

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ
NÜKLEER BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**MODERN TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMLERİNİN
DOZİMETRİK OLMAYAN KABUL TESTLERİ
ve KALİTE KONTROLÜ**

N. Burcu SAVTEKİN

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI

Danışman: Doç. Dr. Bahar DİRİCAN

ANKARA

2012

Her hakkı saklıdır

TEZ ONAYI

N. Burcu SAVTEKİN tarafından hazırlanan “Modern Tedavi Planlama Sistemlerinin Dozimetrik Olmayan Kabul Testleri ve Kalite Kontrolü” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından oy birliği / oy çokluğu ile Ankara Üniversitesi Medikal Fizik Anabilim Dalı’nda YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

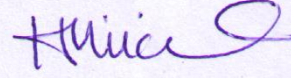
Danışman : Doç. Dr. Bahar DİRİCAN

Jüri Üyeleri : İmza

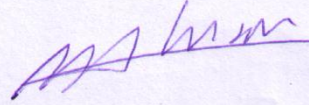
Doç. Dr. Bahar DİRİCAN
(GATA Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı)



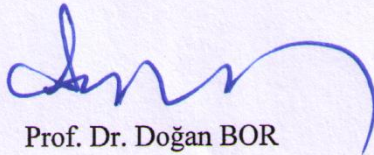
Prof. Dr. Haluk YÜCEL
Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü



Prof. Dr. Müge AKMANSU
Gazi Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi



Yukarıdaki sonucu onaylarım



Prof. Dr. Doğan BOR

Enstitü Müdürü

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

MODERN TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMLERİNİN DOZİMETRİK OLMAYAN KABUL
TESTLERİ ve KALİTE KONTROLÜ

N. Burcu SAVTEKİN

Ankara Üniversitesi
Nükleer Bilimler Enstitüsü
Medikal Fizik Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Bahar DİRİCAN

Bu çalışmada Ankara Gülhane Askeri Tıp Akademisi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda bulunan PrecisePlan Release 2.16 ve Onko Tıp Merkezi'nde bulunan Prowess Panther 5.01 modern tedavi planlama sistemini (TPS) dozimetrik olmayan kabul testleri ve kalite kontrolleri yapılmıştır. Bunun için yapılan testler anatomik tanım demet açıklaması testleri olarak iki ana başlık altında toplanmıştır. TPS'lerde yapılan anatomik tanım testleri ile PrecisePlan Release 2.16 ve Prowess Panther Planlama sisteminin temel hasta girişinin, görüntü girişinin, görüntü kullanımının ve görüntülerin koordinat sistemlerinin, anatomik yapı tanımlarının, otomatik ve manüel konturlamalarının, kontur manüplasyonlarının, hacim oluşturma fonksiyonlarının doğru çalıştığı belirlenmiştir. Ayrıca TPS'lerde yapılan demet açıklaması testleri için PrecisePlan Release 2.16 ve Prowess Panther Planlama sisteminin demet tanımı testleri yapılarak SAD, SSD ve alan boyutlarının doğruluğu, gantri kolimatör ve masa rotasyonlarının yönü ve doğruluğu, oluşturulan çene tanımı ve demet koordinatlarının doğruluğu, ÇYK tanımının, kama ve blok eklemesinin doğruluğu, demet koordinat sistemlerinin tutarlılığı, uyarı ve hata mesajlarının yeterliliği ve bolus tanımının doğruluğu incelenmiş ve sistemlerin düzgün olarak çalıştığı sonucuna varılmıştır. PrecisePlan Release 2.16 ve Prowess Panther Planlama sisteminin demet görüntüsü testleri yapılarak BEV görüntüsü, demet konumu ve şekli, BEV'deki blok demet konumu, ÇYK şeklindeki alan, bolus konumu doğrulanmıştır ve sistemlerin düzgün olarak çalıştığı sonucuna varılmıştır. PrecisePlan Release 2.16 ve Prowess Panther Planlama sisteminin demet geometrisi testleri yapılarak otomatik blok ve yaprak konumlaması, kullanıcı tanımlı blok, DRR doğrusallık ve diverjans, giriş değişim ve düzenleme fonksiyonlarının çalışmalarının doğruluğu onaylanmıştır.

2012, 157 sayfa

Anahtar Kelimeler: TPS, Kabul testleri, TPS'lerin dozimetrik olmayan kabul testleri,

ABSTRACT

Master Thesis

NON-DOSIMETRIC COMMISSIONING and QUALITY CONTROLS
of THE MODERN TREATMENT PLANNING SYSTEMS.

N. Burcu SAVTEKİN

Ankara University
Graduate School of Nuclear Sciences
Department of Medical Physics

Supervisor: Doç. Dr. Bahar DİRİCAN

In this thesis, non-dosimetric commissioning and quality controls of the PrecisePlan Release 2.16 modern treatment planning system (TPS) at Department of Radiation Oncology of Gulhane Military Medical Academy in Ankara and Prowess PantherPlanning modern treatment system at Onko Medical Centre were done. For this purpose, the tests were grouped into two main headings as anatomical and beam description. The accuracy of the TPS functionalities which were basic patient entry, image input and use, co-ordinate system of images, anatomical structures, definition of anatomical structures, automated and manual contouring, manipulation of contours, construction of volumes were verified by performing the anatomical description tests of PrecisePlan Release 2.16 and Prowess Panther planning systems. In addition to this, for the beam description tests performed on TPSs, accuracy of the beam definition, SAD, SSD and field size, gantry and collimator rotation, table movement, jaw definition and beam co-ordinates, multi-leaf collimator definition, wedge and block insertion, consistency check of beam co-ordinate system, warnings and error messages, bolus definition, beam display, beam's-eye-view (BEV)-display, beam position and shape, beam position in BEV, block position in BEV, MLC-shaped field, bolus position, beam geometry, automatic block and auto-leaf positioning, user-defined block, DRR: linearity and divergence of digitally reconstructed radiograph (DRR), input, change and edit functions of the PrecisePlan Release 2.16 and Prowess Panther planning systems were verified.

2012, 158 pages

Key Words: non-dosimetric commissioning, quality controls, the treatment planning systems (TPS), acceptance tests, commissioning

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam için gerekli olan tüm imkanları bana sunan Prof. Dr. Murat BEYZADEOĞLU' na (GATA Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı),

Tezimin hazırlanmasında tecrübelerini ve bilgilerini büyük bir özveriyle ve sevgiyle bana aktaran, yürüdüğüm bu yolda hep yanımda olan, yol gösteren ve yüksek lisans yapmama destek olan danışmanım Doç. Dr. Bahar DİRİCAN' a (GATA Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı),

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı'nda yüksek lisans yapmama, bu alana yönelik kapsamlı dersleri almama fırsat tanıyan ve babacan tavırlarıyla hep yanımda olan Prof. Dr. Doğan BOR' a (Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü),

Medikal fizik ile beni tanıştırdığı ve bu alanda gelişmeye ışık tuttuğu için, Doç. Dr. Haluk DENİZLİ' ye (Abant İzzet Baysal Üniversitesi),

Bu alandaki çalışmalarımın başından sonuna kadar olan tüm süreçte hiçbir zaman desteğini, bilgisini veneyimini benden esirgemeyen sevgili ablam Cemile ÇELİK CEYLAN 'a (Anadolu Sağlık Merkezi Hastanesi, Fiz. Müh.)

Tezimi hazırlamama destek olan GATA' da görev yapan tüm hocalarıma, çalışmanın her safhasında yakın ilgi, bilgi, birikim ve önerileri ile beni her zaman destekleyen Zeynep ÖZEL (Teknisyen), Aslı Sabah YAZICI (Fiz. Müh.) ve Esil Üncüler KARA' ya (Fiz. Müh.),

Tezimin hazırlanması sırasında sürekli bilgi alış verişi yaptığımız arkadaşlarım ve meslektaşlarım Hamza TATLI, Cansu ÖZTÜRK, Salih GÖRÜR' e

Tezimde duygusal desteğini ve çeviri bilgisini benim ile paylaştığı için can yoldaşım, ev arkadaşım, biricik kardeşim Zarife ÇETİNKAYA' ya (İngilizce Öğretmeni)

Tüm yaşamım boyunca hep yanımda olmuş, hiçbir zaman vazgeçmemem için beni şevklendirmiş ve attığım her adımda maddi manevi tüm destekleriyle benimle olmuş olan çok sevgili anneciğim Fatma SAVTEKİN ve babacığım Ertuğrul SAVTEKİN' e

En içten duygularıyla teşekkür eder, şükranlarımı sunarım.

