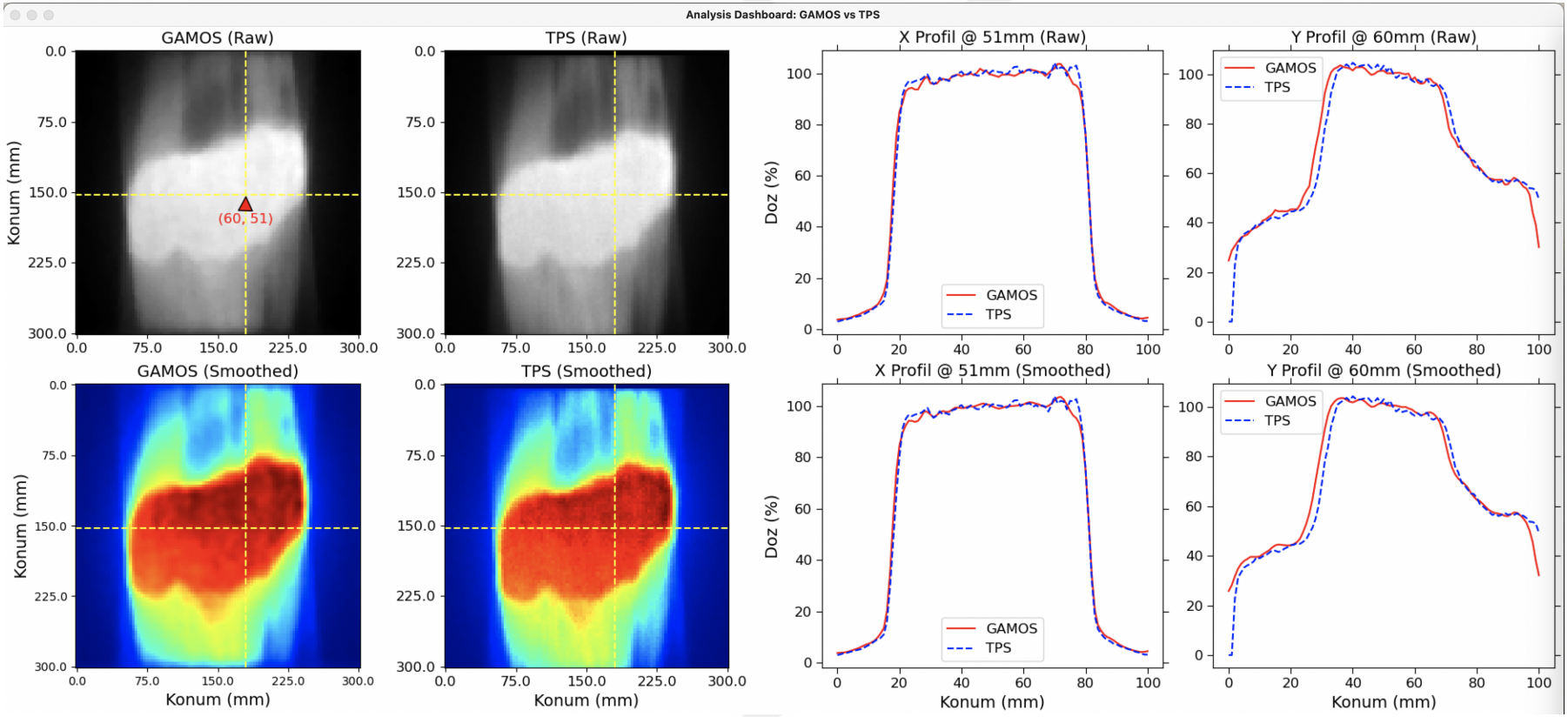
Şekil 68: İleri RT PROSTAT VMAT planının d_{15} cm (fantom geometrik merkezi)'de x düzleminde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x-156 mm, y-153 mm)



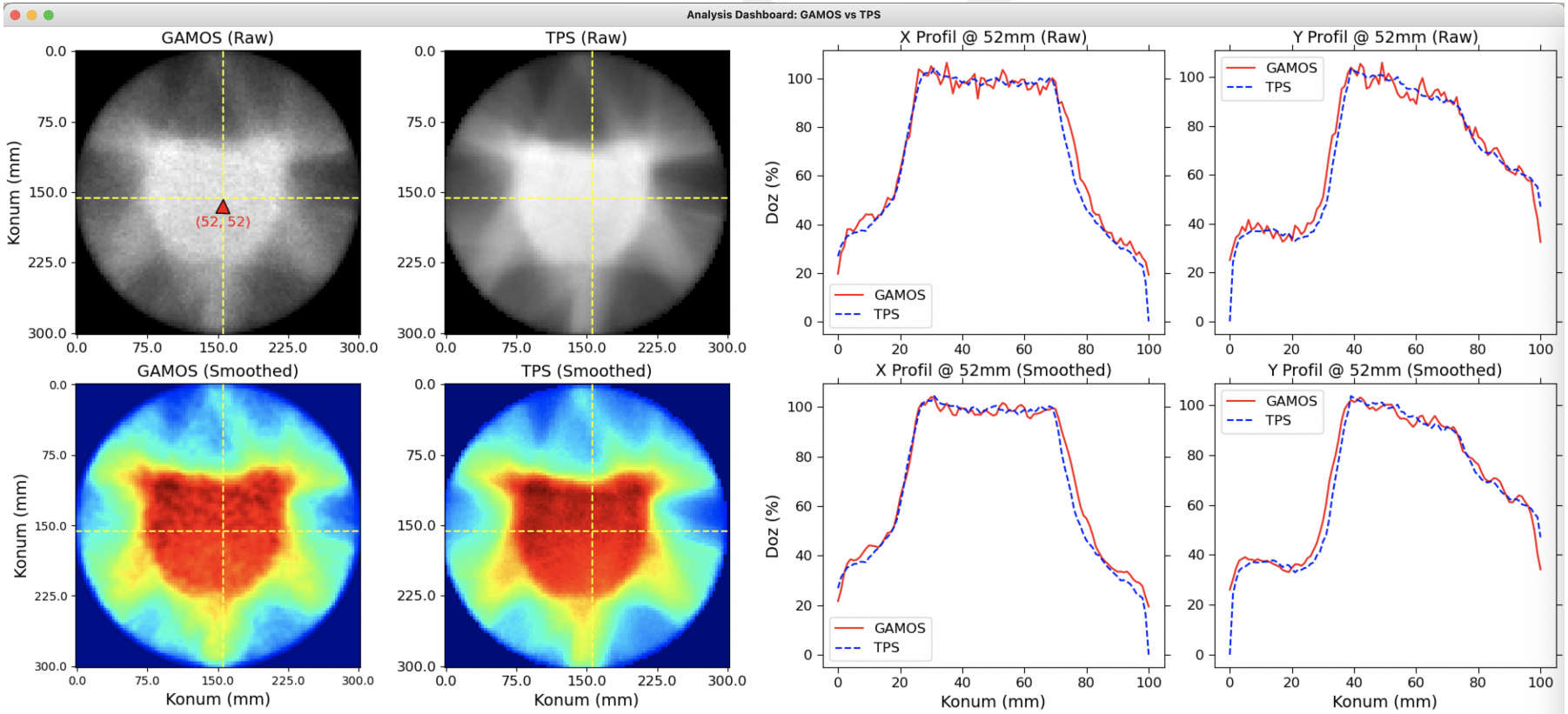
Şekil 69: İleri RT PROSTAT VMAT planının d_{15} cm (fantom geometrik merkezi)'de y düzleminde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x-120 mm, y-144 mm)



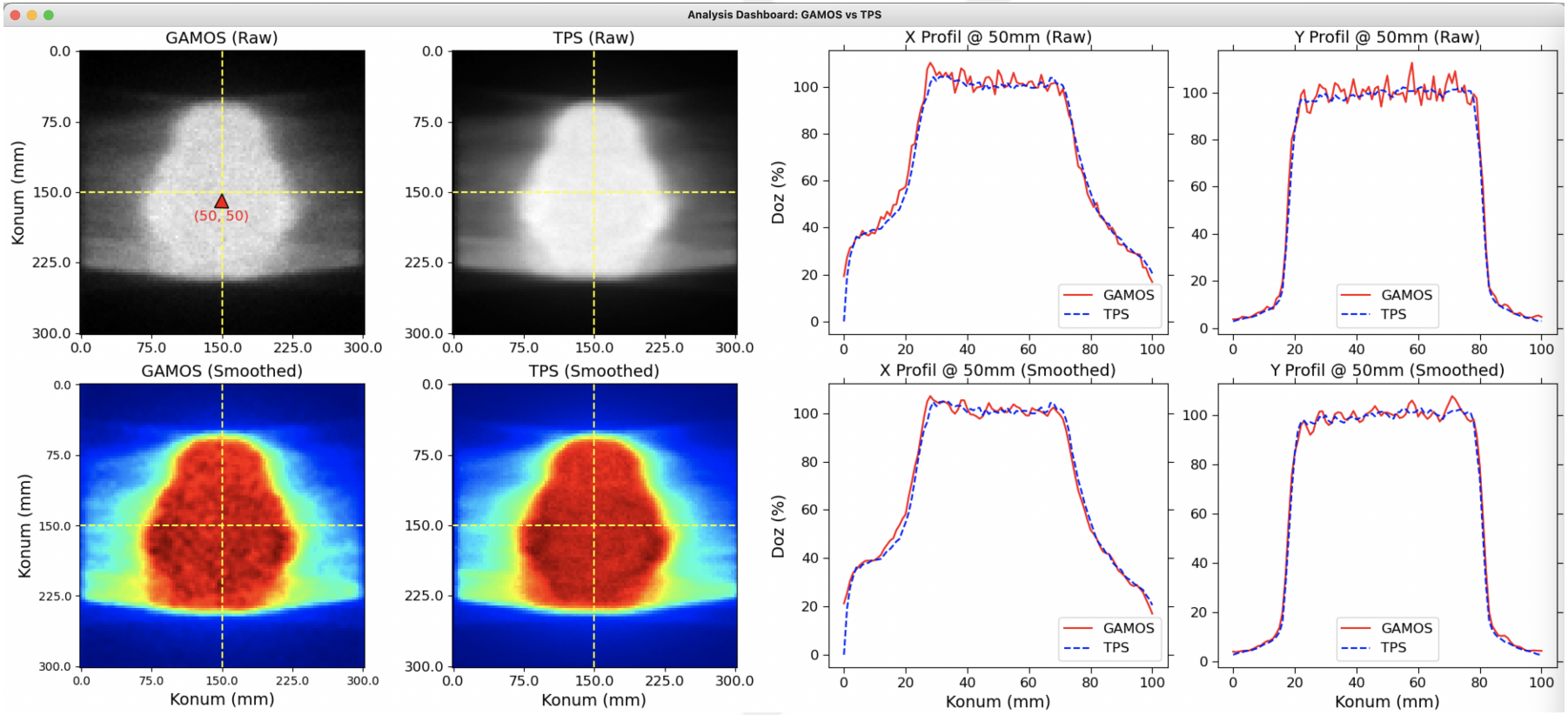
Şekil 70: İleri RT PROSTAT VMAT planının d_{15} cm (fantom geometrik merkezi)'de z düzleminde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x-150 mm, y-138 mm)



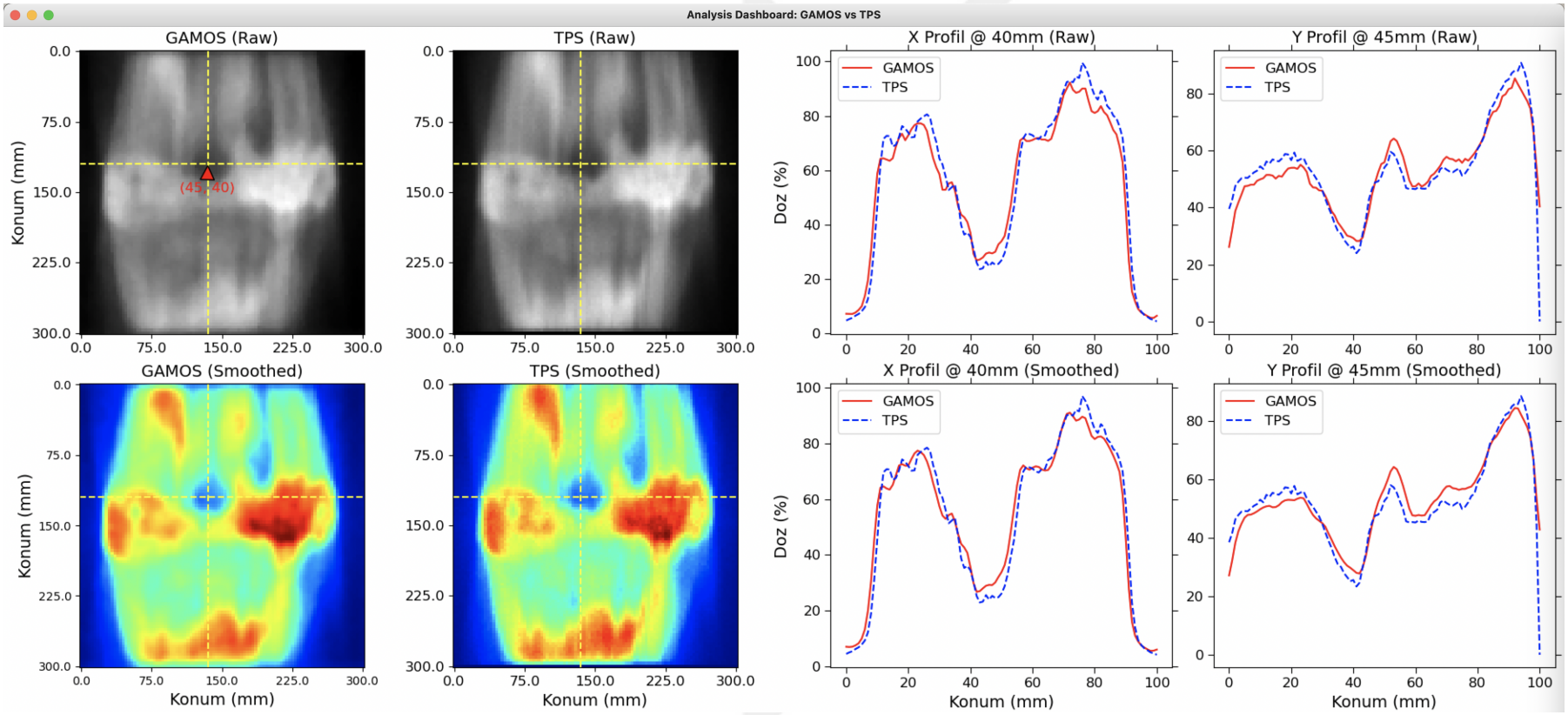
Şekil 71: İleri RT REKTUM VMAT planının d_{15} cm (fantom geometrik merkezi)'de x düzleminde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x-180 mm, y-153 mm)