N. Burcu SAVTEKİN

Ankara, Haziran 2012

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
SİMGELER DİZİNİ.....	vi
1. GİRİŞ	1
1. 1 Tedavi Planlaması	2
1. 2 Tedavi Planlama Sistemi.....	3
1. 3 Üç Boyutlu Tedavi Planlama Sistemi	3
1. 4 Kalite Temini	3
1. 5 Kabul Testi	4
1. 6 İşletmeye Alma – Kabul testleri.....	4
1. 7 Kalite Kontrol.....	4
2. KURAMSAL TEMELLER	5
2. 1 Radyoterapi Planlama Sistemi Kalite Temini ve Kabul Testleri	5
2. 2 Kabul Testleri.....	6
2. 2. 1 Bilgisayar donanımı	7
2. 2. 2 Yazılım özellikleri ve fonksiyonları.....	7
2. 2. 3 Karşılaştırma testleri	7
2. 3 Dozimetrik Olmayan Kabul Testleri.....	12
2. 3. 2 Anatomik Yapı Testleri ve Yapılma Nedenleri	13
2. 3. 3 Kontur Testi ve Yapılma Nedenleri	16
2. 3. 4 Yoğunluk Tanımı Testleri ve Nedenleri	19
2. 3. 5 Bolus Testleri ve Nedenleri.....	20
2. 3. 6 Görüntü Kullanım-Gösterim Testleri ve Nedenleri	22
2. 3. 7 Demet Yapılandırması Testi ve Nedenleri.....	25
2. 3. 8 Sistem Okuma Kuralları ve Hareket Tanımları Testi ve Nedenleri.....	27
2. 3. 9 Alan Şekli Dizayn Testi ve Nedenleri.....	29
2. 3. 10 Manüel Demet Açıklığı Giriş Testleri ve Nedenleri	31
2. 3. 11 Kama Testleri ve Nedenleri	32
2. 3. 12 Demet Geometrisi Gösterimi Testi ve Nedenleri.....	34
2. 3. 13 Yöntem (Metodoloji) ve Algoritma Kullanım Testleri ve Nedenleri	36
2. 3. 14 Doz Gösterim Testleri ve Nedenleri	38
2. 3. 15 Doz-Hacim Histogram Testleri ve Nedenleri	41
2. 3. 16 Dozimetrik Olmayan Brakiterapi Testleri ve Nedenleri	44

3. MATERYAL ve YÖNTEM.....	46
3. 1 Materyaller	46
3. 1. 1 Fantomlar	46
3. 1. 2 Tedavi planlama sistemi.....	47
3. 2 Yöntem.....	47
3. 2. 1 Anatomik Tanım	47
3. 2. 2 Demet Açıklaması.....	57
4. BULGULAR.....	65
4. 1 Anatomik Tanım	65
4. 1. 1 Temel Hasta Girişinde Uygulanan Testler	65
4. 1. 3 Anatomik Yapılar.....	76
4. 2 Demet Açıklaması.....	90
4. 2. 1 Demet Tanımı için yapılan testler	90
4. 2. 2 Demet Görüntüsü	109
4. 2. 3 Demet Geometrisi	117
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	121
KAYNAKLAR	142
ÖZGEÇMİŞ	145

SİMGELER DİZİNİ

<i>AAPM</i>	American Association of Physicists in Medicine
<i>BEV</i>	beam's eye view
<i>BIR</i>	British Institute of Radiology
<i>BT</i>	Bilgisayarlı Tomografi
<i>ÇYK</i>	Çok Yapraklı Kolimatör
<i>DICOM</i>	Digital Imaging and Communication in Medicine
<i>DRR</i>	digitally reconstructed radiograph
<i>DVH</i>	dose volume histogram
<i>FOV</i>	field of view
<i>HU</i>	Hounsfield units
<i>IAEA</i>	International Atomic Energy Agency
<i>ICRU</i>	International Commission on Radiological Units and Measurements
<i>ID</i>	Identification
<i>IDL</i>	Isodose Lines
<i>IEC</i>	International Electro technical Commission
<i>IPEM</i>	Institute of Physics and Engineering in Medicine
<i>IPEMB</i>	Institute of Physics and Engineering in Medicine and Biology
<i>IMRT</i>	Intensity modulated radiation therapy
<i>ÇYK</i>	Multi leaf collimator
<i>MR</i>	Magnetic resonance
<i>MRI</i>	Magnetic resonance imaging
<i>MU</i>	Monitor unit
<i>NCS</i>	Netherlands Commission on Radiation Dosimetry
<i>NTCP</i>	Normal tissue complication probability
<i>OAR</i>	Organ at risk
<i>PTV</i>	Planning target volume
<i>QA</i>	Quality assurance
<i>QC</i>	Quality control
<i>RED</i>	Relative electron density
<i>SAD</i>	Source axis distance

<i>SSD</i>	Source skin distance
<i>SSRPM</i>	Swiss Society for Radiobiology and Medical Physics
<i>TCP</i>	Tumor control probability
<i>TG 53</i>	Task group 53
<i>TP</i>	Treatment planning
<i>TPR</i>	Tissue phantom ratio
<i>TPS</i>	Treatment planning system
<i>3D TPS</i>	3D Treatment planning system
<i>VROI</i>	Volume Region of Interest
<i>YART</i>	Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
<i>Z</i>	Atom numarası

ŞEKİLLER

Şekil 2. 1: Doz hacim histogramları.....	8
Şekil 2. 2: Çıktı	8
Şekil 2. 3: Görüntü giriş testleri	13
Şekil 2. 4: Görüntü kullanım testi	24
Şekil 2. 5: Görüntü gösterim testleri	24
Şekil 2. 6: Demet yapılandırması testi	26
Şekil 2. 7: Demet geometrisi gösterimi testi	35
Şekil 2. 8: Doz gösterimi testleri; 2D doz görüntüleri	40
Şekil 2. 9: Doz gösterim testi; izodoz yüzeyleri	40
Şekil 2. 10: Yapı tanımlaması	41
Şekil 2. 11: DVH hesaplaması	43
Şekil 3. 1: Solda Catphan600 fantomu, sağda küp fantom	46
Şekil 3. 2: Fantoma göre demet pozisyonunun şematik görünüşü.....	57
Şekil 3. 3:Aksiyal düzlemlerde ve BEV-görüntüde alan şeklinin doğrulanması için alanın pozisyonu.....	59
Şekil 3. 4: BEV-görüntüde demet koordinatları testi için çene ayarı.	59
Şekil 3. 5: BEV görüntüde blok testi için asimetrik blok düzenlemesi	60
Şekil 4. 1: Aynı isim farklı ID için PrecisePlan tedavi planlama sisteminin uyarısı	65
Şekil 4. 2: Aynı hastanın TPS' de iki kere kaydedilmesi halinde verdiği uyarı	66
Şekil 4. 3: Mevcut hasta için ikinci bir anatomik açıklamanın ID ye yapılması durumunda sistemin verdiği uyarı mesajı	66
Şekil 4. 4: PrecisePlanlamada ikinci bir anatomik açıklamanın ID ye yapılması durumunda eski kaydın üzerine yazar.....	67
Şekil 4. 5: Hasta dosyası silerken TPS uyarı verir	67
Şekil 4. 6: Hasta dosyası silerken Prowess Panther planlama sisteminde verilen uyarı4. 1. 2 Görüntü Giriş ve Kullanım Testi	68
Şekil 4. 7: Solda 3.75 mm, sağda 10 mm kesit kalınlığı ile taranan Catphan fantomun kesit görüntüsü	68
Şekil 4. 8: a) 3.50 mm-10 mm b) 2.25 mm-5 mm değişen kesit kalınlığı ile taranan fantom görüntüsüyle TPS de oluşturulan hacim	68
Şekil 4. 9: PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde işaretlenmiş küp fantomun taranmasıyla ve Prowess Panther planlama sisteminde hasta planı üzerinden hasta yönelimi gösterimi	69
Şekil 4. 10: Catphan fantomun PrecisePlan Release 2.16 planlama sistemindeki boyutları	69
Şekil 4. 11: Fantom boyutlarının girilen değerlerle oluşturulduğu Prowess Panther planlama sisteminde kesitlerin geometrik bütünlüğü.....	70
Şekil 4. 12: İlgili alanındaki (ROI), Hounsfield Units (HU) sayılarıyla silindirik bir fantomun BT taramasının bir TPS tarafından gösterimi. Farklı yoğunluklara ait BT numaraları : a) Yoğunluk 1.5, BT numarası 935 b) 0.031 yoğunluk, -973 BT numarası c) 0.906 yoğunluk, -182 BT numarası d) 0.969 yoğunluk, -93 BT numarası.....	71
Şekil 4. 13: Prowess Panther planlama sisteminde BT sayısı gösterimi.....	72
Şekil 4. 14: PrecisePlan' da Hasta ismi kaydedildiği karakterde görünür	72
Şekil 4. 15: Hastanın ID numarası hasta görüntü data seti sayfasında görülmektedir. ...	72
Şekil 4. 16: Catphan fantomda transcevers koronal ve sagittal düzlemlerde ekler arasındaki mesafe ölçümü	73