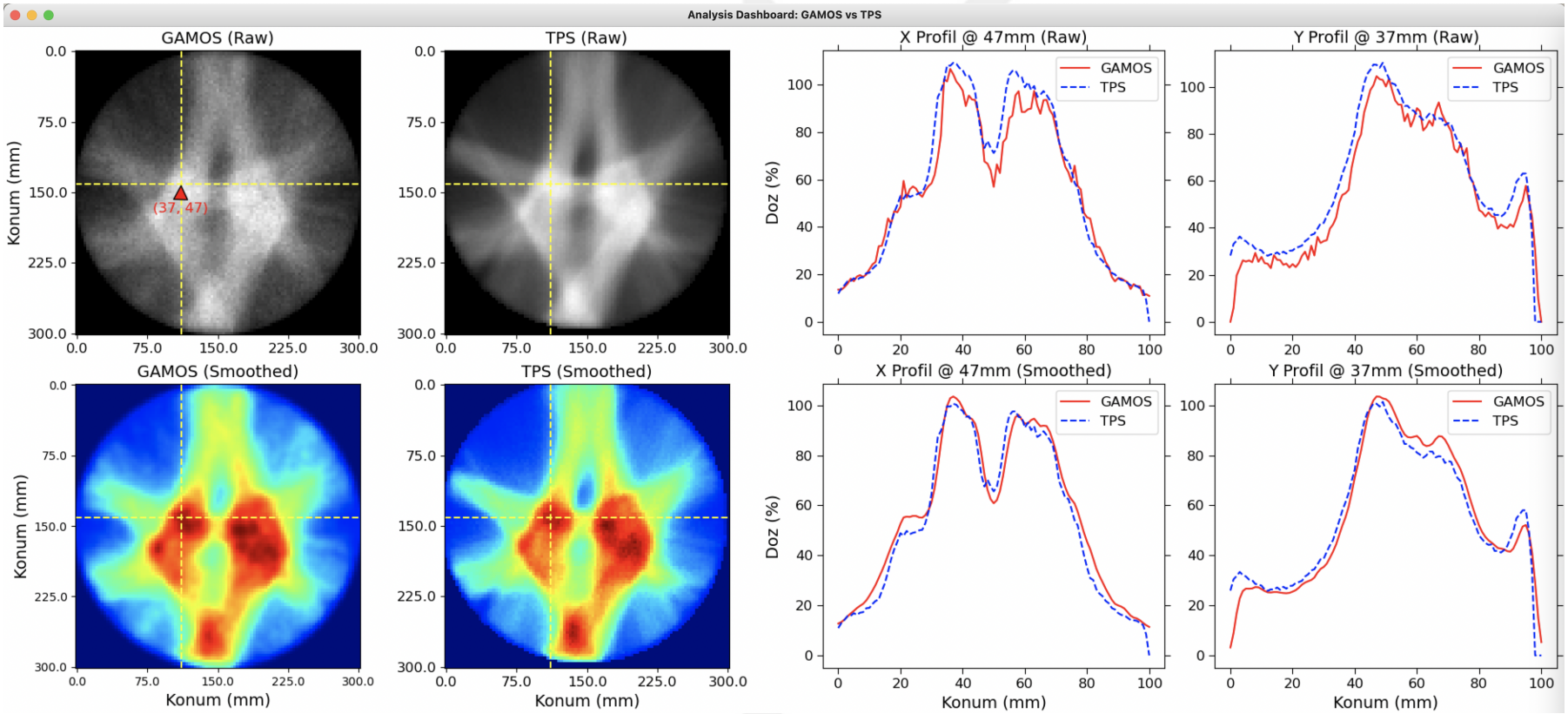
Şekil 72: İleri RT REKTUM VMAT planının d_{15} cm (fantom geometrik merkezi)'de y düzleminde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x-156 mm, y-156 mm)



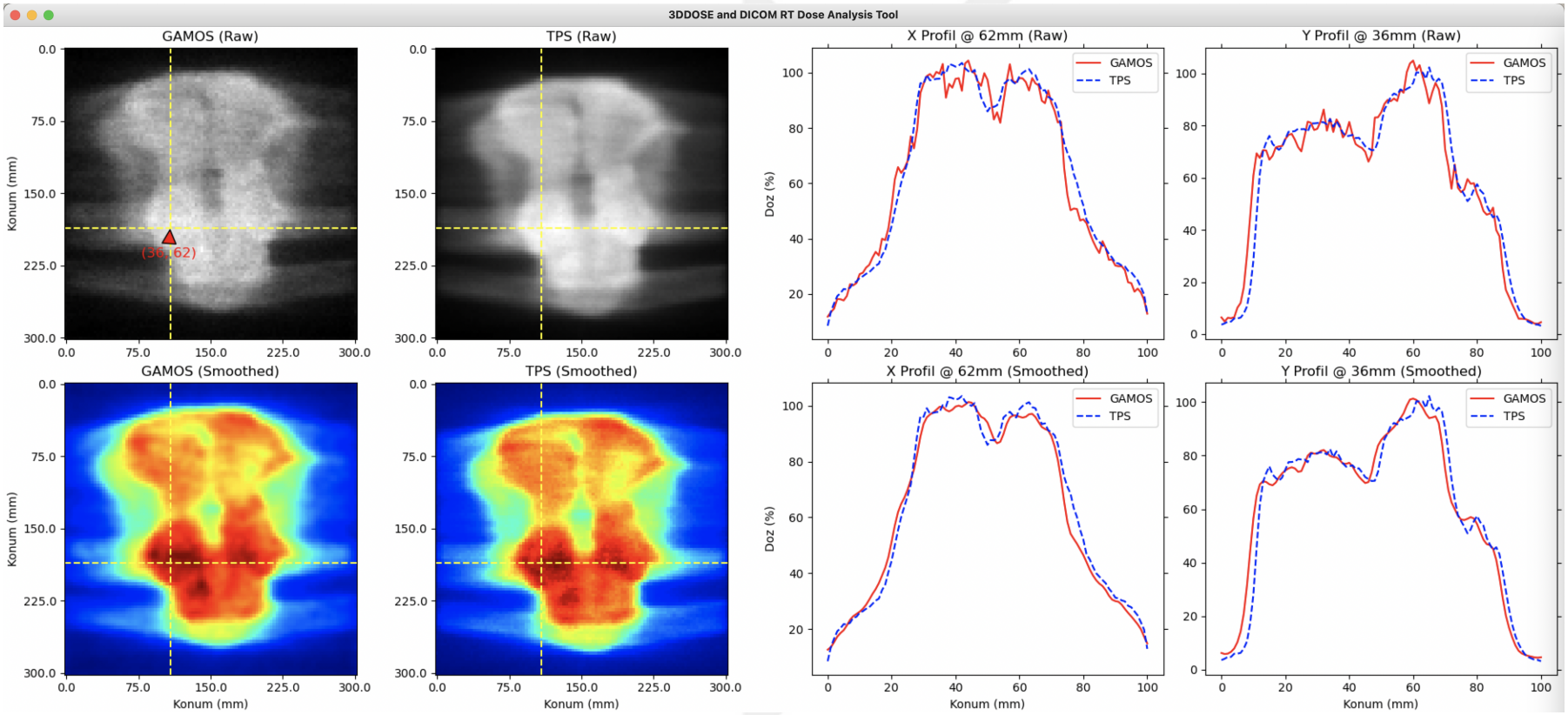
Şekil 73: İleri RT REKTUM VMAT planının d_{15} cm (fantom geometrik merkezi)'de z düzleminde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x-150 mm, y-150 mm)



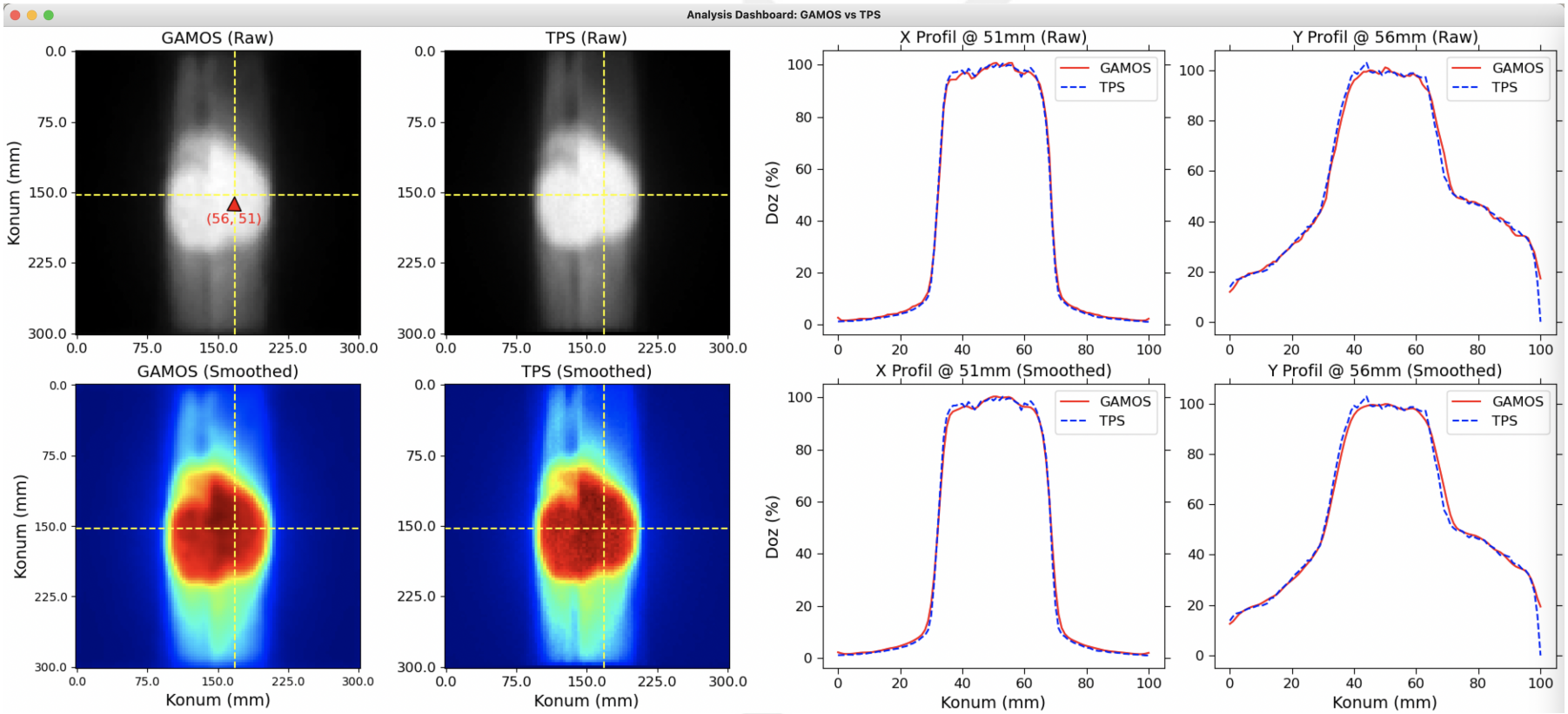
Şekil 74: İleri RT NAZOFARENKS VMAT planının d_{15} cm (fantom geometrik merkezi)'de x düzleminde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x-135 mm, y-120 mm)



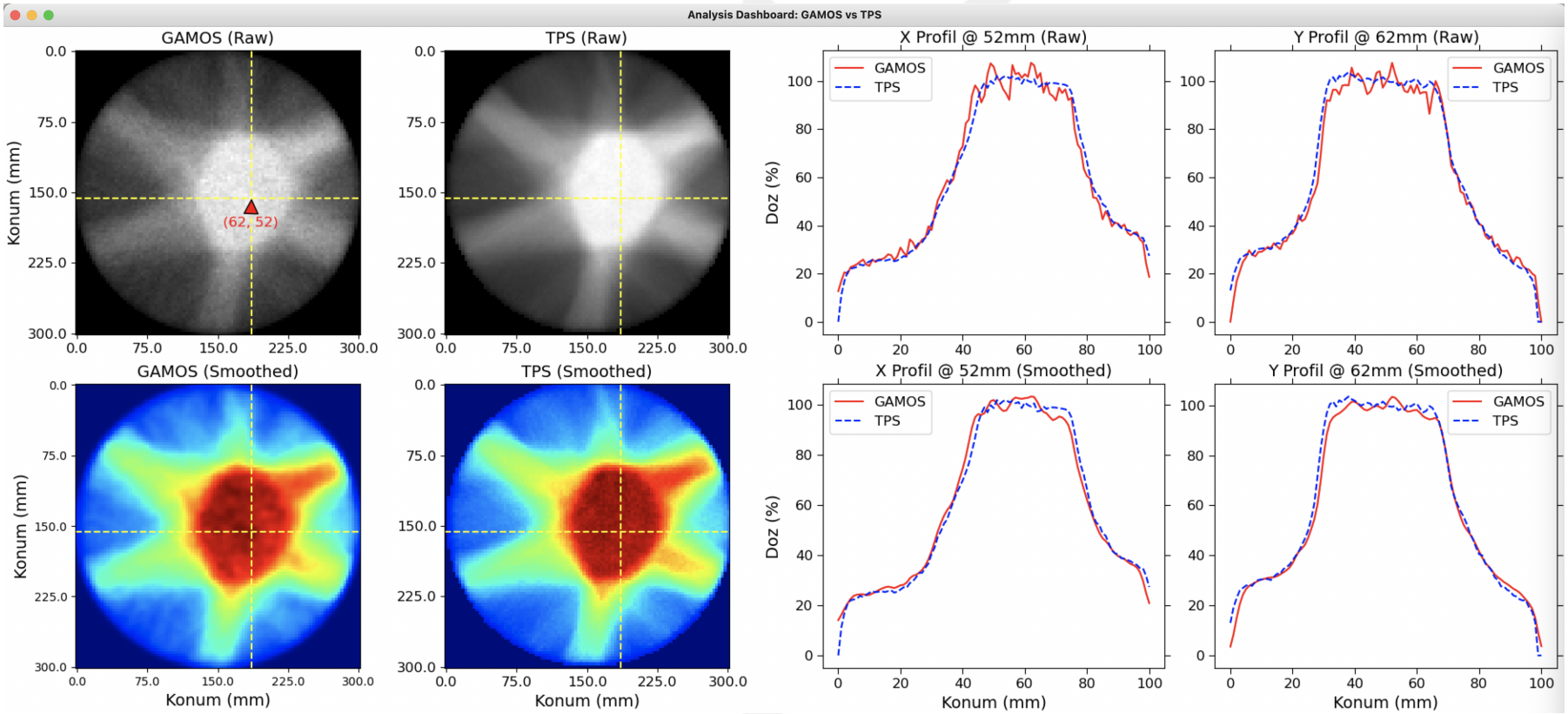
Şekil 75: İleri RT NAZOFARENKS VMAT planının d_{15} cm (fantom geometrik merkezi)'de y düzleminde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x-111 mm, y-141 mm)