Şekil 4. 17: BT taraması yapılarak TPS de yeniden yapılandırılan Küp fantomun enine sagittal ve koronal düzlemleri. Küp fantomda işaretleyicilerin koordinatlarının doğrulanması.....	74
Şekil 4. 18: Prowess Panther planlama sisteminde yeniden yapılandırılan görüntülerin geometrisi.....	75
Şekil 4. 19: PrecisePlan Release 2.16 da yapılandırılmış düzlemlerin yönelimleri.....	75
Şekil 4. 20: Prowess Panther planlama sisteminde yeniden yapılandırılmış görüntülerin yönelimi.....	75
Şekil 4. 21: İki farklı yapı aynı isimle adlandırılırsa sistem uyarı verir.....	77
Şekil 4. 22: Prowess Panther planlama sisteminde benzeri olmayan kimlik	77
Şekil 4. 23: a) Catphan fantomda dış kontur PTV adıyla kırmızı olarak çizilmiştir.....	77
b) GTV adıyla yeşil olarak çizilmiştir. c) Her iki kontur üst üste görülmektedir. PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde aynı hacim farklı isimlerle temsil edilebiliyor.	77
Şekil 4. 24: PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde otomatik konturlarda düzgün geometri.....	78
Şekil 4. 25: Prowess Panther planlama sisteminde otomatik konturlarda düzgün geometri.....	78
Şekil 4. 26: Otomatik konturlamada eşik değişimi	79
Şekil 4. 27: a) 10 mm pay ile oluşturulan hacim b) 5 mm pay ile oluşturulan hacim	80
Şekil 4. 28: Prowess Panther planlama sisteminde oluşturulan hacme 5 mm-10 mm kadar verilen genişleme payı.....	80
Şekil 4. 29: a) PrecisePlan tedavi planlama sisteminde 10 mm pay ile genişletilen 3D kontur ve b) 5 mm pay ile genişletilen 3D kontur c) Prowess Panther planlama sisteminde 10 mm ve 5 mm paylarla genişletilen 3D kontur.....	81
Şekil 4. 30: Konturlarda yapılan herhangi bir değişiklik PrecisePlan tarafından tespit edilmektedir.....	81
Şekil 4. 31: Konturlarda yapılan herhangi bir değişiklik Prowess Panther planlama sistemi tarafından tespit edilmektedir	82
Şekil 4. 32: Prowess Panther planlama sisteminde sagittal ve koronal düzlemlerde yapılan konturlama.....	82
Şekil 4. 33: PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde çatal yapıların konturlanması	82
Şekil 4. 34: Prowess Panther planlama sisteminde çatal yapıların konturlanması	83
Şekil 4. 35: İnterpolasyon seçeneği ile oluşturulan hacim.....	83
Şekil 4. 36: a) 7 mm pay ile genişletilen ve daraltılan yapı konturu.....	84
b) 12 mm pay ile genişletilen ve daraltılan yapı konturu.....	84
Şekil 4. 37: Çeşitli genişletme daraltma payları ile oluşturulan hacim.....	84
Şekil 4. 38: Ardışık olmayan BT kesitlerinden hacim oluşturma	86
Şekil 4. 39: Prowess Panther planlama sisteminde ardışık olmayan BT kesitlerinden hacim oluşturulması	86
Şekil 4. 40: Prowess Panther planlama sisteminde aksiyal olmayan kesitlerde hacim oluşturma.....	87
Şekil 4. 41: PrecisePlan tedavi planlama sisteminde a) Sık konturlanarak oluşturulan hacim b) Geniş aralıklarla konturlanarak oluşturulan hacim	88
Şekil 4. 42: Prowess Panther tedavi planlama sisteminde sık ve geniş aralıklarla konturlanarak oluşturulan hacim.....	88

Şekil 4. 43: PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde görüntüden çıkarılmış bölgelerin hacmi.....	89
Şekil 4. 44: Prowess Panther planlama sisteminde görüntüden hacim çıkarması	90
Şekil 4. 45: Prowess Panther planlama sisteminin Boolean seçeneği.....	90
Şekil 4. 46: PrecisePlan Release 2.16 için alan boyutu testi.....	91
Şekil 4. 47: Prowess Panther de alan boyutu testi a)5 cmx20 cm b)7.5 cm x 10 cm c)15 cm x 30 cm alan boyutu için testler	92
Şekil 4. 48: PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde diverjans.....	93
Şekil 4. 49: 5 cm x 20 cm' lik alan için Prowess Panther planlama sisteminde gerçekleştirilen diverjans testi.....	94
Şekil 4. 50: (a)Fantomda farklı SSD' ler (SSD; 85 cm, 89 cm, 90 cm ve 100 cm)	94
(b)Hastada farklı SSD' ler (SSD; 100 cm, 105 cm, 130 cm, 90 cm).....	94
Şekil 4. 51: 85 cm ve 100 cm SSD' lerde Prowess Panther planlama sisteminde derinlik ölçümü.....	95
Şekil 4. 52: Prowess Panther planlama sisteminde çeşitli SSD' lerde derinlik ölçümü ve izodoz eğrileri.....	95
Şekil 4. 53: PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde a) 5 cm x 20 cm alan boyutu için SAD ve diverjans testi b) 7,5 cm x 10 cm alan boyutu için SAD ve diverjans testi c) 15 cm x 30 cm alan boyutu için SAD ve diverjans testi	97
Şekil 4. 54: Prowess Panther planlama sisteminde 7,5 cm x 10 cm ve 15 cm x 30 cm alanlarının diverjans doğrulaması (SSD = 103 cm)	98
Şekil 4. 55: PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde gantri 30 ⁰ , 60 ⁰ , 135 ⁰ 0 ⁰ , 240 ⁰ için rotasyon doğruluğu.....	98
Şekil 4. 56: Gantri 30 ⁰ , 60 ⁰ , 90 ⁰ , 135 ⁰ rotasyonu	99
Şekil 4. 57: Gantri 0 ⁰ , 30 ⁰ , 45 ⁰ , 60 ⁰ , 90 ⁰ , 135 ⁰ , 90 ⁰ , 180 ⁰ , 270 ⁰ rotasyonu ve izodoz dağılımı	99
Şekil 4. 58: PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde 0 ⁰ , 30 ⁰ , 60 ⁰ , 135 ⁰ lik kolimatör rotasyon yönü testi.....	100
Şekil 4. 59: Prowess Panther planlama sisteminde 0 ⁰ , 30 ⁰ , 60 ⁰ , 135 ⁰ lik kolimatör rotasyonu testi.	100
Şekil 4. 60: Prowess Panther planlama sisteminde 0 ⁰ , 30 ⁰ , 60 ⁰ , 90 ⁰ , 135 ⁰ , 180 ⁰ lik kolimatör rotasyonu ve izodoz dağılımları	100
Şekil 4. 61: Masanın 0 ⁰ , 30 ⁰ , 60 ⁰ ' ye döndürülmesiyle PrecisePlan Release 2.16 planlama sistemindeki masa açısı ve rotasyonun yönü.....	101
Şekil 4. 62: Masanın 30 ⁰ , 60 ⁰ ' ye döndürülmesiyle Prowess Panther planlama sisteminde masa açısı ve rotasyonun yönü.....	101
Şekil 4. 63: Masanın 0 ⁰ , 30 ⁰ , 45 ⁰ , 60 ⁰ , 90 ⁰ , 120 ⁰ ' ye döndürülmesiyle Prowess Panther planlama sistemindeki görünüm	102
Şekil 4. 64: PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde 10 cm x10 cm ve 15 cm x20 cm alanlar için çene tanımı testi.....	102
Şekil 4. 65: 5 cm x 20 cm ve 7,5 cm x 10 cm alan boyutları oluşturan çene pozisyonları	103
Şekil 4. 66: Tek kama yönelimi için kama açısı 30 ⁰ , 45 ⁰ , 60 ⁰ de sistemin verdiği kama açıları.....	104
Şekil 4. 67: Kama açısı 60 ⁰ , kolimatör açısı 0 ⁰ , 30 ⁰ , 45 ⁰ , 60 ⁰ , 135 ⁰ için izodoz dağılımı	104