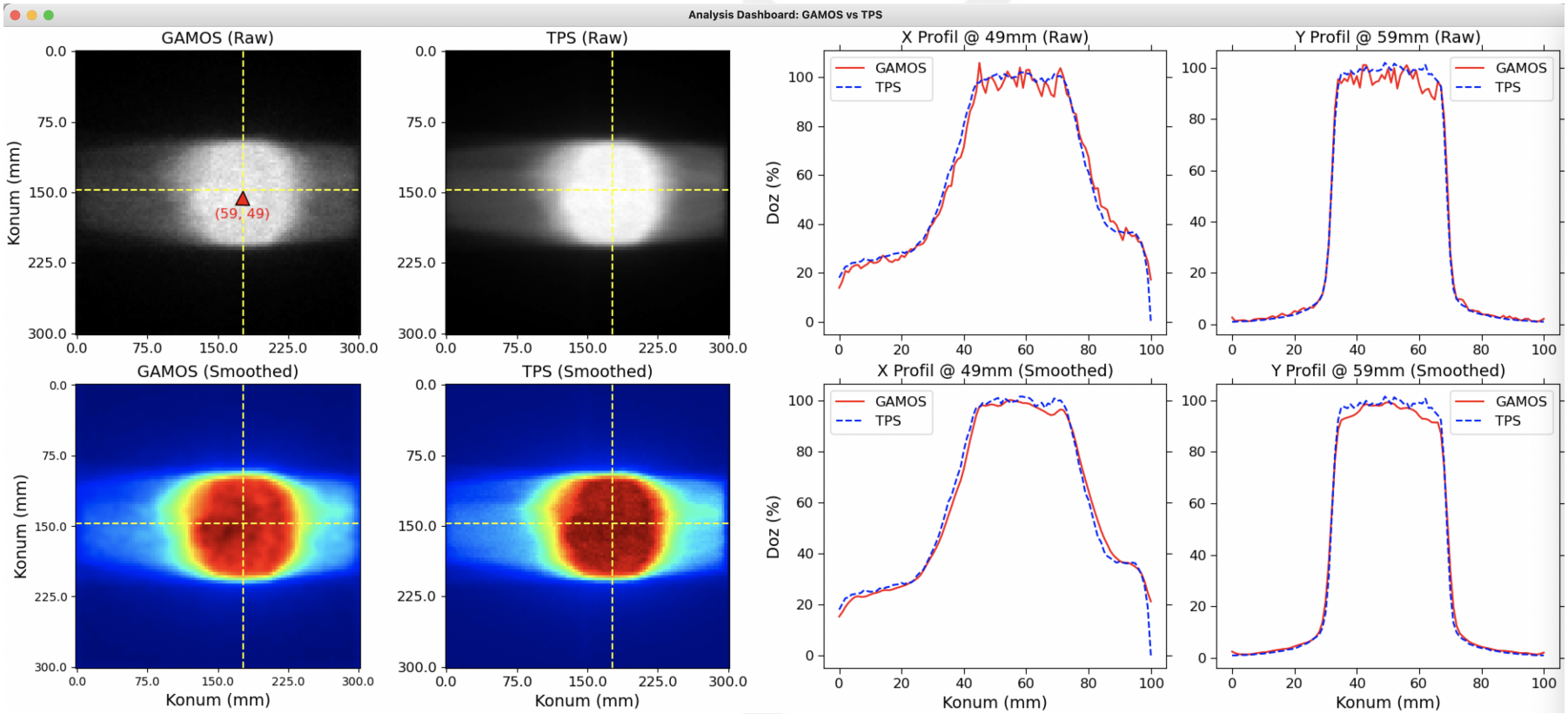
Şekil 76: İleri RT NAZOFARENKS VMAT planının d_{15} cm (fantom geometrik merkezi)'de z düzleminde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x-108 mm, y-186 mm)



Şekil 77: İleri RT LOKAL BEYİN VMAT planının d_{15} cm (fantom geometrik merkezi)'de x düzleminde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x-168 mm, y-153 mm)



Şekil 78: İleri RT LOKAL BEYİN VMAT VMAT planının d_{15} cm (fantom geometrik merkezi)'de y düzleminde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x-186 mm, y-156 mm)



Şekil 79: İleri RT LOKAL BEYİN VMAT VMAT planının d_{15} cm (fantom geometrik merkezi)'de z düzleminde raw ve smoothed doz dağılım hesaplarının GAMOS ve TPS karşılaştırması (Eksen noktaları: x-177 mm, y-147 mm)

5. TARTIŞMA

Bu çalışma, ileri radyoterapi planlarına ait lineer hızlandırıcı cihazlarından elde edilen tedavi kayıt dosyalarının Monte Carlo (MC) simülasyonları ile doz dağılım hesaplamalarının yapılarak hasta bazlı kalite kontrol (QA) süreçlerine önemli katkılar sağlamaktadır. Agility^{TM} MLC başlığına sahip Elekta Synergy® lineer hızlandırıcısının 6 MV foton modunda yer alan tüm bileşenlerini kapsayan tam bir modeli, GAMOS MC simülasyon kodu kullanılarak oluşturulmuştur. Literatürde farklı MC kodlarıyla modellenmiş olan bu cihaz(37)(38), GAMOS özelinde gerçekleştirilen ilk kapsamlı modelleme çalışması olmuştur. Bu model, yalnızca cihazin geometrik modellemesini değil, aynı zamanda MC hesaplamalarının klinik uygulamalarda daha hızlı ve etkili bir şekilde uygulanmasını sağlayan yeni yöntemler de sunmaktadır.

Çalışma kapsamında, Beowulf hesaplama kümesi sistemine Python tabanlı bir yazılım ve grafiksel kullanıcı arayüzü (GUI) dahil edilmiştir. Bu geliştirme ile, önceden yalnızca tek sanal işlemci üzerinde çalışan GAMOS'un bu kısıtlılığı aşılalarak, çoklu bilgisayarlar ve sanal işlemcilerle eş zamanlı simülasyon yapabilme yeteneği kazandırılmıştır. Çalışma sırasında elde edilen faz uzayı veri seti, tedavi planlama sistemi (TPS) ile uyumlu sonuçlar üretmiş Tablo.5 ve bu doğrultuda ileri radyoterapi planlarının hesaplanması açısından güvenilir bir veri altyapısı sağlamıştır.

Literatürde, GATE MC simülasyon kodu, bulut bilişim ortamında MapReduce yöntemiyle paralel hale getirilerek X-ışını fotonlarının su fantomu üzerindeki doz dağılımlarını simüle etmek için kullanılmıştır. Bu yöntemde, Amazon Elastic Compute Cloud (EC2) üzerinde GATE simülasyonlarının hesaplama süreleri belirgin bir şekilde azaltılmıştır(39). Bulut bilişim altyapısının esnekliği ve ölçeklenebilirliği, MC simülasyonlarının hızlandırılması açısından önemli avantajlar sağlamıştır. Bununla birlikte, bulut kaynaklarının maliyeti ve sürekliliği klinik uygulamalar için sınırlayıcı bir faktör olabilir. Bu tez çalışmasında ise MC hesaplamaları için bir Beowulf küme altyapısı kullanılmış, ancak GAMOS platformu tercih edilmiştir. GAMOS, radyoterapi ve nükleer tıp uygulamalarında yaygın olarak kullanılan esnek ve doğruluğu kanıtlanmış bir MC simülasyon kodudur (40)(41)(42)(43). Fakat, literatürde GAMOS'un Beowulf küme altyapısı kullanılarak gerçekleştirilmiş bir çalışmaya rastlanmamaktadır. Bu eksikliği

gidermek amacıyla bu çalışmada, GAMOS simülasyonlarının Beowulf kümesi üzerinde eş zamanlı çoklu işlem yapabilmesi için Python tabanlı bir yazılım geliştirilmiştir Şekil.10. Bu geliştirme, yalnızca hesaplama sürelerini önemli ölçüde azaltmakla kalmamış, aynı zamanda kayıt dosyası tabanlı MC simülasyonlarının radyoterapi kalite kontrol süreçlerinde kullanılmasını kolaylaştırmıştır. Literatürde, çoklu işlem tabanlı MC yöntemleri ile ilgili diğer çalışmalar genellikle GATE veya GEANT4 kodları ile gerçekleştirilmiş olup, GAMOS'un cluster altyapısında uygulanabilirliğine dair herhangi bir bilgiye rastlanılmamıştır (44), (45), (46).

Tedavi kayıt dosyalarının GAMOS MC kodu ile doğrudan işlenmesi ve Beowulf altyapısı sayesinde işlem sürelerinin önemli ölçüde kısaltılması, çalışmanın literatürdeki benzerlerinden farklılaşmasını sağlayan önemli bir yenilik olarak öne çıkmaktadır. Literatürde, tedavi kayıt dosyalarının üç boyutlu doz dağılımlarını yeniden oluşturmak için kullanılması önerilmektedir (47) (48). Ancak, bu çalışmada elde edilen bulgular, IMRT ve VMAT gibi ileri radyoterapi tekniklerinde yalnızca tedavi kayıt dosyalarına değil, aynı zamanda DICOM RT planlarına dayalı hasta bazlı QA süreçlerini mümkün kılan bir yöntem geliştirilmesini sağlamıştır Tablo.2-3.

Katsuta ve ark. (2017) çalışmasında, kayıt dosyası tabanlı QA yöntemleri, Monaco TPS içerisinde XVMC[12] algoritması kullanılarak prostat VMAT[13] planlarında uygulanmıştır. Bu çalışmada, 3 boyutlu doz hesaplarının doğruluğu değerlendirilmiş, ancak yalnızca prostat VMAT gibi nispeten basit planlarla sınırlı kalmıştır. Daha karmaşık planlar, örneğin baş ve boyun bölgesine ait VMAT planları, yüksek modülasyonlu ışın demetleri ve karmaşık MLC ile gantry hareketleri nedeniyle kapsam dışı bırakılmıştır (49).

Bu tez çalışmasında ise MC simülasyonlarının kapsamı genişletilmiş ve lokal beyin, larenks, rektum ve nazofarenks gibi karmaşık anatomik bölgelerde doz hesaplamaları tedavi kayıt dosyaları kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Bu bölgelerde, yüksek modülasyon ve karmaşık MLC ve diyafram hareketlerine rağmen başarılı sonuçlar elde edilmiş ve geliştirilen yöntemin daha geniş bir uygulama alanına sahip olduğu kanıtlanmıştır. Şekil.62 ile Şekil.79 aralığında sunulan bulgular, farklı anatomik bölgeler için

[12] X-Ray Voxel Monte Carlo
[13] hacimsel ayarlı ark tedavisi

VMATtekniği ile hazırlanan planların tedavi cihazından ışınlanması sonrasında elde edilen tedavi kayıt dosyaları üzerinden MC hesaplama sonuçları TPS verileriyle uyumlu olduğunu göstermektedir. Gamma analizi sonuçlarının %95'in üzerinde olması, geliştirilen modelin bağımsız (ikincil) bir doz hesaplama yöntemi olarak güvenilirliğini ortaya koymaktadır.

Literatürde, tedavi kayıt dosyalarının analizi, yalnızca doz doğruluğunu değerlendirmekle sınırlı kalmamış, aynı zamanda kalite kontrol cihazlarının performansını değerlendirmeye olanak tanımıştır. Böylece, gerektiğinde tedavi planlarının düzeltilmesi için önemli bir veri kaynağı sunulmuştur (50). Bununla birlikte, mekanik sistemlerin hata oranlarının klinik sonuçlara etkisi üzerine daha kapsamlı bir çalışma yapılması gerekmektedir. Bu durum, gelecekteki araştırmalar için önemli bir alan olarak öne çıkmaktadır.

Sonuç olarak, bu çalışma, Monte Carlo (MC) yönteminin hasta bazlı kalite kontrol süreçlerinde etkili bir araç olduğunu göstermiş ve tedavi kayıt dosyaları üzerinden yapılan doz hesaplamalarının güvenilirliğini kanıtlamıştır. Çalışmada elde edilen sonuçlar, yalnızca tedavi kayıt dosyalarından yapılan hesaplamalarla değil, aynı zamanda tedavi planlama sistemi (TPS) tarafından üretilen DICOM RT planları üzerinden yapılan hesaplamalarla da doğrulanmıştır 7.

Bu araştırmada geliştirilen yazılım ve yöntemler, IMRT ve VMAT gibi ileri radyoterapi teknikleriyle oluşturulan tedavi planlarının kalite kontrolü açısından önemli katkılar sunmuş ve tedavi kayıt dosyalarına dayalı MC hesaplamalarıyla bağımsız (ikincil) bir doz doğrulama yöntemi olarak başarıyla uygulanabilir olduğunu kanıtlamıştır. Çalışma, klinik kalite kontrol süreçlerini iyileştirmek amacıyla yenilikçi bir yaklaşım sunarken, MC hesaplamalarının radyoterapi planlama ve uygulama süreçlerinde güvenilir ve etkili bir doğrulama aracı olarak kullanılabilirliğini desteklemektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışma,Agility^{TM} MLC kafasına sahip Elekta Synergy® linak cihazının Monte Carlo (MC) modelinin başarıyla oluşturulmasını ve ileri radyoterapi planlarının kalite kontrol hesaplamalarının tedavi kayıt dosyaları üzerinden yapılabilirliğini ortaya koymuştur. Çalışmada geliştirilen yöntemler, modern radyoterapi tekniklerinin doğruluğunu ve güvenilirliğini artıracak şekilde yüksek hassasiyetle doz dağılımı hesaplama imkânı sunmuştur.

Çalışma kapsamında;

- GAMOS MC simülasyon yazılımı kullanılarak Agility^{TM} MLC kafasına sahip Elekta Synergy® linak modeli başarıyla geliştirildi.
- TPS sonuçlarıyla yüksek uyum gösteren ve radyoterapi hesaplamalarında güvenilir bir temel sağlayan bir Faz-Uzay veri seti başarıyla üretildi.
- Standart alan boyutlarında yapılan hesaplamalarda, TPS ile GAMOS arasında tutarlı sonuçlar elde edildi.
- Agility^{TM} MLC sistemini test etmek amacıyla kurgulanan planların MC karşılaştırmalarından tutarlı sonuçlar elde edildi.
- TPS tarafından üretilen post-model planların sonuçları, GAMOS hesaplamaları ile karşılaştırıldığında yüksek gama geçme oranları elde edildi.
- Çalışmanın ana hedefi olan VMAT tekniği ile gerçekleştirilen ileri RT planlarının, tedavi kayıt dosyaları kullanılarak yapılan GAMOS simülasyonları ve TPS hesaplamaları, kabul edilebilir gama geçme oranları ile sonuçlandı.
- Tek bir sanal işlemci ile çalışan GAMOS yazılımına, Python ile tasarlanan bir grafik arayüzü ve arka planda çoklu bilgisayar ile çoklu sanal işlemcileri aynı anda yönetebilen bir yazılım entegre edildi.
- MC hesaplarının çoklu bilgisayar ve çoklu sanal işlemciler kullanılarak eş zamanlı çalıştırılabilmesi için Beowulf Bilgisayar Kümesi oluşturuldu.

Gelecekte yapılacak araştırmalarda;

- Daha hızlı MC hesaplarının yapılabilmesi için kod sisteminin etkinliğini artırıcı eklentilerin yapılması,
- Tüm hesapların ve analizlerin tek bir grafik arayüzü ile yöntetilmesi için yazılan programların geliştirilmesi,
- Hesaplamalarda tedavi planlarına ait hasta görüntülerinin kullanımıyla organların hacimleri üzerinde doz-hacim histogramların hesaplandığı bir hesaplama yönteminin eklenmesi,
- Radyoterapi alanında kullanılan diğer lineer hızlandırıcıların ürettiği tedavi kayıt dosyaları üzerinden yeni cihaz modellerinin oluşturulması ile hesaplamaların eklenmesi,

önerilmektedir.

7. KAYNAKLAR

(1) 1. Beaton L, Bandula S, Gaze MN, Sharma RA. How rapid advances in imaging are defining the future of precision radiation oncology. Br J Cancer. 2019;120(8):779–90. http://dx.doi.org/10.1038/s41416-019-0412-y

(2) Filice, A., Casali, M., Ciammella, P., Galaverni, M., Fioroni, F., Iotti, C. & Versari, A. Radiotherapy Planning and Molecular Imaging in Lung Cancer. *Current Radiopharmaceuticals*. **13** pp. 204-217 (2020,12)

(3) Zhang, W., Oraiqat, I., Lei, H., Carson, P., EI Naqa, I. & Wang, X. Dual-Modality X-Ray-Induced Radiation Acoustic and Ultrasound Imaging for Real-Time Monitoring of Radiotherapy. *BME Frontiers*. **2020** pp. 1-10 (2020,5)

(4) Maric, S., Lukic, S., Mijailovic, M., Latinovic, L., Zigic, M. & Banovic, P. Dosimetric Comparison: Intensity Modulated Radiation Therapy Vs. 3D Conformal Radiotherapy In Prostate Cancer Radical Treatment. *Serbian Journal Of Experimental And Clinical Research*. (2019,11)

(5) Stockham, A., Balagamwala, E., Singh, A. & Macklis, R. Teletherapy: Advanced Techniques. *Developments In Ophthalmology*. pp. 15-28 (2013,1)

(6) Gurney-Champion, O., Mahmood, F., Schie, M., Julian, R., George, B., Philippens, M., Heide, U., Thorwarth, D. & Redalen, K. Quantitative imaging for radiotherapy purposes. *Radiotherapy And Oncology*. **146** pp. 66-75 (2020,5)

(7) Zhang, X., Lu, W., Miao, Z., Jiang, Z. & Xu, W. Iterative Learning Synchronized Control of Multi-leaf Collimator Based on Cross-coupled Control. *European Journal Of Electrical Engineering*. **21** pp. 465-470 (2019,11)

(8) Kalinić, V., Babić, D., Marijanović, I. & Franjić, D. Linear Accelerators in Teleradiotherapy. *Zdravstveni Glasnik*. pp. 67-76 (2022,11)

(9) M Johnston, A. Unintended overexposure of a patient during radiotherapy treatment at the Edinburgh Cancer Centre, in September 2015. (Scottish Executive,2016,7)

(10) Knöös, T. Lessons Learnt from Past Incidents and Accidents in Radiation Oncology. *Clinical Oncology*. **29** pp. 557-561 (2017,9)

(11) Taylor, F. The Principles of Scientific Management. (Harper & Brothers,1913)

(12) Juran ISO Total Quality Management System | Juran. (Juran Institute, An Attain Partners Company,2020,3), Erişim Linki: https://www.juran.com/blog/quality-management-system/

(13) Judge, S. Quality assurance for scientists and engineers. (IOP Publishing,2023), https://dx.doi.org/10.1088/978-0-7503-5107-2

(14) Teunen D. The European Directive on health protection of individuals against the dangers of ionising radiation in relation to medical exposures (97/43/EURATOM). Journal of Radiological Protection. 1998 Jun;18(2):133–7.

(15) Zhu TC, Stathakis S, Clark JR, Feng W, Georg D, Holmes SM, ve ark. Report of AAPM Task Group 219 on independent calculation□based dose/MU verification for IMRT. Medical Physics. 2021 Jul 29;48(10).

(16) O'Daniel ve ark. "A structured FMEA approach to optimizing combinations of plan-specific quality assurance techniques for IMRT and VMAT QA" Medical Physics (2023).

(17) Erickson "Independent MC dose calculation identifies single isocenter multi-target radiosurgery targets most likely to fail pre□treatment measurement" Journal of Applied Clinical Medical Physics (2024).

(18) Khan ve ark. "An independent MC-based IMRT QA tool for a 0.35 T MRI-guided linear accelerator" Journal of Applied Clinical Medical Physics (2022).

(19) Sivabhaskar S, Li R, Roy A, Kirby N, Fakhreddine M, Papanikolaou N. Machine learning models to predict the delivered positions of Elekta multileaf collimator leaves for volumetric modulated arc therapy. J Appl Clin Med Phys. 2022;23(8):e13667. http://dx.doi.org/10.1002/acm2.13667

(20) Qian J, Lee L, Liu W, Chu K, Mok E, Luxton G, ve ark. Dose reconstruction for volumetric modulated arc therapy (VMAT) using cone-beam CT and dynamic log files. Phys Med Biol. 2010;55(13):3597–610. http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/55/13/002

(21) Nishiyama S, Takemura A. A method for patient-specific DVH verification using a high-sampling-rate log file in an Elekta linac. J Appl Clin Med Phys. 2023;24(3):e13849. http://dx.doi.org/10.1002/acm2.13849

(22) Defoor DL, Stathakis S, Roring JE, Kirby NA, Mavroidis P, Obeidat M, ve ark. Investigation of error detection capabilities of phantom, EPID and MLC log file based IMRT QA methods. J Appl Clin Med Phys. 2017;18(4):172–9. http://dx.doi.org/10.1002/acm2.12114

(23) Defoor DL, Vazquez-Quino LA, Mavroidis P, Papanikolaou N, Stathakis S. Anatomy-based, patient-specific VMAT QA using EPID or MLC log files. J Appl Clin Med Phys. 2015;16(3):206–15. http://dx.doi.org/10.1120/jacmp.v16i3.5283

(24) Huang P, Xu Y, Huan F, Zhang Y, Ma M, Men K, ve ark. Developing an automatic treatment record review system for quality assurance of patient treatment delivery in radiation therapy. Research Square. 2024. http://dx.doi.org/10.21203/rs.3.rs-4432121/v1

(25) Eckhardt R. ”Stan Ulam, John von Neumann, and the MC method.” Los Alamos Science, Special Issue 15, 1987, p.131-137

(26) Agostinelli S, Allison J, Amako K, Apostolakis J, Araujo H, Arce P, ve ark. Geant4—a simulation toolkit. Nucl Instrum Methods Phys Res A. 2003;506(3):250–303. http://dx.doi.org/10.1016/s0168-9002(03)01368-8

(27) G. Battistoni ve ark. ”The FLUKA Code: Description and Benchmarking.” Proceedings of the Hadronic Shower Simulation Workshop, Fermilab 6-8 September 2006, AIP Conference Proceeding, 2007, p.31-49.

(28) Perl J, Shin J, Schümann J, Faddegon B, Paganetti H. TOPAS: An innovative proton Monte Carlo platform for research and clinical applications. Med Phys. 2012;39(11):6818–37. http://dx.doi.org/10.1118/1.4758060

(29) Santin G, Staelens S, Taschereau R, Descourt P, Schmidtlein CR, Simon L, ve ark. Evolution of the GATE project: new results and developments. Nuclear Phys B Proc Suppl. 2007;172:101–3. http://dx.doi.org/10.1016/j.nuclphysbps.2007.07.008

(30) Arce P, Rato P, Canadas M, Lagares JI. GAMOS: A Geant4-based easy and flexible framework for nuclear medicine applications. In: 2008 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record. IEEE; 2008.

(31) Andreo P. Monte Carlo techniques in medical radiation physics. Phys Med Biol. 1991;36(7):861–920. http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/36/7/001

(32) Andreo P. Monte Carlo simulations in radiotherapy dosimetry. Radiat Oncol. 2018;13(1):121. http://dx.doi.org/10.1186/s13014-018-1065-3

(33) Chetty IJ, Curran B, Cygler JE, DeMarco JJ, Ezzell G, Faddegon BA, ve ark. Report of the AAPM Task Group No. 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo□based photon and electron external beam treatment planning. Med Phys. 2007;34(12):4818–53. http://dx.doi.org/10.1118/1.2795842

(34) Souza Gomes da Silva F, Lima de Souza Castro A, Cristina Ferreira Fonseca T. Computer simulations applied to small-field dosimetry in radiotherapy. Braz J Radiat Sci. 2022;10(3B). http://dx.doi.org/10.15392/2319-0612.2022.1778

(35) Satellites, the Space Race, and Supercomputing: How NASA Goddard’s Beowulf Cluster Computer Became an Award-Winning Space Technology | NASA

Center for Climate Simulation [İnternet]. www.nccs.nasa.gov Erişim : 02 Aralık 2024

(36) International Electrotechnical Commission. IEC 61217: Radiotherapy equipment – Coordinates, movements and scales. Geneva, Switzerland: IEC; 2011.

(37) Gholampourkashi S, Cygler JE, Belec J, Vujicic M, Heath E. Monte Carlo and analytic modeling of an Elekta Infinity linac with Agility MLC: Investigating the significance of accurate model parameters for small radiation fields. J Appl Clin Med Phys. 2019;20(1):55–67. http://dx.doi.org/10.1002/acm2.12485

(38) Tseng W, Furutani K, Beltran C, Lu B. An automation of Monte Carlo workflow for dosimetry study of an Elekta LINAC delivery system in radiotherapy. Tech Innov Patient Support Radiat Oncol. 2024;31(100257):100257. http://dx.doi.org/10.1016/j.tipsro.2024.100257

(39) Liu Y, Tang Y, Gao X. GATE Monte Carlo simulation of dose distribution using MapReduce in a cloud computing environment. Australas Phys Eng Sci Med. 2017; 40(4):777–83. https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28861861/

(40) Zvolsky M, Cserkaszky A, Cucciati G, Garutti E, Frisch B. Monte-Carlo simulations for an endoscopic time-of-flight PET detector. In: 2014 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (NSS/MIC). IEEE; 2014.

(41) Kolstein M, Chmeissani M. Using triple gamma coincidences with a pixelated semiconductor Compton-PET scanner: a simulation study. J Instrum. 2016;11(01):C01039–C01039. http://dx.doi.org/10.1088/1748-0221/11/01/c01039

(42) Arce P, Lagares JI. CPU time optimization and precise adjustment of the Geant4 physics parameters for a VARIAN 2100 C/D gamma radiotherapy linear accelerator simulation using GAMOS. Phys Med Biol. 2018;63(3):035007. http://dx.doi.org/10.1088/1361-6560/aaa2b0

(43) Kandemir R, Özsoykal İ, Akgüngör K. The software with a graphical user interface for GAMOS: Basic training and an educational tool for medical physicists.

Pol J Med Phys Eng. 2023;29(1):42–9. http://dx.doi.org/10.2478/pjmpe-2023-0005

(44) Poole CM, Cornelius I, Trapp JV, Langton CM. Technical Note: Radiotherapy dose calculations using GEANT4 and the Amazon Elastic Compute Cloud. arXiv [physics.med-ph]. 2011. http://arxiv.org/abs/1105.1408

(45) Rowedder BA, Wang H, Kuang Y. Gate cloud: An integration of gate Monte Carlo simulation with a cloud computing environment. In: 2014 IEEE 6th International Conference on Cloud Computing Technology and Science. IEEE; 2014.