Şekil 4. 68: Bloğun demet önündeki yerleşimi ve DRR ile BEV görüntülerdeki pozisyonu	105
Şekil 4. 69: Prowess Panther planlama sisteminde yönelim seçilmeden ayarlanmış olan kama (açısı 30 ⁰).....	105
Şekil 4. 70: Prowess Panther planlama sisteminde farklı kama açıları ile çeşitli kama yönelimleri	106
Şekil 4. 71: Prowess planlama sisteminde bloğun engellediği hacmin görünüşü.....	106
Şekil 4. 72: PrecisePlan tedavi planlama sisteminde gantri açısı negatif değerde yazıldığında uyarı vermeden açığı otomatik algılar	107
Şekil 4. 73: Girilen negatif açı için Prowess planlama sistemi tarafından verilen uyarı mesajı	107
Şekil 4. 74: a) Prowess Panther b) PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde çizilen bolus hasta cildini demet açıklığı boyunca kaplamaktadır	108
Şekil 4. 75: Prowess Panther ve Presice planlama sisteminde bolus yoğunluğu ve yüksekliği	108
Şekil 4. 76: Prowess Panther planlama sisteminde bolusun manüel olarak çizimi.....	108
Şekil 4. 77: 10 cm x 10 cm alanı ışınlanmış fantomun BT kesiti ve BEV. Yumuşak doku kemik ve akciğer inhomojeniteleri merkezi ile alan merkezi arasındaki mesafe her iki görüntüde de gösteriliyor.	110
Şekil 4. 78: PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde farklı SSD' lerde BEV gösterimi doğrulaması a)SSD= 85 cm b)SSD= 90 cm c) SSD= 95 cm de fantomun BEV ve DRR görüntüsü.....	110
Şekil 4. 79: Sırasıyla SSD 85 cm, 90 cm ve 95 cm de PTV' deki BEV gösterimi	111
Şekil 4. 80: Prowess Panther planlama sisteminde farklı SSD' lerde BEV görüntüde inhomojenitelerin alan merkezine olan uzaklıkları	111
Şekil 4. 81: Prowess Panther planlama sisteminde farklı SSD' lerde BEV gösterimi doğrulaması (sırasıyla SSD= 100 cm, 95 cm, 90 cm, 85 cm'de fantomun BEV görüntüsü)	112
Şekil 4. 82: Fantom üzerindeki demet pozisyonu ve şekli ile kama yönelimi eşmerkez boyunca silindirlere ve dış konturlara göre	113
pozisyonu	113
Şekil 4. 83: PrecisePlan Release 2.16 ve Prowess Panther planlama sisteminde hasta üzerindeki kurulumda BEV görüntüsü DRR gösterimiyle birlikte.....	113
Şekil 4. 84: BEV deki blok pozisyonu a) Fantom üzerinde manüel olarak çizilen blok gösterimi b) Fantom üzerinde otomatik olarak çizilen blok gösterimi c) Hasta planı üzerinde manüel olarak çizilen blok gösterimi	114
Şekil 4. 85: Manüel olarak oluşturulan bloğun farklı düzlemlerde ve BEV deki görüntüsü.....	115
Şekil 4. 86: Blok merkezinin alan merkezi ile olan mesafesi	115
Şekil 4. 87: PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde farklı görüntü tiplerinde manüel olarak tanımlanan ÇYK şeklindeki alan.....	116
Şekil 4. 88: Prowess Panther planlama sisteminde sisteme girilerek oluşturulan ÇYK şeklindeki alan.....	116
Şekil 4. 89: Kavisli bir hasta yüzeyi üzerinde, 2 cm olarak önceden tanımlanan kalınlıkta bir bolusun çizimi, demet içinde çeşitli yerlerdeki kalınlık ölçümü sonuçlarıyla birlikte. PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde bolusun kalınlık ve yoğunluğu farklı bölgelerde aynı değerlerdedir.....	117

Şekil 4. 90: Prowess Panther planlama sisteminde manüel olarak girilen bolus ve bolusun yoğunluk ile BT sayısı değerleri.....	117
Şekil 4. 91: PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde aksiyal ve koronal düzlemlerde blok pozisyonlaması	118
Şekil 4. 92: PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde ÇYK yaprak pozisyonu doğruluğu	118
Şekil 4. 93: Prowess planlama sisteminde ÇYK yaprak pozisyonu doğruluğu	119
Şekil 4. 94: a) PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde b) Prowess Panther planlama sisteminde kullanıcı tanımlı blok.....	119
Şekil 4. 95: a) PrecisePlan Release 2.16 b) Prowess Panther planlama sistemlerinde farklı SSD' lerde işaretleyicilerin konumu	120

ÇİZELGELER

Tablo 2. 1: Kalite temini basamakları ve amaçları	5
Tablo 2. 2: Kabul testi özellikleri.....	8
Tablo 2. 3: Geleneksel 2D ve 3D sistemlerle elde edilen olası toleranslar ve sebepleri...9	
Tablo 4. 1: Catphan fantomun TPS teki boyutları ile gerçek boyutlarının örtüşmesi	70
Tablo 4. 2: Görüntü giriş testinde BT sayısı gösterimi için TPS de belirlenen HU ve yoğunluk değerleri	71
Tablo 4. 3: Yeniden yapılandırılan görüntülerdeki işaretleyicilerin TPS deki konumları ve gerçek değerleri	74
Tablo 4. 4: İşaretleyicilerin fantom üzerindeki gerçek konumları.....	76
Tablo 4. 5: 5 mm kesit kalınlığıyla yapılan BT taramasının TPS deki sonuçları	76
Tablo 4. 6: Farklı paylar için hacim hesaplaması	84
Tablo 4. 7: Düzensiz aralıkları olan BT kesitlerinden cisim hacminin belirlenmesi. “Düzenli olmayan 0,75:1 mm /1,50:1 mm” in anlamı kesitler arasındaki boşluğun 0,75:1 mm ya da 1,5:1 mm olduğudur.	85
Tablo 4. 8: Precise ile Hacim hesaplarının doğruluğunun onaylanması.....	86
Tablo 4. 9: PrecisePlan Release 2.16 ve Prowess Panther planlama sistemlerinde kesitler arasındaki mesafenin değişmesi durumunda hacim oluşturma.....	87
Tablo 4. 10: Çıkarılmış bölgelerin hacminin DVH tablosunda gösterimi	89
Tablo 4. 11: Belirtilen alan boyutuyla PrecisePlan da enine ve sagittal düzlemlerde ölçülen alan uzunluklarının karşılaştırılması.	91
Tablo 4. 12: Belirtilen alan boyutuyla Prowess Panther planlama sisteminde enine ve sagittal düzlemlerde ölçülen alan uzunluklarının karşılaştırılması.	92
Tablo 4. 13: PrecisePlan’ da diverjans miktarları	93
Tablo 4. 14: Prowess Panther planlama sisteminde diverjans miktarları.....	93
Tablo 4. 15: Çeşitli SSD’ lerde PrecisePlan Release 2.16 planlama sistemindeki derinlik ölçümü.....	95
Tablo 4. 16: Çeşitli SSD’ lerde Prowess Panther planlama sistemindeki derinlik ölçümü	96
Tablo 4. 17: PrecisePlan tedavi planlama sisteminde SSD = 130 cm için alan boyutu testi ve diverjans testleri.....	96
Tablo 4. 18: Prowess Panther planlama sisteminde SSD = 103 cm için alan boyutu testi ve diverjans testleri	98
Tablo 4. 19: PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde çene pozisyonları ve alan boyutu uyumu	103
Tablo 4. 20: Prowess Panther planlama sisteminde çene pozisyonları ve alan boyutu uyumu.....	103
Tablo 4. 21: Alan merkezi ile inhomojenite merkezlerinin arasındaki mesafenin BT kesitinde ve BEV deki değerleri	109
Tablo 4. 22: Precise ve Prowess Panther planlama sistemlerinde inhomojenitelerin alan merkeziyle olan mesafesinin SSD ye bağlı değişimi	112
Tablo 4. 23: PrecisePlan Release 2.16 ve Prowess Panther planlama sistemlerinde farklı SSD’ lerde DRR görüntüde işaretleyiciler arasındaki mesafe	120

1. GİRİŞ

Günümüzde 2D tedavi planlama sistemlerin yerini 3D tedavi planlama sistemleri almıştır. 3D sistemlerin işlevsellikleri 2D sistemlerden daha fazladır. 3D sistemlerin kabul testleri, ilk doğrulama (devreye alma) ve periyodik kalite kontrolleri daha karmaşık ve geniş içerikli olduğundan, bu konularda daha kapsamlı prosedürlere ihtiyaç vardır.

Geçmişte tedavi planlama sistemlerinin (TPS) kalite temini (quality assurance, QA) alanında yapılan başlıca çalışmalar doz hesaplamalarının doğrulanmasıyla ilgiliydi. Westermann 1984 yılında, Rosenow 1987 yılında, Wittkämper FW 1987 yılında ölçüm karşılaştırma sonuçlarını ve sınırlı bir sayıda geometri için hesaplama sonuçlarını rapor etmiştir. Daha yakın zamanlarda AAPM görev grubu 53 TPS' nin QA' sı için bir dizi test yayınlamıştır. Genel olarak bu testler sadece doz hesaplama algoritmalarındaki demet veri girişi sınırlamalarını ortaya koymaktadır. TPS' nin dozimetrik olmayan konuları ise 1985 yılında McCullough ve Holmes tarafından, 1988 yılında Brahme tartışılmıştır. Kontroller konturların yeniden yapılandırılan geometrik boyutunun, doku yoğunluğu veya BT sayısının doğruluğunun belirlenmesi için testlerin yapılmasını içermektedir.