(46) Pratx G, Xing L. Monte Carlo simulation of photon migration in a cloud computing environment with MapReduce. J Biomed Opt. 2011;16(12):125003. http://dx.doi.org/10.1117/1.3656964

(47) Han C, Yi J, Zhu K, Zhou Y, Ai Y, Zheng X, ve ark. Cross verification of independent dose recalculation, log files based, and phantom measurement-based pretreatment quality assurance for volumetric modulated arc therapy. J Appl Clin Med Phys. 2020;21(11):98–104. http://dx.doi.org/10.1002/acm2.13036

(48) Szeverinski P, Kowatsch M, Künzler T, Meinschad M, Clemens P, DeVries AF. Evaluation of 4-Hz log files and secondary Monte Carlo dose calculation as patient-specific quality assurance for VMAT prostate plans. J Appl Clin Med Phys. 2021;22(7):235–44. http://dx.doi.org/10.1002/acm2.13315

(49) Katsuta Y, Kadoya N, Fujita Y, Shimizu E, Matsunaga K, Sawada K, ve ark. Patient-specific quality assurance using Monte Carlo dose calculation and Elekta log files for prostate volumetric-modulated arc therapy. Technol Cancer Res Treat. 2017;16(6):1220–5. http://dx.doi.org/10.1177/1533034617745250

(50) Luo W, Li J, Price RA, Chen L, Yang J, Fan J, ve ark. MC based IMRT dose verification using MLC log files and R/V outputs. Medical Physics. 2006 Jun 26;33(7Part1):2557–64.

(51) Keyes RW, Romano C, Arnold D, Luan S. Radiation therapy calculations using an on demand virtual cluster via cloud computing. arXiv [physics.med ph]. 2010. http://arxiv.org/abs/1009.5282

8. EKLER

8.1. Ek-1: Etik Kurul Onayları

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL KARARI

Sayın Dr.Öğr.Üyesi Kadir Akgüngör
Araştırmanıza ilişkin Kurulumuz kararı aşağıda sunulmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederiz.

ETİK KOMİSYONUN ADI	**DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU**
AÇIK ADRES	**Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı 2. Kat İnciraltı-İZMİR**
TELEFON	**0 232 412 22 54-0 232 412 22 58**
FAKS	**0 232 412 22 43**
E-POSTA	**etikkurul@deu.edu.tr**

BAŞVURU BİLGİLERİ	DOSYA NO:	5804-GOA	
	ARAŞTIRMA	UZMANLIK TEZİ ☐ MÜNFERİT ARAŞTIRMA ☐ ÖÇM ☐ YÜKSEKLİSANS ☐ DOKTORA ☒	
	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	**Monte Carlo Simülasyonu ile VMAT ve IMRT Planlarının Liner Hızlandırıcı Kayıt Dosyalarından Doz Dağılımlarının Hesaplanması**	
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU		
	SORUMLU ARAŞTIRMACI ÜNVANI/ADI/SOYADI ve UZMANLIK ALANI	Dr.Öğr.Üyesi Kadir Akgüngör DEÜ Fen Fakültesi Fizik Bölümü	
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☐	ÇOK MERKEZLİ☒

	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	ARAŞTIRMA İLE İLGİLİ LİTERATÜR	Mevcut		Türkçe ☐ İngilizce ☒ Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐

Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu Karar Formu

KARAR BİLGİLERİ	**Karar No:2020/29-46**	**Tarih:07.12.2020**
	Dr.Öğr.Üyesi Kadir Akgüngör'ün sorumlusu olduğu **"Monte Carlo Simülasyonu ile VMAT ve IMRT Planlarının Liner Hızlandırıcı Kayıt Dosyalarından Doz Dağılımlarının Hesaplanması"** isimli klinik araştırmaya ait başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, etik açıdan çalışmanın gerçekleştirilmesinin uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.	
ETİK KURUL BİLGİLERİ		
ÇALIŞMA ESASI	Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu	

ETİK KURUL ÜYELERİ

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile İlişkili mi?		İmza
Prof.Dr.Sadık Kıvanç METİN (Başkan)	Kalp ve Damar Cerrahisi	DEU Tıp Fakültesi Kalp Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr. Sermin ÖZKAL (Başkan Yardımcısı)	Tıbbi Patoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Tıbbi Patoloji A.D	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Serkan YENER	Endokrinoloji	DEU Tıp Fakültesi İç Hastalıkları Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Pınar TUNCEL	Tıbbi Biyokimya	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Biyokimya Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Seher Özyürek	Muskuloskeletal Fizyoterapi - Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon	DEU Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Nil Hocaoğlu AKSAY	Tıbbi Farmakoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Murat BEKTAŞ	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Hemşireliği	DEU Hemşirelik Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Hemşireliği	Erkek	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Tufan ÇANKAYA	Tıbbi Genetik	Tıbbi Genetik Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Ayfer DAYI	Davranış Fizyolojisi	DEU Tıp Fakültesi Fizyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Korcan DEMİR	Pediatrik Endokrinoloji	DEU Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Mahmut Cem ERGON	Tıbbi Mikrobiyoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	
Doç.Dr. Aylin Özgen Alpaydın	Göğüs Hastalıkları	DEU Tıp Fakültesi Göğüs Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Öğr.Gör.Dr.Kıvanç YÜKSEL	Biyoistatistik ve Tıbbi Bilişim	Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik ve Bilişim A.D	Erkek	E ☐	H ☒	
Av.Esra FIRTINA	Avukat	DEU Rektörlüğü Hukuk Müşavirliği	Kadın	E ☐	H ☒	
Mehmet Erhan ÖZKUL	Sağlık mensubu olmayan üye	D.E.U Tıp Fakültesi İdari Mali İşler	Erkek	E ☐	H ☒	

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL KARARI

Sayın Dr.Öğr.Üyesi Kadir Akgüngör
Araştırmanıza ilişkin Kurulumuz kararı aşağıda sunulmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederiz.

ETİK KOMİSYONUN ADI	**DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU**
AÇIK ADRES	**Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı 2. Kat İnciraltı-İZMİR**
TELEFON	**0 232 412 22 54-0 232 412 22 58**
FAKS	**0 232 412 22 43**
E-POSTA	**etikkurul@deu.edu.tr**

BAŞVURU BİLGİLERİ	DOSYA NO:	5804-GOA	
	ARAŞTIRMA	UZMANLIK TEZİ ☐ MÜNFERİT ARAŞTIRMA ☐ ÖÇM ☐ YÜKSEKLİSANS ☐ DOKTORA ☒	
	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	**Monte Carlo Simülasyonu ile VMAT ve IMRT Planlarının Liner Hızlandırıcı Kayıt Dosyalarından Doz Dağılımlarının Hesaplanması**	
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU		
	SORUMLU ARAŞTIRMACI ÜNVANI/ADI/SOYADI ve UZMANLIK ALANI	Dr.Öğr.Üyesi Kadir Akgüngör DEÜ Fen Fakültesi Fizik Bölümü	
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☐	ÇOK MERKEZLİ☒

	Belge Adı	**Tarihi**	**Versiyon Numarası**	**Dili**
DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	ARAŞTIRMA İLE İLGİLİ LİTERATÜR	Mevcut		Türkçe ☐ İngilizce ☒ Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐

KARAR BİLGİLERİ	**Karar No:2021/06-41**	**Tarih:22.02.2021**
	Dr.Öğr.Üyesi Kadir Akgüngör'ün sorumlusu olduğu **"Monte Carlo Simülasyonu ile VMAT ve IMRT Planlarının Liner Hızlandırıcı Kayıt Dosyalarından Doz Dağılımlarının Hesaplanması"** isimli klinik araştırmaya ait araştırmacı dilekçesine ilişkin; -Çalışma başlığının **"Monte Carlo Simülasyonu ile İleri Radyoterapi Planlarının Lineer Hızlandırıcı Kayıt Dosyaları Üzerinden Doz Dağılım Hesaplarının Yapılması"** olarak değiştirilmesi ile ilgili bilgi edinilmiş ve uygun bulunmuştur.	

ETİK KURUL BİLGİLERİ

ÇALIŞMA ESASI	Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu

ETİK KURUL ÜYELERİ

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile İlişkili mi?		İmza
Prof.Dr.Sadık Kıvanç METİN (Başkan)	Kalp ve Damar Cerrahisi	DEU Tıp Fakültesi Kalp Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr. Sermin ÖZKAL (Başkan Yardımcısı)	Tıbbi Patoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Tıbbi Patoloji A.D	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Serkan YENER	Endokrinoloji	DEU Tıp Fakültesi İç Hastalıkları Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Pınar TUNCEL	Tıbbi Biyokimya	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Biyokimya Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Murat BEKTAŞ	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Hemşireliği	DEU Hemşirelik Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Hemşireliği	Erkek	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Nil Hocaoğlu AKSAY	Tıbbi Farmakoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Seher Özyürek	Muskuloskeletal Fizyoterapi - Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon	DEU Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Tufan ÇANKAYA	Tıbbi Genetik	Tıbbi Genetik Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Ayfer DAYI	Davranış Fizyolojisi	DEU Tıp Fakültesi Fizyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Korcan DEMİR	Pediatrik Endokrinoloji	DEU Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Mahmut Cem ERGON	Tıbbi Mikrobiyoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	
Doç.Dr. Aylin Özgen Alpaydın	Göğüs Hastalıkları	DEU Tıp Fakültesi Göğüs Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Öğr.Gör.Dr.Kıvanç YÜKSEL	Biyoistatistik ve Tıbbi Bilişim	Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik ve Bilişim A.D	Erkek	E ☐	H ☒	
Av.Esra FIRTINA	Avukat	DEU Rektörlüğü Hukuk Müşavirliği	Kadın	E ☐	H ☒	
Mehmet Erhan ÖZKUL	Sağlık mensubu olmayan üye	D.E.U Tıp Fakültesi İdari Mali İşler	Erkek	E ☐	H ☒	

8.2. Ek-2: Araştırma Kapsamında Yazılan Örnek Kodlar

8.2.1. 3ddose Dosya Analizi

```
1
2  import numpy as np
3  import matplotlib
4  import matplotlib.pyplot as plt
5  from scipy.signal import savgol_filter
6  from scipy.ndimage import *
7  import pydicom
8  import tkinter as tk
9  from tkinter import simpledialog, messagebox
10 from tkinter.filedialog import askopenfilename
11 from pydicom.uid import ImplicitVRLittleEndian
12 from matplotlib.backends.backend_tkagg import FigureCanvasTkAgg
13 import os
14 from datetime import datetime
15 import logging
16 from scipy.ndimage import zoom  # Yeniden örnekleme için
17 import imageio  # TIFF görüntülerini dışa aktarmak için eklendi
18 import tifffile as tiff
19
20 # PyMedPhys'ten gamma fonksiyonunu doğru şekilde içe aktarın
21 from pymedphys import gamma
22
23 # Tkinter uyumluluğu için TkAgg arka ucunu kullanın
24 matplotlib.use('TkAgg')
25
26 # Otomatik hizalama için gerekli fonksiyonları içe aktarın
27 from scipy.ndimage import shift
28 from scipy.signal import correlate2d
29
30 def load_3ddose(title="3DDOSE dosyasını seçin"):
31     """3DDOSE dosyasını yükleyin ve bir 2D doz dilimi çıkarın."""
32     # Ana pencereyi gizleyin
33     root = tk.Tk()
34     root.withdraw()
35
36     # Kullanıcıdan 3DDOSE verileri için piksel aralığını girmesini isteyin
37     try:
38         x_spacing = float(simpledialog.askstring("Girdi", "3DDOSE verileri için x
   piksel aralığını mm cinsinden girin:", parent=root))
39         y_spacing = float(simpledialog.askstring("Girdi", "3DDOSE verileri için y
   piksel aralığını mm cinsinden girin:", parent=root))
40         pixel_spacing_3ddose = [x_spacing, y_spacing]
41         print(f"Kullanıcı tarafından sağlanan 3DDOSE Piksel Aralığı: {
   pixel_spacing_3ddose}")
42     except (TypeError, ValueError):
43         messagebox.showerror("Girdi Hatası", "3DDOSE verileri için geçersiz piksel
```

```
boyutla ({expected_dose_size}) eşleşmiyor.\n"
            "Lütfen 3DDOSE dosyanızdaki tutarsızlıkları kontrol edin."
        )
        return None, None, None

    # Doz verisini 3D bir numpy dizisine dönüştürün
    dose_3d = np.array(dose).reshape(nz, ny, nx)  # Şekil: (nz, ny, nx)

    # Kullanıcıdan düzlem ve koordinat değerini isteyin
    plane = simpledialog.askstring("Girdi", "2D grafik için düzlemi girin (x, y veya z):", parent=root)
    if plane not in ['x', 'y', 'z']:
        messagebox.showerror("Hata", "Geçersiz düzlem girildi. Lütfen 'x', 'y' veya 'z' girin.")
        return None, None, None

    # Seçilen düzlem boyunca koordinat değerini isteyin
    try:
        coord_value = float(simpledialog.askstring("Girdi", f"2D grafik için {plane}-koordinat değerini girin:", parent=root))
    except (TypeError, ValueError):
        messagebox.showerror("Hata", f"Geçersiz {plane} değeri girildi.")
        return None, None, None

    # Kullanıcı girişine bağlı olarak en yakın indeksi bulun ve 2D dilimi çıkarın
    if plane == 'x':
        grid = xgrid
        index = min(range(len(xgrid)), key=lambda i: abs(xgrid[i] - coord_value))
        print(f"Seçilen x-indeksi: {index}, karşılık gelen x-değeri: {xgrid[index]}")

        from scipy.ndimage import median_filter
        smoothed_dose_3d = median_filter(dose_3d, size=3)  # Pencere boyutu filtre için

        # Seçilen x düzlemi için 2D doz verisini çıkarın
        dose_2d1 = smoothed_dose_3d[:, :, index]  # Şekil: (nz, ny)
        # Doz verisini saat yönünde döndürün
        dose_2d2 = np.rot90(dose_2d1, k=2)  # k=2 veriyi 180 derece döndürür
        dose_2d = np.fliplr(dose_2d2)  # Doz verisini yatay olarak ters çevirin
        extent = [ygrid[0], ygrid[-1], zgrid[0], zgrid[-1]]  # Görselleştirme için
    elif plane == 'y':
        grid = ygrid
        index = min(range(len(ygrid)), key=lambda i: abs(ygrid[i] - coord_value))
        print(f"Seçilen y-indeksi: {index}, karşılık gelen y-değeri: {ygrid[index]}")
```

```
        # Seçilen y düzlemi için 2D doz verisini çıkarın
        dose_2d1 = dose_3d[:, index, :]  # Şekil: (nz, nx)
        # Doz verisini saat yönünde döndürün
        dose_2d2 = np.rot90(dose_2d1, k=2)  # k=2 veriyi 180 derece döndürür
        dose_2d = np.fliplr(dose_2d2)  # Doz verisini yatay olarak ters çevirin
        extent = [xgrid[0], xgrid[-1], zgrid[0], zgrid[-1]]
    elif plane == 'z':
        grid = zgrid
        index = min(range(len(zgrid)), key=lambda i: abs(zgrid[i] - coord_value))
        print(f"Seçilen z-indeksi: {index}, karşılık gelen z-değeri: {zgrid[index]}"
)
        # Seçilen z düzlemi için 2D doz verisini çıkarın
        dose_2d = dose_3d[index, :, :]  # Şekil: (ny, nx)
        extent = [xgrid[0], xgrid[-1], ygrid[0], ygrid[-1]]

    root.destroy()
    return dose_2d, filename, pixel_spacing_3ddose