Van Dyk 1993 yılında Kanada' da belirsizlik kaynakları, önerilen tolerans seviyeleri, ilk ve tekrarlı sistem kontrolleri ile ilgili detaylı bir çalışma vermiştir. Dolayısıyla, bu rapor TPS' nin kalite temininde görev alan medikal fizikçiler için yararlı bir belgedir. Bu konudaki bir başka kapsamlı rapor İngiltere' de yayınlanmıştır. Institute of Physics and Engineering in Medicine and Biology (IPEMB) tarafından 1996 yılında yayınlanan bu rapor öncelikli olarak devreye alma ve devam eden performans testlerinin gereksinimleri üzerinde yoğunlaşır. Bu organizasyonun daha yakın zamanda yayımlanmış olan bir raporunda; demet verisinin toplanmasını, TPS' nin ilk doğrulamasını ve tedavi planının kalite kontrolünü içeren tüm bir tedavi planlama süreci açıklanmıştır. (IPEM, 1999)

Yine de tüm bu raporlar, QA' nın birçok konusuyla ilgilenmez. Oysa bu konular 3D TPS' nin tam kapsamlı araçları kullanıldığında önemli olan konulardır. Bu nedenle 3D tedavi planlamasının kalite temininde daha kapsamlı bir yaklaşım American Association of Physicists in Medicine TG-53 (AAPM) tarafından 1998 yılında geliştirilmiştir. Bu raporda yazılımın kalite temini ve tedavi planlama sisteminin dozimetrik olmayan

konularının karakterizasyonu, belgelemesi ve testi gibi 3D TPS' nin kalite temini ile ilgili birçok konu tartışılmıştır. Temel olarak TPS nin klinik kullanımındaki tüm sürecin kalite temini tarif edilmiştir.

Bu tez çalışmasında, AAPM TG-53 tarafından 1998 yılında hazırlanmış olan ve amacı radyoterapi tedavi planlaması için kapsamlı ama uygulanabilir bir kalite temini programının geliştirilmesinde ve uygulanmasında radyoterapi fizikçilerine rehberlik etmek ve yardımcı olmak olan rapor temel alınarak, PrecisePlan Release 2.16 ve Prowess Panther 5.01 modern tedavi planlama sistemlerinin çalışmasını garantilemek ve önceden belirlenmiş teknik özelliklerine göre çalıştığını onaylamak amacıyla modern tedavi planlama sistemlerinin dozimetrik olmayan kabul testleri ve kalite kontrolü gerçekleştirilmiştir.

Tedavi planlama sisteminde (TPS) birçok kavramın var olması nedeniyle farklı yorumlanma ya da karıştırılma ihtimalleri bulunmaktadır. Hollanda Radyasyon Dozimetre Komisyonu'nun (Netherlands Commission on Radiation Dosimetry, NCS) 2005 yılında yayınlanan raporunda TPS'nin kalite temininde (QA) geçen en genel kavramların tanımlarına yer verilmiştir. Radyoterapi planlama sisteminin kalite teminine ait bazı kavramların tanımları aşağıdadır.

1. 1 Tedavi Planlaması

Radyoterapi tedavi planlaması (TP); kanser hastalarına radyoterapi planının hazırlama sürecinin tümüdür. Bu süreç;

- Görüntü çalışmaları
- Hedef hacim tanımlamaları
- Işınlama tekniğinin optimizasyonu ve tasarlanması
- Tedavi planının değerlendirilmesi
- Tedavi ünitesinde planın uygulanmasını

İçerir.

1. 2 Tedavi Planlama Sistemi

Tedavi planlama sisteminde (TPS) hasta verileri girilir, anatomi tanımlanır, demetler hazırlanır, doz dağılımı hesaplanır, plan doz cinsinden değerlendirilir, hacim (ve biyolojik etki) blok kesiciye, simülatöre ya da tedavi cihazına veri transferi için hazırlanır. TPS bir yazılım paketinden ya da farklı paketlerin kombinasyonundan ve donanım platformundan oluşur. TPS, tek bir bilgisayardan birçok çalışma noktasının ve çeşitli çevresel cihazların bütün bir ağına kadar geniş aralığı vardır.

1. 3 Üç Boyutlu Tedavi Planlama Sistemi

Üç boyutlu tedavi planlama sistemi (3D TPS) modern bir TPS'dir ve şu imkanları sunar:

- Hacimsel BT tarama sayesinde 3 boyutlu hasta modeli oluşturmak.
- Demetlerin 3 boyutlu yapılandırmalarının simülasyonunu yapmak.

Örneğin; istenilen demet yöneliminin, eşmerkez pozisyonunun ve alan şeklinin simülasyonunu yapmaya imkan verir.

- Üç boyutlu doz hesaplaması yapmak.

Örneğin; hastanın, demetler ve etkileşim fiziğini göz önünde bulundurarak üç boyutlu görüntüsünü alan bir algoritma ile doz hesaplamasına imkan verir.

- Üç boyutlu doz dağılımını değerlendirmek ve optimize etmek, doz-hacim histogramı gibi araçları kullanmak, normal doku komplikasyon olasılığı (NTCP) hesaplamaları ve algoritmalarının optimizasyonu.

Örneğin; hasta anatomisinin, tedavi demetlerinin ve doz dağılımlarının üç boyutlu olarak ileri düzeyde görünüşünden doz dağılımı değerlendirilmesine imkan verir.

1. 4 Kalite Temini

Kalite Temini (Quality Assurance, QA); 3D TPS' nin QA sı, TPS' nin kalitesini (doğruluk ve güvenilirlik olarak) belirlemek için ve önceden belirlenmiş spesifikasyonlara göre sistem çalışmasını garantilemek için uygulanan prosedürlerin tamamıdır. Kabul testi, kalite temini QA, Kabul Testinin (ilk doğrulama) ve periyodik

kalite kontrolün QC (devam eden doğrulama) prosedürlerinin ayırımına varmak gerekir. Kalite temini ürünün kalite için verilen gerekliliklerinin uygun yeterlilikte olduğunu onaylamak için yapılan, kalite kontrol ile desteklenen süreci de kapsayan bir işlemdir. Kalite Temini Programının yönetimine ‘‘Kalite Yönetim Sistemi’’ denir (Karaçam, 2010).

1. 5 Kabul Testi

Kabul testleri, TPS’ nin satın alındığında belgelenmiş olan teknik özelliklerine göre çalıştığını onaylamaya yarayan prosedürdür. Bu özellikler, sistemde uygulanan fonksiyonellik ve algoritmanın kalitesi tarafından belirlenir ve bunlar üretici tarafından tanımlanmış olmalıdır. Tam manasıyla bu prosedür ürün kabul testi olarak da adlandırılabilir. (Purdy, James A., 2004)

1. 6 İşletmeye Alma – Kabul testleri

İşletmeye alma/kabul testleri (Commissioning); yeni TPS’ yi ya da yeni yazılım sürümünü, güvenli bir klinik çalışmaya getirmek için gerekli olan prosedürdür. Klinik kullanıcı, prosedürün içeriğini belirlemelidir.

Kabul testleri (yetkilendirme); tedavi cihazına ve onun demetlerine, sistemdeki geometrik ve dozimetrik verinin tanıtılmasını, tüm yazılımın doğru çalıştığını doğrulamak için ve çeşitli hesaplamaların güvenilirliğinin sınırlarını belirlemek için testlerin yapılmasını içerir. Ayrıca kabul testleri bütünlüğün sağlanması için QC prosedürlerini ve çalışanların eğitimini de kapsamalıdır. Bu prosedür ise bir öncekinden farklı olarak klinik kabul testi olarak adlandırılabilir. (IJROBP 26, 1993)

1. 7 Kalite Kontrol

Periyodik kalite kontrol (Quality Control, QC) TPS’ nin doğru çalıştığını periyodik olarak doğrulayan prosedürdür.

2. KURAMSAL TEMELLER

2.1 Radyoterapi Planlama Sistemi Kalite Temini ve Kabul Testleri

Radyoterapinin birçok alanında, özellikle de radyoterapi biriminin daha kolay tanımlanmış fiziksel ve teknik yönlerinde, QA terimi çeşitli eylemleri kısaltmak için sıklıkla kullanılır;

- Klinik çalışma ünitesi yerleştirmek ve
- Güvenilirlik performansını (korumak) sürdürmek için.

Genelde, radyoterapi birimindeki bir QA programının tüm zinciri birbirini takip eden eylemlerden oluşur. (Hartmann, 2006 ve Horton, 2004)

Tablo 2. 1: Kalite temini basamakları ve amaçları

Birbirini izleyen QA eylemleri	Amaç
<ul style="list-style-type: none">• Klinik ihtiyaçları değerlendirme.• İlk spesifikasyon ve satın alma süreci• Kabul testi• Klinik kullanımı için Kabul testleri (kalibrasyon dahil olmak üzere).• Periyodik QA testleri• Önemli bir onarım, müdahale veya düzeltme yapıldıktan sonra kalite kontrol testlerinin yapılması• Planlanmış önleyici bakım programı	<ul style="list-style-type: none">• Spesifikasyon için temel oluşturmak• Ölçüm birimi olarak verilerin değerlendirmesini yapmak, bir öneri tasarlamak• Özellikleriyle uyumuna bakmak• Temel performans değerlerinin kurulması için• Referans çalışma değerlerinin izlenmesi amacıyla• Değişmesi muhtemel referans değerlerinin izlenmesi amacıyla• Arıza durumuna karşı hazırlıklı olunması amacıyla yapılır.