```

8.2.2. DICOM Dosya Analizi

```
def load_dicom():
    """DICOM RT Doz dosyasını yükleyin ve bir 2D doz dilimi çıkarın."""
    # Ana pencereyi gizleyin
    root = tk.Tk()
    root.withdraw()

    # DICOM dosyasını seçmek için bir dosya iletişim kutusu açın
    dicom_file = askopenfilename(title="DICOM dosyasını seçin", filetypes=[("DICOM dosyaları", "*.dcm")])

    if not dicom_file:
        messagebox.showerror("Hata", "Hiçbir DICOM dosyası seçilmedi.")
        return None, None

    try:
        dicom_data = pydicom.dcmread(dicom_file, force=True)
    except Exception as e:
        messagebox.showerror("Hata", f"DICOM dosyasını okuyamadı:\n{e}")
        return None, None

    # Eğer TransferSyntaxUID özelliği eksikse, bunu varsayılan olarak ayarla
    if not hasattr(dicom_data.file_meta, 'TransferSyntaxUID'):
        dicom_data.file_meta.TransferSyntaxUID = ImplicitVRLittleEndian

    # DICOM'dan piksel aralığını çıkarın
    try:
        pixel_spacing_dicom = dicom_data.PixelSpacing  # [x_aralığı, y_aralığı] mm cinsinden
        print(f"DICOM Piksel Aralığı: {pixel_spacing_dicom}")
    except AttributeError:
        messagebox.showerror("DICOM Hatası", "DICOM RT Doz dosyasında PixelSpacing özelliği bulunamadı.")
        return None, None

    # DICOM verileri 3D bir dizi olarak saklanır
    dose_3d = dicom_data.pixel_array  # Şekil: (çerçeveler, satırlar, sütunlar)

    # Kullanıcıdan düzlem ve koordinat indeksi isteyin
    plane = simpledialog.askstring("Girdi", "Yüklenecek doz için düzlemi girin (x, y veya z):")
    if plane not in ['x', 'y', 'z']:
        messagebox.showerror("Hata", "Geçersiz düzlem girildi. Lütfen 'x', 'y' veya 'z' girin.")
        return None, None

    # Seçilen düzlem boyunca indeks değerini isteyin
```

```
    try:
        coord_index = int(simpledialog.askstring("Girdi", f"Dozun yükleneceği {plane}-indeksini girin:"))
    except (TypeError, ValueError):
        messagebox.showerror("Hata", f"Geçersiz {plane}-indeksi girildi.")
        return None, None

    # Düzleme bağlı olarak 2D dilimi çıkar
    if plane == 'x':
        # coord_index'in geçerli bir aralıkta olduğundan emin olun
        coord_index = np.clip(coord_index, 0, dose_3d.shape[2] - 1)
        print(f"Seçilen X-indeksi: {coord_index}")

        # X düzlemi dilimini çıkar
        dose_2d = dose_3d[:, :, coord_index]  # Şekil: (çerçeve sayısı, satırlar)
        dose_2d = dose_2d.transpose(1, 0)  # Gerekirse yönlendirmeyi ayarlayın
    elif plane == 'z':
        coord_index = np.clip(coord_index, 0, dose_3d.shape[1] - 1)
        print(f"Seçilen Y-indeksi: {coord_index}")
        dose_2d = dose_3d[:, coord_index, :]  # Şekil: (çerçeve sayısı, sütunlar)
    elif plane == 'y':
        coord_index = np.clip(coord_index, 0, dose_3d.shape[0] - 1)
        print(f"Seçilen Z-indeksi: {coord_index}")
        dose_2d = dose_3d[coord_index, :, :]  # Şekil: (satırlar, sütunlar)

    # Ana pencereyi kapat
    root.destroy()
    return dose_2d, pixel_spacing_dicom

```

8.2.3. TPS DICOM RT Dosyalarından GAMOS Segmentlerinin Elde Edilmesi

```python
import pydicom
import os
import shutil
import logging

# Configure logging
logging.basicConfig(level=logging.INFO)
logger = logging.getLogger(__name__)

# Specify the directory where you want to remove files
directory_to_remove = "./MonacoPlan_to_Gamos/"

# Remove the entire directory and its contents
shutil.rmtree(directory_to_remove, ignore_errors=True)
logger.info(f"Removed directory: {directory_to_remove}")

# Recreate the empty directory
os.makedirs(directory_to_remove, exist_ok=True)
logger.info(f"Created directory: {directory_to_remove}")

# Replace 'YourRTPlanFile.dcm' with the actual DICOM RT Plan file path
rt_plan_file = "./MonacoPlan/MonacoPhantom_FullPackage.dcm"

# Read the DICOM RT Plan file information
ds = pydicom.dcmread(rt_plan_file, force=True)
logger.info(f"Read DICOM file: {rt_plan_file}")

# Iterate through all beams in the BeamSequence
for beam_number, beam in enumerate(ds.BeamSequence, start=1):
    # Access the beam information
    filename_of_beam = str(beam.BeamName)
    filepath_of_beam = f'./MonacoPlan_to_Gamos/{beam_number}_{filename_of_beam}/'
    os.makedirs(filepath_of_beam, exist_ok=True)
    logger.info(f"Processing beam {beam_number}: {filename_of_beam}")

    # Access the ControlPointSequence for the current beam
    control_point_sequence = beam.ControlPointSequence

    Total_MU = ds.FractionGroupSequence[0].ReferencedBeamSequence[beam_number - 1].
BeamMeterset

    # Determine the padding width (fixed at 2 for numbers less than 100)
    padding = 2
    logger.info(f"Total control points: {len(control_point_sequence)}")

    # Loop through each control point in ControlPointSequence
```

```
    for i, current_item in enumerate(control_point_sequence, start=1):
        # Extract relevant information
        control_point_index = current_item.ControlPointIndex
        mu_weight = current_item.CumulativeMetersetWeight
        jaw_positions = current_item.BeamLimitingDevicePositionSequence[0].
LeafJawPositions
        mlc_positions_y1 = current_item.BeamLimitingDevicePositionSequence[1].
LeafJawPositions

        # Check if BeamLimitingDevicePositionSequence has enough elements
        if len(current_item.BeamLimitingDevicePositionSequence) > 2:
            mlc_positions_y2 = current_item.BeamLimitingDevicePositionSequence[2].
LeafJawPositions
        else:
            mlc_positions_y2 = [0.0] * 80  # Assuming a default value or handle this
case as needed

        # Include SSD in the text file only when control_point_index is 1
        if i == 1:
            ssd = current_item.SourceToSurfaceDistance
            gantry = current_item.GantryAngle
            collimator = current_item.BeamLimitingDeviceAngle
            logger.info(f"Beam parameters - SSD: {ssd}, Gantry: {gantry}, Collimator
: {collimator}")

        # Generate a filename based on the control point index with leading zeros
        if i < 100:
            txt_filename = f'{filepath_of_beam}{i:0{padding}}.geom'
        else:
            # For i >= 100, use natural numbering without padding
            txt_filename = f'{filepath_of_beam}{i}.geom'

        # Write the information to the text file
        with open(txt_filename, 'w') as txt_file:
            txt_file.write(f":P cp {control_point_index}\n")
            txt_file.write(f":P MU {mu_weight:.6f}\n")
            txt_file.write(f":P dia_X1 -1*({jaw_positions[0]:.1f})\n")
            txt_file.write(f":P dia_X2 {jaw_positions[1]:.1f}\n")
            txt_file.write(f":P SSD {ssd:.1f}\n")
            txt_file.write(f":P Gantry {gantry:.1f}\n")
            txt_file.write(f":P Collimator {collimator:.1f}\n")

            # Write MLC positions in reverse order for mlc_Y2 and normal order for
mlc_Y1
            for j, mlc_position_y1 in enumerate(reversed(mlc_positions_y1), start=1):
                if 1 <= j <= 80:
```

```
                    txt_file.write(f":P mlc_Y2_{j:02}_dummy {mlc_position_y1:.1f}\n"
)
                elif 81 <= j <= 160:
                    txt_file.write(f":P mlc_Y1_{j-80:02}_dummy -1*{mlc_position_y1:.
1f}\n")

        logger.info(f"Wrote file: {txt_filename}")

logger.info("Processing complete.")

```

8.3. Ek-3: ÖZGEÇMİŞ



RECEP KANDEMİR

Kişisel Bilgiler

İletişim Bilgileri

İletişim Adresi

Telefon

E-posta

İnternet Sayfası

Öğrenim Bilgileri

15 Eylül 2017 - Şu Anda (7 yıl 3 ay)
Doktora, Doktora, DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ,
TÜRKİYE SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ, MEDİKAL FİZİK
(DR) Ağırlıklı Genel Not Ortalaması: 3.85 / 4.0

15 Ekim 2014 - 10 Eylül 2020 (5 yıl 11 ay)
Ön Lisans, Açıköğretim, ANADOLU ÜNİVERSİTESİ, TÜRKİYE
AÇIKÖĞRETİM FAKÜLTESİ, SAĞLIK KURUMLARI İŞLETMECİLİĞİ PR. (AÇIKÖĞRETİM)
Diploma Numarası: 2020-227285
Ağırlıklı Genel Not Ortalaması: 2.72 / 4.0

17 Eylül 2012 - 15 Temmuz 2015 (2 yıl 10 ay)
Yüksek Lisans, Tezli Program, DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ, TÜRKİYE
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ, MEDİKAL FİZİK (YL) (TEZLİ)
Diploma Numarası: 201507134
Ağırlıklı Genel Not Ortalaması: 3.77 / 4.0

06 Eylül 2007 - 13 Haziran 2012 (4 yıl 10 ay)
Lisans, Anadal/Normal Öğretim, DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ, TÜRKİYE
FEN FAKÜLTESİ, FİZİK PR.
Diploma Numarası: 2233
Ağırlıklı Genel Not Ortalaması: 2.56 / 4.0

01 Eylül 2003 - 01 Haziran 2007 (3 yıl 10 ay)
MİLLİ EĞİTİM BAKANLIĞI İL MİLLİ EĞİTİM MÜDÜRLÜKLERİ VE OKULLAR SAMSUN İLİNDEKİ OKULLAR ALAÇAM İLÇESİNDEKİ OKULLAR ALAÇAM ANADOLU LİSESİ, TÜRKİYE
Ağırlıklı Genel Not Ortalaması: 80.24 / 100.0

Deneyim / İşyeri Bilgileri

Mart 2023 - Şu Anda (1 yıl 9 ay) (Tam Zamanlı)
ÖĞRETİM GÖREVLİSİ, ÖĞRETİM GÖREVLİSİ, DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK HİZMETLERİ MESLEK YÜKSEKOKULU TIBBİ HİZMETLER VE TEKNİKLER BÖLÜMÜ RADYOTERAPİ PR.

Şubat 2020 - Temmuz 2020 (6 ay) (Yarı Zamanlı)
ÖĞRETİM GÖREVLİSİ, İZMİR EKONOMİ ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK HİZMETLERİ MESLEK YÜKSEKOKULU

Mart 2019 - Mart 2023 (4 yıl 1 ay) (Tam Zamanlı)
TEKNİK PERSONEL, EGE ÖZEL ONKOLOJİ MERKEZİ LTD. ŞTİ.
İdari Görev: YÖNETİCİ

Aralık 2014 - Şubat 2019 (4 yıl 3 ay) (Tam Zamanlı)
TEKNİK PERSONEL, DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ DAHİLİ TIP BİLİMLERİ BÖLÜMÜ RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI

Yabancı Dil Bilgileri

İNGİLİZCE (Okuma: İyi, Yazma: İyi, Konuşma: İyi)

Bilimsel Teknolojik Faaliyet Alanları

Bilimsel Teknolojik Faaliyet Alanı Bilgileri

Temel Bilimler -- Fizik -- Disiplinlerarası Fizik ve İlgili Bilim ve Teknoloji Alanları -- Biyolojik ve tıbbi fizik

Sağlık Bilimleri -- Tıp -- Dahili Tıp Bilimleri -- Radyasyon Onkolojisi

Anahtar Kelimeler

Fizik

Tıbbi Fizik

Fizik Simülasyonları

Monte Carlo Simülasyonu

Radyasyon Fiziği

Radyasyon Terapi Fiziği

Radyasyon Dozimetri

Radyasyon Onkolojisi

Bilgisayarlı Tomografi

Ar-Ge Yetkinlik

Makaleler

A. ŞENGÜL, T. TOKSOY, R. KANDEMİR & K. KARAALİ, Feasibility of board tilt angle on critical organs during hippocampus-sparing whole-brain radiotherapy, International Journal of Computational and Experimental Science and Engineering, 2024, 2149-9144, 10.

O. AYRANCIOĞLU, G. ŞİŞMAN, R. KANDEMİR, C. AYRANCIOĞLU, K. AKGÜNGÖR & L. Z. A. ALICIKUŞ, Comparison of the Sensitive Volume Response of the Three Different Cylindrical Ionization Chambers with GEANT4 Simulations Using the Concept of Output Factor, TURKISH JOURNAL OF ONCOLOGY, 2024, 1300-7467, 39, 1, 27-38.

R. KANDEMIR, I. OZSOYKAL & K. AKGUNGOR, The Software with a Graphical User Interface for GAMOS: Basic Training and an Educational Tool for Medical Physicists, POLISH JOURNAL OF MEDICAL PHYSICS AND ENGINEERING, 2023, 1898-0309, 29, 1, 42-49.

A. YURT, I. OZSOYKAL, R. KANDEMIR & E. ADA, LOCAL STUDY OF DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS FOR COMPUTED TOMOGRAPHY EXAMINATIONS OF ADULT PATIENTS IN IZMIR, TURKEY, RADIATION PROTECTION DOSIMETRY, 2020, 0144-8420, 190, 4, 446-451.

I. ER, S. KINAY, R. KANDEMIR, F. OBUZ & A. N. DEMIRAL, The Effects of the Amount of Bladder Filling on Normal Tissue Doses in 3-dimensional HDR Vaginal Cuff Brachy Therapy, TURK ONKOLOJI DERGISI-TURKISH JOURNAL OF ONCOLOGY, 2019, 1300-7467, 34, 4, 275-282.

Bildiriler

C. CEYLAN, R. KANDEMİR, Ö. SÖKE, W. STARBUCK, S. CAN, N. B. GÜVEN & H. TATLI, SCRIPTING AUTOPLANNING APPROACH FOR EARLY-STAGE PROSTATE CANCER VMAT PLANNING UNDER RTOG 415 RECOMMENDATIONS IN MONACO, Poster Sunumu, 5th European Congress of Medical Physics, 11 Eylül 2024, 14 Eylül 2024.

R. KANDEMİR & K. AKGÜNGÖR, 3D Yu?zey Tarayıcı ile Du?zles?tirici Filtrenin Modellenmesi ve Monte Carlo Simu?lasyonu ile Geometrisinin Dog?rulanması, Poster Sunumu, 19. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, 02 Ekim 2023, 05 Ekim 2023.

R. KANDEMİR, O. AYRANCIOĞLU, H. EPİK & K. AKGÜNGÖR, Geometric Biasing Yo?ntemi Kullanarak Monte Carlo Hesaplamalarının Optimizasyonu, Poster Sunumu, 19. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, 02 Ekim 2023, 05 Ekim 2023.

V. SEMİZ, B. AYDIN, D. GÜLŞAN, E. ÖZKAYA, E. ATAÇ, Ş. KINAY, D. AKÇAY, R. KANDEMİR, M. CAN & İ. GÖRKEN, The Effect of Deep Inspiration Breath-Hold Technique on Right Coronary Artery, Heart, and Liver Doses in Right Breast Cancer Radiotherapy, Poster Sunumu, American Society for Therape American Society of Radiation Oncology (ASTRO) Annual Meeting 2023, 01 Ekim 2023, 04 Ekim 2023.

V. SEMİZ, B. AYDIN, E. ATAÇ, D. GÜLŞAN, E. ÖZKAYA, Ş. KINAY, D. AKÇAY, R. KANDEMİR & İ. GÖRKEN, Die Auswirkung der Atemanhaltetechnik auf die Dosis der rechten Koronararterie, das Herz und der Leber bei der Strahlentherapie des rechtsseitigen Brustkrebses, Poster Sunumu, he 29th Annual Congress of the German Society of Radiation Oncology (DEGRO), 22 Haziran 2023, 25 Haziran 2023.

R. KANDEMİR & K. AKGÜNGÖR, Elekta Synergy Lineer Hızlandırıcı Tedavi Kafası Geometrisinin CAD ile Çizimi ve Geant4 Monte Carlo Yazılımına Aktarılması, Sözlü Sunum, 18. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, 05 Kasım 2021, 07 Kasım 2021.

R. KANDEMİR & K. AKGÜNGÖR, Hasta Kalite-Kontrol Sonuçlarının Takip ve Analizini Yapan Python Yazılımı, Sözlü Sunum, 18. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, 05 Kasım 2021, 07 Kasım 2021.

B. AYDIN, L. Z. ARICAN ALICIKUŞ, R. KANDEMİR & İ. GÖRKEN, Correlation between bone marrow dose volumes and acute hematological toxicity in rectal cancer patients treated with volumetric arc-therapy, Poster Sunumu, OGRO JAHRESTAGUNG SALZBURG, 28 Eylül 2018, 29 Eylül 2018.

İ. ÖZSOYKAL, R. KANDEMİR & A. YURT, Diagnostic Reference Levels For Computed Tomography Examinations Of Adult Patients, Poster Sunumu, European Congress Of Medical Physics 2018, 23 Ağustos 2018, 25 Ağustos 2018.

R. KANDEMİR, B. AYDIN, I. ER, G. ŞİŞMAN & A. N. DEMİRAL, Factors Affecting Urethral Dose In Intracavitary Brachytherapy Using Multichannel Vaginal Applicator, Poster Sunumu, European Congress Of Medical Physics 2018, 23 Ağustos 2018, 25 Ağustos 2018.

R. KANDEMİR & A. N. DEMİRAL, 3-b Vajen Kaf Brakiterapisi Uygulanan Hastaların Hedef Ve Normal Doku Dvh Sonuçlarnn Brakipad Yazlm Ile Izlenmesi, Poster Sunumu, 13. Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi, 27 Nisan 2018, 01 Mayıs 2018.

R. KANDEMİR, B. AYDIN, I. ER & A. N. DEMİRAL, Çok Kanall Vajinal Aplikatör Kullanlan Intrakaviter Brakiterapide Üretra Dozunu Etkileyen Faktörler, Poster Sunumu, 13. Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi, 27 Nisan 2018, 01 Mayıs 2018.

R. KANDEMİR, B. AYDIN, I. ER, G. ŞİŞMAN & A. N. DEMİRAL, Çok Kanallı Vajinal Aplikatör Kullanılan İntrakaviter Brakiterapide Üretra Dozunu Etkileyen Faktörler, Poster Sunumu, XIII. Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi, 27 Nisan 2018, 01 Mayıs 2018.

R. KANDEMİR, G. ŞİŞMAN & T. ALKAN, AAPM TG-195 nolu Raporuna Dayalı HVL ve QVL değerlerinin GAMOS Monte Carlo Simülasyonu İle Elde Edilmesi, Sözlü Sunum, 16. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, 28 Ekim 2017, 30 Ekim 2017.

R. KANDEMİR, Aapm Tg-195 Nolu Raporuna Dayal Hvl Ve Qvl Değerlerinin Gamos Monte Carlo Simülasyonu Ile Elde Edilmesi, Sözlü Sunum, 16. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, 28 Ekim 2017, 30 Ekim 2017.

R. KANDEMİR, Brakiterapi Hasta Veritaban Ve Eqd2 Hesaplaycs: Brakipad, Sözlü Sunum, 16. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, 28 Ekim 2017, 30 Ekim 2017.

R. KANDEMİR, Brakiterapi Hasta Veritabanı ve EQD2 Hesaplayıcısı: Brakipad, Sözlü Sunum, 16. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, 28 Ekim 2017, 30 Ekim 2017.

A. YURT, İ. ÖZSOYKAL, R. KANDEMİR, D. ELMALI & C. INCE, Yetişkin Hastaların Bilgisayarl Tomografi Incelemelerinde Tansal Referans Düzeyler, Sözlü Sunum, 16. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, 28 Ekim 2017, 30 Ekim 2017.

R. KANDEMİR, Üç Boyutlu Hdr Vajinal Kaf Brakiterapisinde Mesane Doluluk Miktarnn Normal Doku Dozlar Üzerine Etkisi, Poster Sunumu, 16. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, 28 Ekim 2017, 30 Ekim 2017.

I. ER, Ş. KINAY, R. KANDEMİR, F. OBUZ & A. N. DEMİRAL, Effect Of The Amount Of Bladder Filling On Normal Tissue Doses In 3d-hdr Vaginal Vault Brachytherapy, Poster Sunumu, Estro 36, 05 Mayıs 2017, 09 Mayıs 2017.

D. AKÇAY, R. KANDEMİR & Ö. AZAKLIOĞLU, Small Field Output Correction Factors For 6-x And 6-x Fff Beams: Gamos Monte Carlo Study, Poster Sunumu, Estro 35, 29 Nisan 2016, 03 Mayıs 2016.

Y. Z. HAZERAL, M. KÖYLÜ, B. HAZERAL, R. KANDEMİR, N. OLACAK & Y. ANACAK, Tedavi Doğrulamasnda Kullanlan Görüntüleme Teknikleri Için Antropomorfik Fantom Dozlarnn Incelenmesi, Sözlü Sunum, Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi, 20 Nisan 2016, 24 Nisan 2016.

I. ER, Ş. KINAY, R. KANDEMİR, F. OBUZ & A. N. DEMİRAL, Üç Boyutlu Hdr Vajinal Kaf Brakiterapisinde Mesane Doluluk Miktarinin Normal Doku Dozlari Üzerine Etkisi, Sözlü Sunum, Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi, 20 Nisan 2016, 24 Nisan 2016.

R. KANDEMİR, K. AKGÜNGÖR & H. EPİK, Siemens Bilgisayarl Tomografi Cihaznn Bowtie Filtre Geometrisinin Monte Carlo Simülasyonu Ile Belirlenmesi, Sözlü Sunum, 15. Medikal Fizik Kongresi, 16 Temmuz 2015, 19 Temmuz 2015, 82 - 82.

D. AKÇAY, R. KANDEMİR & Ö. AZAKLIOĞLU, 6 Mv-x Filtreli Ve Filtresiz Işnlarda, Küçük Alan Output Düzeltme Faktörünün Monte Carlo Yöntemi Ile Hesaplanmas, Sözlü Sunum, 15. Medikal Fizik Kongresi, 16 Mayıs 2015, 19 Haziran 2015, 73 - 73.

A. YURT, R. KANDEMİR & H. ÇETİN, Agfa Cr Sistemlerinde Lgm Değerlendirmelerinin Hasta Dozlarna Etkisinin Değerlendirilmesi, Sözlü Sunum, 14. Medikal Fizik Kongresi, 21 Kasım 2014, 24 Kasım 2014, 84 - 84.

R. KANDEMİR & E. ADA, Lomber Vertebra Tansal Bt Tetkiki Yaplmş Hastalarn Efektif Doz Tahmini (hesab), Kanser Risk Değerlendirilmesi Ve Çekim Protokollerinin Doğruluklarnn Tartşlmas: Retrospektif Çalşma, Poster Sunumu, 14. Medikal Fizik Kongresi, 21 Kasım 2014, 24 Kasım 2014.

R. KANDEMİR, E. ADA & K. AKGÜNGÖR, Düşük Enerjili Diagnostik X-şn Spektrumuna Filtre Etkisinin Geant4 Tabanl Gamos Ile Monte Carlo Simülasyonu, Sözlü Sunum, Genç Fizikçiler Kongresi (gefik), 15 Temmuz 2014, 16 Temmuz 2014, 18 - 18.

E. TAVLAYAN, R. KANDEMİR & U. E. DOKULAR, Monte Carlo Yardmyla Mhdr Ir-192 Kaynağnn Modellenmesi Ve Doz Karakteristiklerinin Incelenmesi, Poster Sunumu, 11. Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi, 23 Nisan 2014, 27 Nisan 2014.

R. KANDEMİR & E. ADA, Estimation Of Effective Dose And Cancer Risk Of Lumbar Spine Ct Patients Using Dose Lenght Product And Conversion Factors: Resrospective Study, Poster Sunumu, Medical Physics In The Baltic States, 10 Eylül 2013, 12 Eylül 2013, 168 - 170.

R. KANDEMİR & E. ADA, Geriye Dönük Tansal Amaçl, Bilgisayarl Tomografi Incelemelerine Dayanarak Efektif Hasta Dozlarnn Tahmin Edilmesi (hesaplanmas), Hasta Risk Değerlendirmesinin Yaplmas Ve Hasta Dozlar Açsndan Ilgili Çekim Protokolünün Iyileştirilmesi, Poster Sunumu, Genç Fizikçiler Kongresi (gefik), 08 Temmuz 2013, 10 Temmuz 2013, 26 - 26.

R. KANDEMİR, M. AYGÜN & E. TAVLAYAN, Eksternal Radyoterapide Foton Doz Algoritmalarnn Araştrlmas, Sözlü Sunum, Genç Fizikçiler Kongresi (gefik), 13 Haziran 2012, 15 Haziran 2012, 32 - 32.

Ödüller

Diğer, Ulusal, En Iyi Poster Ödülü, Üç Boyutlu Hdr Vajinal Kaf Brakiterapisinde Mesane Doluluk Miktarının Normal Doku Dozları U?zerine Etkisi, Ödül Alınan Kurum: MEDİKAL FİZİK DERNEĞİ, TÜRKİYE, 30 Ekim 2017.

TÜBİTAK Burs ve Destekleri

BİDEB Destekleri

RECEP KANDEMİR, Etkinlik Destekleri ve Eğitim Bursları Müdürlüğü, 2210-C Öncelikli Alanlara Yönelik Yurt İçi Yüksek Lisans Burs Programı, Borcunu Bitirdi, 2013 - 2, 01.11.2013 - 11.12.2014.

Panelistlik/İzleyicilik/Raportörlük Sayısı

Görev	ARDEB	BİDEB	BİLİM TOPLUM	UİDB	TEYDEB	Toplam
Hakemlik/Panelistlik/Dış Danışmanlık Sayısı	0	0	0	0	0	0
Moderatorlük Sayısı	0	0	0	0	0	0
İzleyicilik/Danışmanlık Sayısı	0	0	0	0	0	0
Raportörlük Sayısı	0	0	0	0	0	0
Katılmadığı Panelistlik/Dış Danışmanlık Sayısı	0	0	0	0	0	0

8.4. Ek-4: Yayınlar

8.4.1. Yayın-1: The Software with a Graphical User Interface for GAMOS: Basic Training and an Educational Tool for Medical Physicists

sciendo
Polish Journal of Medical Physics and Engineering
The Journal of Polish Society of Medical Physics
ISSN 1898-0309, doi: 10.2478/pjmpe-2023-0005
March 2023
Vol 29, Issue 1

Technical Note

The Software with a Graphical User Interface for GAMOS: Basic Training and an Educational Tool for Medical Physicists

Recep KANDEMIR [1,ABCDEF,*], İsmail Özsoykal [1,D], Kadir AKGÜNGÖR [2,EF]
[1]*Department of Medical Physics, Institute of Health Sciences, Dokuz Eylül University, Turkey*
[2]*Department of Physics, Faculty of Science, Dokuz Eylül University, Turkey*
[*]*Corresponding author: Recep Kandemir; recepkandemir@medikalfizikci.com*

(received 7 August 2022; revised 10 January 2023; accepted 17 January 2023)

Abstract

Introduction: It is necessary to have special experience to perform the Monte Carlo calculation, commonly used in medical physics and accepted as the gold standard. In this study, we developed software to teach basic steps to medical physicists who were inexperienced in the medical linear accelerator Monte Carlo simulation.
Material and methods: For the design interface, a software called GamosLinacGUI was developed using Gnome Builder, Python, and GTK. The user, who wants to learn the basics of GAMOS and simulate a linear accelerator, can enter the values in the software, select some options and quickly create geometry and physics files.
Results: For proof that the software generates the correct inputs for GAMOS simulation in the same conditions for the measurements and calculations. Required files for GAMOS have been created and tested and run the simulation accordingly. This software was tested with Centos Linux.
Conclusions: GamosLinacGUI has been successfully developed, which creates the geometry and physics files required for the simulation with GAMOS as a training and learning tool.