Kabul testleri, radyoterapi QA programının önemli bir bölümünü oluşturur. Bilgisayar donanımlarının ve grafiklerin sürekli ilerleyişiyle tedavi planlaması ve radyoterapinin etkinliği de önemli değişimler geçirmektedir. Görüntü tabanlı 3D planlama içeren YART ters planlaması buna bir örnektir. Planlama sisteminin

fonksiyonel kapasitesinde ve klinikteki kullanımında çok büyük fark olabilir. Planlama sisteminin kabul testleri oldukça karmaşık işlemlerdir ve kurumdan kuruma (uygulamadan uygulamaya) değişebilir. Testlerin temel bileşenleri arasında bilgisayar, grafik ve görüntü için giriş- çıkış araçları vardır.

Doz hesaplama algoritma kodları, hastanın üç boyutlu gösteriminde, demet geometrisinde, dozda değişimler yapabilen programlar ve optimizasyon araçları planlama sisteminin karmaşık bölümlerini oluştururlar. Bir tedavi planlama sürecindeki tüm bileşenlerin test edilmesi çok zor bir görev olabilir. Medikal fizikçiler klinikte ihtiyaç duyulan tedavi planlamasının karmaşıklığını ve boyutunu doğru olarak belirlemelidir ve anlamalıdır. Bu bilgiye dayanarak, medikal fizikçiler üç boyutlu tedavi planlama sisteminin kabul testlerini ve QA elemanlarını saptamalıdır. QA programı tedavi planlama sisteminin nasıl kullanıldığını dikkate aldığı kadar tedavi planlama sistemiyle birbirlerini nasıl etkilediğini de göz önüne almalıdır.

Medikal fizikçiler, radyasyon onkolojisi kliniğinde ihtiyaç duyulan tedavi planlamasının boyutuna ve ölçütüne yeterli zaman ayırmalıdır. Bu bilgiye dayanarak medikal fizikçiler uygun ve özgün bir QA programını tasarlayıp uygulamalıdır. Karmaşıklığı bilinen bir tedavi planlama sürecinde, küçük bir radyasyon onkolojisi tesisindeki QA gereksinimleri büyük, akademik medikal merkezlerinkinden daha az olmamalıdır. (AAPM Task Group 40,1994)

2. 2 Kabul Testleri

Kabul testleri (Acceptance Tests) sistem kurulduktan sonra üretici firmanın verdiği standartlara uygun olduğunu test ve kabul etme işlemidir. Kabul testleri donanım ve yazılımı kapsamalıdır. Tedavi planlama sisteminin sipesifikasyonlarına göre çalışıp çalışmadığını doğrulamak için uygulanır. Eğer tedavi planlama sisteminin sipesifikasyonu ile ilgili küçük bir problem varsa, daha sonra bir kabul testinin planlanmasına ihtiyaç duyulacaktır. Kabul testlerindeki test işlemlerinin detaylı özel işlemlerini açıkça tarif eden bir belge yazılmış olmalıdır. Testin basamakları gerekli toplam işi azaltmakta ve diğer testlerle sabit şekilde uymakta önem taşır. Kullanılan

prosedürlerin kullanıcı ve üreticinin ikisi tarafından kabul edilmiş olması gereklidir. Kabul testi, sistem klinikte kurulduktan sonra ama klinik olarak kullanılmadan önce sistemde uygulanabiliyor olmalıdır. Doz hesaplama algoritmasının doğruluğunu göstermek için ayrıntılı bir karşılaştırmalı değerlendirme testi için belirgin zamana ihtiyaç duyulur. Donanım ve yazılım özelliklerinin birçok testi kullanıcı tarafından yapılmalıdır. Bazı testler üretici tarafından yapıldıysa, kullanıcı sonuçları doğrulamak için bu testlerin bir kısmını ya da tamamını tekrarlamak isteyebilir. Kabul testinden elde edilen sonuçlar dikkatlice belgelenmelidir, tarif edilen prosedürlerden hiçbir farklılık olmadığı ve bölümde tedavi planlama sistemi kullanıldığı sürece tutulmalıdır (Tablo 2. 2). Kabul testi sipesifikasyonları bilgisayar özellikleri, yazılım özellikleri ve fonksiyonları ve karşılaştırma testleri (benchmark) (ölçüm için referans nokta) olarak testleri üç bölüme ayrılır. (AAPM Task Group 5, 1998)

2. 2. 1 Bilgisayar donanımı

TPS' nin parçaları olan tüm çevresel cihazları içerir. Örneğin görüntüleme monitörleri, yazıcılar vs.

2. 2. 2 Yazılım özellikleri ve fonksiyonları

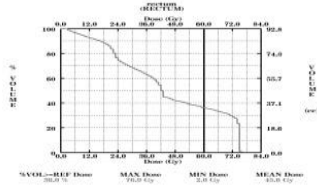
Bilgisayar programı özelliklerinin çoğunun sayısal değerlendirmelerden ziyade, «evet/hayır» ya da «bulunur/bulunmaz» şeklinde olması tercih edilir.

2. 2. 3 Karşılaştırma testleri

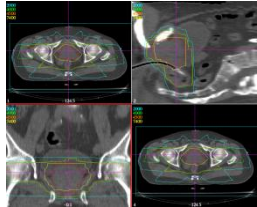
Karşılaştırmalı değerlendirme testindeki (Benchmark Test) performans, belirli bir demet verisiyle çok özel koşullar altında doz hesaplama algoritmasının doğruluğunu gösterir. Böylece hesaplama süreleri de ölçülmüş olur.

Tablo 2. 2: Kabul testi özellikleri

Başlık	Test
BT girişi	Üretici tarafından sağlanan bir dizi standart BT taramaya dayalı kullanıcı tarafından çalıştırılacak formatta bir anatomik açıklama(tanım) oluşturulur.
Anatomik tanım	Yukarıda anlatıldığı gibi standart BT verilerine dayalı bir hasta modeli oluşturulur. Dış yüzey, iç anatomi vs konturlanır. 3D objeler oluşturulur ve görüntülenir.
Demet tanımı	Üretici tarafından sağlanan standart demet tanımını kullanarak tüm demet teknik fonksiyonlarının çalıştığı doğrulanır.
Doz gösterim, doz hacim histogramları	Doz hesaplama sonuçları gösterimlenir. DVH kodunun tarif edildiği gibi çalıştığı doğrulamak için üretici tarafından sağlanmış standart doz dağılımı kullanılır. Kullanıcı tarafından oluşturulan doz dağılımı ek testler için de kullanılıyor olabilir.
Çıktı	Belli bir BT serisi planı yazdırılarak çıktıların tüm metin ve grafik bilgilerinin doğru olduğu onaylanır.



Şekil 2. 1: Doz hacim histogramları



Şekil 2. 2: Çıktı

Tablo 2. 3: Geleneksel 2D ve 3D sistemlerle elde edilen olası toleranslar ve sebepleri

Konu	Geleneksel	3D	Nedenler
Aksiyal konturlarının girişi	0,3 cm	0,1 cm	Geleneksel kontur genellikle mekanik olarak, 3D kontur genellikle BT' den elde edilir.
Verilen bir klinik hedef hacim (CTV) için, planlanmış hedef hacim (PTV) aksiyal kontur oluşturulması	0,5-10 cm	0,3 cm	Geleneksel sistem CTV etrafında elle çizilmiş bir 2D PTV kullanır. Tamamen manüel olarak diğer 2D kontur üzerine genişletme, son derece yanıltır. 3D sistemlerde ise PTV, CTV etrafında 3D genişletme yazılım tarafından oluşturulur.
Hedef çizimi için MR görüntülerinin kullanılması	1-2 cm	0,2- 0, 5 cm	Geleneksel sistem tamamen manüel kayıt ve kontur transferi içerir. 3D sistem kaydı en iyi olasılıkla yaklaşık 2 mm tekrarlanabilirliği, ek bozulmalar (distorsiyonlar), MRI konturlarının BT ye transferi vardır.
Demet konumu çözünürlüğü	0,5 cm	<0,1 cm	Geleneksel sistem demet merkezini aksiyal hesaplama düzleminin ya da BT kesitinin üzerinde olmaya zorlayabilir. 3D sistem belirtilen herhangi eşmerkez koordinatına izin verir.
Kolimatör ayarları	0,5 cm	0,1 cm	Geleneksel sistem alan genişlik ve uzunluğunu en iyi 0,5 cm çözünürlükle tanımlar ancak çene konumlarının çözünürlüğü genelde 1 mm' dir.