Keywords: educational software; graphical user interface; Monte Carlo simulation; GAMOS.

Introduction

External beam therapy, or radiotherapy, is one of the common methods used for cancer treatment. The main principle of radiotherapy is to provide the maximum dose to the tumor volume while, on the other hand, keeping it under certain threshold levels for healthy tissues and organs at risk. This principle helps avoid normal tissue complications and take the tumor under control.[1]

It is not possible to make in-vivo measurements of patient dose during radiotherapy. However, it is possible to make a series of complex calculations before the treatment and obtain the dose distributions within the body of the patient. This goal is achieved by a set of computer-based algorithms that build up a treatment planning system (TPS).[2]

The Monte Carlo method is commonly used in many fields related to mathematics and physics. It simply aims to estimate the values of unknown quantities by following the principles of inferential statistics. In medical physics, particularly, the Monte Carlo method is used to determine the probability distributions of radiation-matter interactions based on a number of variables (particle type, particle energy, physical properties of the target material, etc.). This is followed by an accurate prediction of different interactions, which occur in different frequencies and yield unique outcomes. Finally, these estimates are converted into absorbed dose distributions within the medium of interest.[3]

Advances in computer technology have enabled complex equations such as electron and photon transport to be solved in shorter periods and with higher accuracy. Moreover, computers provided with the necessary technical equipment for executing these Monte Carlo based calculations can be accessed much more easily today, compared to the early periods corresponding to the middle of the 1900s. As a result, the number of studies on Monte Carlo techniques has increased day by day, and the use of this method in medical physics has become widespread.[4-6]

From the 1970s on, there have been several Monte Carlo based codes developed focusing on radiation dosimetry in medical applications, especially radiotherapy. Mainly known among these are EGS, MCNP, PENELOPE, and GEANT4.[7-10] Each code requires a certain language of programming to be known by the user. For example, GEANT4 code is based on C ++ as a programming language. As a toolkit, the GEANT4 is installed with several different tools. These tools are used to construct several files with their headers, which in turn need to be

© 2023 Authors
This is an open access article licensed under the Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivs License (http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/).

Authors' contribution:
A – Research concept and design, B – Collection and/or assembly of data, C – Data analysis and interpretation, D – Writing the article, E – Critical revision of the article, F – Final approval of the article.

8.4.2. Yayın-2:Comparison of the Sensitive Volume Response of the Three Different Cylindrical Ionization Chambers with GEANT4 Simulations Using the Concept of Output Factor

TURKISH JOURNAL of ONCOLOGY

Turk J Oncol 2024;39(1):27–38
doi: 10.5505/tjo.2023.4183

ORIGINAL ARTICLE

Comparison of the Sensitive Volume Response of the Three Different Cylindrical Ionization Chambers with GEANT4 Simulations Using the Concept of Output Factor

Oğuzhan AYRANCIOĞLU,[1,2] Gizem ŞİŞMAN,[2] Recep KANDEMİR,[2] Ceren AYRANCIOĞLU,[2,3] Kadir AKGÜNGÖR,[4] Lütfiye Zümre ARICAN ALICIKUŞ[1]

[1]Department of Radiation Oncology, İzmir Tınaztepe University Galen Hospital, İzmir-*Türkiye*
[2]Department of Medical Physics, Dokuz Eylül University, Institution of Health Science, İzmir-*Türkiye*
[3]İzmir Tınaztepe University, Vocational School of Health Services, İzmir-*Türkiye*
[4]Department of Atomic and Molecular Physics, Dokuz Eylül University, Faculty of Science, İzmir-*Türkiye*

OBJECTIVE

This study aims to contribute to the literature the broadened demonstration of energy-related and field size-related responses of three different cylindrical ionization chambers, commonly used for clinical applications of the therapeutic photon beams, using GEANT4 code.

METHODS

GEANT4 simulation of Varian TrueBeam STx was compared with the real-time measurements. The variations in the output factor (OF) measurements depending on field sizes ranging from 0.6×0.6 cm^2 to 30×30 cm^2 and photon energies of 6MV, 6MV-FFF, 10MV, 10MV-FFF, and 15MV were recorded for each chamber and compared with the GEANT4 simulations. Response of the chambers was analyzed depending on those OFs.

RESULTS

The GEANT4 simulation model was validated. All the chambers were in a good agreement within 1.5% for field sizes between 4×4 cm^2 and 30×30 cm^2. The farmer chamber presented a major deviation up to 22% for the field sizes smaller than 4×4 cm^2. Semiflex and pinpoint chambers have an agreement within 2% and 5.5% for 3×3cm^2 and 2×2 cm^2, respectively.

CONCLUSION

The chambers evaluated in this study can be used reliably for all photon energies and field sizes between 4×4 cm^2 and 30×30 cm^2. To obtain accurate measurements for field sizes smaller than 3×3 cm^2, it is recommended to use detectors with a smaller sensitive volume instead of the detectors used in this study.

Keywords: Detector sensitive volume; GEANT4; Monte Carlo; output factor.
Copyright © 2024, Turkish Society for Radiation Oncology

INTRODUCTION

The output factor (OF) measurements of a medical linear accelerator are one of the most critical parameters affecting the accuracy of radiation therapy. Incorrect acquisition of this factor causes an error in the determination of the Monitor Unit (MU) therefore incorrect radiation treatment.

Received: September 30, 2023
Accepted: October 14, 2023
Online: December 11, 2023

Accessible online at:
www.onkder.org

MSc. Oğuzhan AYRANCIOĞLU
İzmir Tınaztepe Üniversitesi Galen Hastanesi,
Radyasyon Onkolojisi Kliniği,
İzmir-Türkiye
E-mail: oguzhanayrancioglu@gmail.com

OPEN ACCESS This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License.

8.4.3. Yayın-3:Feasibility of Board Tilt Angle on Critical Organs during Hippocampus-Sparing whole-Brain Radiotherapy

International Journal of Computational and Experimental Science and ENgineering (IJCESEN)

Vol. 10-No.1 (2024) pp. 49-55
http://www.ijcesen.com

ISSN: 2149-9144

Copyright © IJCESEN

Research Article

Feasibility of Board Tilt Angle on Critical Organs during Hippocampus-Sparing whole-Brain Radiotherapy

Aycan SENGUL[1]*, Turgay TOKSOY[2], Recep KANDEMIR[3,4], Kamil KARAALI[5]

[1] Akdeniz University, Vocational School of Health Services, Antalya, Turkey
*** Corresponding Author Email:** aycansngl@gmail.com - **ORCID:** 0000-0003-4548-5403

[2]Bursa Ali Osman Sönmez Oncology Hospital, Bursa,Turkey
Email: turgay.toksoy@saglik.gov.tr - **ORCID:** 0000-0002-9747-9016

[3]Vocational School of Health Services, Radiotherapy Program, Dokuz Eylul University, İzmir, Turkey
[4]Department of Medical Physics, Institution of Health Sciences, Dokuz Eylul University, İzmir, Turkey
Email: recep.kandemir@deu.edu.tr- **ORCID:** 0000-0003-0979-7354

[5]Faculty of Medicine, Department of Radiology, Akdeniz University, Antalya, Turkey
Email: kamilkaraali@gmail.com - **ORCID:** 0000-0002-2716-4422

Article Info:

DOI: 10.22399/ijcesen.292
Received : 25 January 2024
Accepted : 18 February 2024

Keywords

helical tomotherapy
hippocampus
whole-brain radiotherapy
dosimetry

Abstract:

The objective of this study was to investigate the impact of altering the board angle on critical organ doses during whole-brain irradiation. Tomography images of the head region of the rando phantom were taken at angles of 0°, 10°, 20°, 30°, and 40°. Target volume (PTV) and organ at risk (OAR) contours were created on CT images using RTOG 0933 criteria. Tomography images of the head region of the rando phantom were taken at angles of 0°, 10°, 20°, 30°, and 40°. Target volume (PTV) and critical organ contours were created on CT images using RTOG 0933 criteria. During this comparative study, we aimed to achieve a standardized dose distribution in the PTV. We evaluated the doses received by D2 (minimum dose received by 2% of the target volume), D98 (minimum dose received by 98% of the target volume), D50 (dose received by 50% of the target volume), and organs at risk (OAR) in the PTV using CT scans taken at different angles. Additionally, we compared the homogeneity index (HI), conformity index (CI), and treatment time (MU) values. This method aimed to decrease the dose of the OAR region near the target volume, specifically the hippocampus. Our findings indicate that a board angle of 30^0 offers the greatest protection in terms of critical organ doses.

1. Introduction

In radiotherapy, the objective is to administer the full dose to the target organ while minimizing the dose to the surrounding critical structures. The key steps in treatment planning are accurately defining the target volume and organ at risk (OAR) [1]. Technological advancements in medical imaging techniques, dosimetric software, and treatment devices have made it possible to distribute the dose defined in the target volume as desired. Dose volume histograms (DVH) and isodose curves [2-4]. can be used to analyze plans created in different planning systems. While isodose evaluation and/or DVH evaluation may be sufficient for target volume evaluation, it is also useful to compare plans in terms of conformity index (CI) and homogeneity index (HI) values [5]. These values take into account the target volume with OAR doses.

Treatment planning is performed using various treatment planning systems (TPS) and radiotherapy (RT) techniques. Several studies have demonstrated that Tomotherapy reduces critical organ doses [6-9].

Whole brain irradiation is a palliative treatment for patients with various malignancies that have brain metastases or prophylactic treatment for patients with small cell lung carcinoma [10-14]. As anticipated, the hippocampus plays a crucial role in learning, memory, and mood regulation [15]. Recent clinical studies have shown that there

8.4.4. Yayın-4:Local Study of Diagnostic Reference Levels for Computed Tomography Examinations of Adult Patients In Izmir, Turkey

Radiation Protection Dosimetry (2020), pp. 1–6 doi:10.1093/rpd/ncaa121

LOCAL STUDY OF DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS FOR COMPUTED TOMOGRAPHY EXAMINATIONS OF ADULT PATIENTS IN İZMIR, TURKEY

Ayşegül Yurt[1,2,*], İsmail Özsoykal[1], Recep Kandemir[1] and Emel Ada[3]
[1]Department of Medical Physics, The Health Sciences Institute, Dokuz Eylül University, Balçova, İzmir, Turkey
[2]The Vocational School of Health Services, Dokuz Eylül University, Balçova, İzmir, Turkey
[3]Department of Radiology, Faculty of Medicine, Dokuz Eylül University, Balçova, İzmir, Turkey

*Corresponding author: aysegul.yurt@gmail.com, ayurt@deu.edu.tr

Received 11 May 2020; revised 14 August 2020; editorial decision 6 August 2020; accepted 16 August 2020

Purpose: This study aims to develop local diagnostic reference levels (DRLs) for the most common computed tomography (CT) examinations carried out around Izmir, Turkey. Methods: Five common CT examinations (head, neck, chest, abdomen–pelvis (AP), chest–abdomen–pelvis (CAP)) from four different radiology centres have been included in the study. CT dose index-volume ($CTDI_{vol}$) and dose length product (DLP) values were recorded for 50 patients per exam in each centre. Third quartiles of $CTDI_{vol}$ and DLP values were determined as DRLs and compared with international findings. Results: 51.3% of the patients were male and 48.7% were female, with a mean age of 57 (between 18 and 93). DRLs for $CTDI_{vol}$ were recorded as 70, 16, 15, 23 and 16 for head, neck, chest, AP and CAP examinations, respectively, while the corresponding DLPs were 1385, 604, 567, 998 and 1180 mGy.cm. Conclusion: Results are mostly comparable to the latest international data, except for the head examinations, which were observed to slightly exceed the DRLs established by other countries.

INTRODUCTION

Computed tomography (CT) offers great advantages in the identification of diseases with its ever-increasing technology. However, as a 3D imaging system, it contains higher radiation doses than conventional imaging methods such as radiography and fluoroscopy. An extensive research in the UK showed that only 11% of all applications performed in radiology departments are CT applications, yet 68% of the effective radiation dose to patients in diagnostic radiology is due to CT by 2008[1]. This brought the individual and public doses originating from CT to a controversial point where they should be handled and managed carefully[2–6].

It is known that in order to predict a statistically significant risk of cancer that may develop as a result of radiation exposure, the annual effective dose to which the person is exposed must exceed 100 mSv. The risk to develop cancer is directly proportional to the amount of dose above this level of exposure. On the other hand, in cases such as CT examinations where radiation exposures are below 100 mSv, it is not realistic to mention a linear dose–risk relationship. However, in accordance with conservative approaches and protective strategies, it is reasonable to consider this relationship as an existing limiting case[7]. Therefore, for a CT scan, it is necessary to strictly adhere to the principles of radiation protection, such as justification, optimization and maximum dose limitations[7].

A current study, which was carried out to analyse over 2 million CT examination (head, chest and abdomen) data collected from seven countries in 2019, has indicated high differences in patient doses, especially for examinations involving chest and abdomen regions. These differences have been concluded to mostly generate from the different exposure parameters selected by the users prior to the CT scan. Therefore, it is still an important goal to optimize patient doses from CT examinations to a general standard that can be consistent nationally and/or internationally[8].

One of the basic tools representing the aforementioned standard in order to optimize the patient dose for each CT examination is diagnostic reference levels (DRLs), recommended by ICRP[9]. DRLs are important dose databases that help optimize the radiation exposure of patients in radiological examinations performed for similar purposes in different radiology centres. These databases, which can represent local, national or regional data, provide relevant imaging departments with the opportunity to review their examination protocols by means of patient dose. Primarily carried out by the UK, USA and other European countries, establishment of DRLs is now a worldwide practice, which is recommended to be

© The Author(s) 2020. Published by Oxford University Press. All rights reserved. For Permissions, please email: journals.permissions@oup.com