Demet açıklığı tanımı	0,3 cm ya da üstü	0,1 cm	Geleneksel sistemde blok şekilleri prototip olarak modellenemezler. Ama bazılarında sayısallaştırıcıyla girilebilir. 3D sistemler Bilgisayar ile oluşturulmuş demet açıklığı kullanabilirler.
Kolimasyon demet açıklığı gösterimi	Birçok cm	0,1 cm	Geleneksel sistem açıklık şeklini demet açılımı etkisini göstermeyebilir.
Gantri açısı	1°	<1°	3D sistemlerde gantri açısının çözünürlüğü genelde 0,1° dir.
Masa ve/veya kolimatör açısı	Uygulanmaz	<1°	Geleneksel sistemde masa ve/veya kolimatör açısına çoğu kez izin verilmez ya da gösterilmez
Doz, demet genişliğinin merkezi %80' i, merkezi eksen kesiti	%1	%1	Geleneksel demet modelleri ölçülmüş verileri yeniden üretir. Doğrudan bu durumun ölçümlerine dayalı olmadıklarından 3D modelleri daha iyi yapabilirler.
Doz, demet genişliğinin merkezi %80'i, aksiyal olmayan kesiti	>10%	%1	Geleneksel demet modelleri aksiyal olmayan davranışı kullanmaz. 3D modeller aksiyal yönde doğru oldukları gibi aksiyal olmayan yönlerde de doğrudur.
Yarıgölgedeki doz (%80-%20), açık alan	2-5 mm	1-5 mm	Grid etkisine bağlıdır, model

Bloklanmış alandaki normalizasyon noktası için doz	10%	%2' ye ulaşılabilir	Geleneksel demet normalizasyonu sadece aksiyal kesitteki demetin merkezi eksenine bağlıdır (su fantomunda açık dikdörtgen alan için). 3D normalizasyonu, blok altında saçılma ve homojen olmama etkileri de dahil olmak üzere tüm etkileri içerir.
Blok altındaki doz	>%100	%2	Geleneksel sistem blokları kullanamaz. Böylece blok altında büyük hatalar yapar. 3D model doğrulukla blok altındaki dozu %1-2 doğrulukla ele alır.
Blok yarıgölgesindeki doz	>1 cm	1mm	Geleneksel sistemde blok yarı gölgesi modellenemez.
DVH doğruluğu	Uygulanamaz	Birçok faktöre bağlıdır	DVH doğruluğu doz hesaplama gridine, hacimsel ilgi alanı gridine, obje segmentasyonuna, histogram kutusu boyutuna, plan normalizasyonuna bağlıdır
Tahmini NTCP değeri	Uygulanamaz	Modele ve girdiye bağlıdır	Bir DVH ve NTCP modeli göz önünü alındığında NTCP hesaplaması doğrulanabilir. Ancak, klinik doğruluğu veya alaka düzeyi bu raporun kapsamı ötesindedir.

N/A: Uygulanmaz (Not applicable)

2. 3 Dozimetrik Olmayan Kabul Testleri

Modern tedavi planlama sürecinin doz hesaplamalarıyla doğrudan ilgili olmayan birçok yönü vardır. QA programı bu önemli dozimetrik olmayan konuları da ele almalıdır. Dozimetrik olmayan konular 2D sistemler ve 3D planlama sistemlerine uygulanır.

Bu bölümün amacı radyasyon onkolojisi fizikçilerine kendi klinik planlama teknikleri ve sistemleri için uygun QA programı tasarlamakta yardımcı olacak bir çerçeve sağlamaktır. (AAPM Task Group 53, 199 ve IAEA, 2004)

2. 3. 1 Görüntü Giriş Testleri ve Nedenleri

2. 3. 1. 1 Görüntü geometrisi

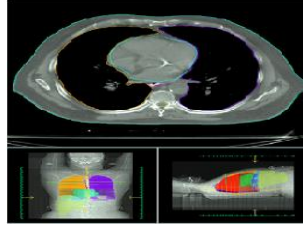
Her görüntünün geometrik tanımını belirlemek için kullanılan parametreler belgelenir ve doğrulanır (örneğin; piksel sayısı, piksel boyutu, kesit kalınlığı, vb.).

Çünkü üretici ve tarayıcı-özel dosya biçimleriyle kuralları TPS için dönüştürüldüğünde çok spesifik geometrik hatalara neden olabilir. (NEMA, 1998)

2. 3. 1. 2 Taramanın geometrik konumu ve yönelimi

Her görüntünün geometrik konumunu belirlemek için kullanılan parametreler belgelenir ve doğrulanır.(ör: sağ sol ve kafa ayak yönelimleri vs.)

Çünkü üretici ve tarayıcı-özel dosya biçimleriyle kuralları TPS için dönüştürüldüğünde çok spesifik geometrik hatalara neden olabilir. (NEMA, 1998)



Şekil 2. 3: Görüntü giriş testleri

2. 3. 1. 3 Metin Bilgisi

Tüm metin bilgisinin düzgün olarak aktarıldığı doğrulanır. Çünkü doğru olmayan isim ya da tarama sırası tanımlaması, taramaların yanlış kullanılmasına ya da yanlış yorumlanmasına neden olabilir.

2. 3. 1. 4 Görüntü verisi

Özellikle, BT sayılarının elektron yoğunluğuna dönüşümünde gri skalanın doğruluğu kanıtlanır. Çünkü hatalı griskala verileri anatominin yanlış tanımlamasına ya da yanlış yoğunluk düzeltmelerine neden olabilir.

2. 3. 1. 5 Görüntü düzeltmesi (Bozukluğun kaldırılması)

Belgeleme araçlarını içeren bütün özelliklerin testi yapılır. Bunlar orijinal veğişiklik yapılmış görüntülerin sistem içinde doğru olarak tanımlanmasını sağlar. Çünkü görüntü bilgisini değiştiren yöntemler (metodolojiler), yerinde doğru olmayan veri bırakabilir.

2. 3. 2 Anatomik Yapı Testleri ve Yapılma Nedenleri

Aşağıda verilen test konularının çoğu, görüntüleme cihazlarının değişik yapılandırmasıyla fantom taraması kullanılarak gerçekleştirilir. Çalışma grubu (Task Group), görüntü toplama ve radyoterapi sistemlerinin tüm üreticilerinin görüntü giriş/çıkışı için standart DICOM görüntü formatını kullanılabilir yapmalarını önerir.

Böylece çok sayıdaki görüntü dönüşüm metodu tek evrensel metoda indirgenmiş olur. (NEMA DICOM PS 3 Set, 1998)

Veri seti kaydı ve birden fazla veri setinin kullanımı radyoterapide karmaşık bir iştir. Veri seti kayıt yöntemleri veya QA' nin ayrıntılı tartışması AAPM TG 53' ün çalışmalarının kapsamı dışındadır. Veri seti kayıt tekniklerinin kullanımı ve kalite güvenilirliği için rapor geliştirilmesinde özel olarak görevlendirilmiş bir başka çalışma grubunun ilgili kayıt literatürüne bakılması gerekmektedir. (J. Balter, C. Pelizzari, and G. Chen,(1992); P. Petti, M. Kessler, (1994); A. F. Thornton, (1992); R. K. Ten Haken,(1992); M. Van Herk and H. Kooy, (1994).

2. 3. 2. 1 Yapı nitelikleri

Tür (örneğin dış yüzey, içyapı, inhomojenite) ve bu türe bağlı olan özellikler doğrulanır. Çünkü yanlış özellikler yapının yanlış kullanılmasına neden olabilir.

2. 3. 2. 2 Bağlı elektron yoğunluk tanımı

Bağlı elektron yoğunluğu (b.e. yoğunluğu) için doğru tanımın kullanıldığı doğrulanır. Bağlı elektron yoğunluğu BT sayılarından elde edilir. Tanımlı yığın yoğunluğu, yapının içinde her yere belirtilen bağlı elektron yoğunluğunu ayarlar. Doz hesaplamaları sırasında kullanılan bağlı elektron yoğunlukları, bunların tanımı için seçilen yöntem ve onun doğru uygulamasına bağlıdır.

2.3.2.3 Görüntü özellikleri

Yapı görüntülenirken konturların türünün, renginin çizilmiş olduğu kontrol edilir. Çünkü görüntüleme hatalar yanlış yorumlanabileceğinden planlama hatalarına neden olabilir.

2.3. 2. 4 Otomatik segmentasyon parametreleri

Otomatik konturlama parametreleri kontrol edilir. Çünkü yanlış parametreler yanlış yapı tanımlamalarına neden olabilir.

2. 3. 2. 5 Konturlardan oluşturulmuş yapılar

Aksiyal olmayan konturların kullanılabilirdiği, kontur noktalarının sınırlı olup olmadığı, konturların keskin köşelerine neyin neden olduğu, eksik kontur ile ne olacağı, kontur aralarında düzenli aralıkların gerekli olup olmadığı, algoritmanın çatalı yapıları kullanıp kullanmadığı kontrol edilir. Çünkü bu 3D yapıların tanımlanmasının en genel yoludur. İşlevsellik, kullanım ve yorumlama yanlışları çok sayıda hasta için sistematik hatalara neden olabilir.

2. 3. 2. 6 Başka yapının genişlemesi ya da daralmasıyla oluşmuş yapılar

Genişleme algoritmasının limitlerinin neler olduğu, genişlemeler iki boyutlu mu (2D) veya üç boyutlu mu (3D) olduğu belirlenmelidir. Genişleme 3D ise doğrulamanın 3D de yapılması, eğer 2D ise 3D etkilerinin anlaşılması gereklidir. Karmaşık yüzeylerle algoritmanın doğrulanması gerekir (karanlık köşeler, keskin nokta v.b.). Çünkü PTV' ler genelde CTV den genişleme olarak tanımlanır. Genişlemedeki yanlışlıklar hedef tanımında yanlışlığa neden olur (ICRU Report 50, 1993).

2. 3. 2. 7 Aksiyal olmayan konturlardan oluşan yapılar

Buradaki testler aksiyal konturlar ile elde edilen yapılar için uygulananlarla aynıdır ama tüm kontur yönelimleri için ayrı olarak uygulanmalıdır. Yapı tanımının kaynağı için defter tutulduğunun doğrulanması gereklidir. Çünkü kod tasarımına ve veri yapılarının 3 boyutluluğu temeline bağlı olarak, çok sayıda bağımsız zorluklar ortaya çıkabilir (M. Weinhaus, Z. Li, ve M. Holman, 1992; D. L. McShan ve B. A. Fraass, 1987).

2. 3. 2. 8 Kapatma (yapının sonunun konturlara nasıl bağlı olduğu) Yöntemi

Tüm kapatma metotlarının doğru uygulandığını ve 3D etkilerinin anlaşıldığı doğrulanır. Çünkü kapatma doz hesaplama sonuçlarını, hedef hacim şekillerini, BEV

görüntü ve DRR üretimlerini, akciğer yoğunluklarının etkilerini ve planın diğer önemli bölümlerini etkiler.

2. 3. 2. 9 Yapı tanımı

Temel yüzey üretim işlevselliğinin basit konturlar kullanarak doğrulanması gerekir. El hesabıyla tam şekilde hesaplanabilecek yüzey durumları için testler yapılır. Uç durumlarda yüzey üretim fonksiyonunun doğrulanması gereklidir. Örneğin, keskin nokta konturlar, kapatılmamış konturlar gibi. Testler algoritmaya bağlıdır. Bu testler kullanıcıyı algoritmanın genelde doğru çalıştığına ikna etmelidir.

2. 3. 3 Kontur Testi ve Yapılma Nedenleri

2. 3. 3. 1 El ile yapılan kontur

Kontur gösterimi için standart prosedürler tanımlanır. SSD' lerin AP ve lateral referans noktalarına ayırımı, sayısallaştırmanın bütünlüğünün kontrol edilmesi için el ile konturlama kontrol edilir ve belgelenir, lazer hizalama işaretleri kontrol edilir. Çünkü sistematik ve/veya hastaya özgü hataları önlemek için standart kontrollere el ile konturlamaların gösteriminin de dahil edilmesi gereklidir.

2. 3. 3. 2 Sayısallaştırma işlemi (donanım ve yazılım)

Standart konturlar haftalık olarak sayısallaştırılır veya geometrik doğruluğunu kontrol etmek için diğer süreçle ilgili kontroller yapılır. Sayısallaştırıcının tüm yüzeyi üzerindeki geometrik doğruluğu onaylanır. Çünkü sayısallaştırma aygıtının geometrik doğruluğu kullanıcıya oldukça bağlıdır. Birçok sayısallaştırıcı sistemde pozisyona bağlı bozulmalar sorun yaratır. Aynı zamanda sayısallaştırıcının davranışı zamana da bağlıdır.

2. 3. 3. 3 İki boyutlu görüntü üzerinde konturlama

Görüntüye göre kontur gösteriminin doğruluğunun, tedavi planlama sisteminin doz hesaplaması yaptığı koordinat sistemindeki konturun 3D konumunun, konturlama algoritmasının (sıra dışı) uç durumlardaki yanıtının (örneğin, çok fazla nokta girildiğinde, >1 farklı kapalı kontur oluşturulduğunda), her konturun ve onunla ilişkili 3D yapı tanımlamasının doğrulanması testleri yapılır.

Bu testler, taranan fantomda yapıların konturlamasını ve fantoma ait yapıların bilinen boyutlarıyla konturların kıyaslamasını, yazılımda düzenlenmiş gri skala fantomundaki yapıların konturlamasını da içerebilir. Yazılımda düzenlenmiş gri skala fantomundaki yapıların konturlaması, ortalama piksel hatalarını ve herhangi bir görüntü gösterim hatasını engeller. Görüntünün her türü için, her bir kesit yönelimi için (sagittal, koronal, aksiyal, oblik) testlerin bir alt kümesi uygulanmalıdır. Çünkü konturlama özellikleri ve/veya konturların kullanımı bu parametrelere bağlı olmayabilir.

Testlerin yapılma nedeni ise; BT görüntülerinin konturlamasının birçok 3D tedavi planlamasının temelini oluşturmasıdır. Dolayısıyla kontur koordinatlarındaki ya da gösterimdeki hatalar planlama için yanlış anatomi kullanılıyor olmasına neden olabilir.

2. 3. 3. 4 Konturların otomatik takip edilmesi

Çeşitli durumlar için takip algoritmasının yanıtının düzgünlüğü doğrulanır. Örneğin, farklı gri skala gradyentleri, farklı görüntü tipleri, işaretleyiciler, kontrast, görüntü artefaktları gibi.

Yukarıda da tarif edildiği gibi test taranmış fantomları ya da simüle edilmiş gri skala fantomu kapsayabilir. Kısmi hacim etkisi probleminin olası en kolay çözümü görüntü kullanımıdır. Bu görüntüler gri skala değerlerindeki kesit kalınlıklarının değişimlerinin etkilerini biçimlendirir.

Otomatik takip etme eşiğini tanımlamak için kullanılan değişimin (gradyanın) aralığı, kontur konum ve boyutunu etkileyebileceğinden ve kısmi hacim etkisinin anlaşılmasında düzgün olmayan konturlara neden olabileceğinden bu testlerin yapılması gereklidir.

2. 3. 3. 5 Çatal yapılar

Sistem belli bir yapı için kesit başına birden fazla konturu sürdürüp sürdüremediği, 3D yapıyı doğru oluşturup oluşturamadığı kontrol edilir. Ayrıca görsel olarak 3D yüzeyler ve bunların DVH' leri de kontrol edilir.

Çünkü çatal yapıları oluşturan algoritma bu yapıların hacim hesaplarını etkileyebilir.

2. 3. 3. 6 Projeksiyon görüntüsü üzerinde kenar belirleme (DRR, BEV)

Projeksiyon görüntüsünde tanımlanmış noktaların çizgilerinin, 3D veriden tanımlandığı kontrol edilir. 3D görüntünün tümü görüntülendiğinde, projeksiyon görüntüsünde konturların ekrana doğru olarak yansıtıldığı kontrol edilir. Bu gibi konturların çeşitli aksiyal, sagittal ve koronal kesitlerle kesişimi kontrol edilir.

Projeksiyon görüntüsünde yanlış olarak ele alınan konturların plan gösteriminde yanlış yorumlara neden olmasından dolayı bu kontrollerin yapılması gereklidir.

2. 3. 3. 7 Tarama programları üzerinde kenar belirleme

Tarama programları (scannograms) üzerinde kenar belirleme testi için bölüm 2. 3. 3. 6' da belirtilen testlerin aynısı yapılır.

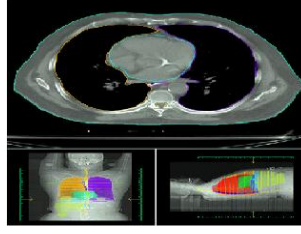
Bu konuyla ilgili testlerin yapılma nedeniyse BT tarama programlarının aksiyal yönde dağılımının belirgin ama sagittal yöndeki dağılımının genelde ihmal edilebilir olmasıdır.

2. 3. 3. 8 Yüzeylerden kontur çıkarma testi

Yüzeylerden kontur çıkarma testiyle uygulamanın genel sınırları ve işlevselliği belirlenir. Bunun için aşağıdaki sorular cevaplanır;

Konturlar rastgele bir yönelimin kesiti üzerinde kesişiyor olabilir mi? Konturu doğru olarak tanımlamak için yeterli nokta kullanıldı mı? Çıkartılmış kontur, orijinal çekilmiş kontur üzerine yazılıyor mu? Tek bir kesitteki çoklu bağımsız konturlara neden olan kompleks yapılar için durum ne olur?

Yukarıda bahsedilen hususlar için testler uygulanır. Çünkü aksiyal ve aksiyal olmayan görüntüler veya yeniden yapılandırılmış görüntüler üzerinden kontur çıkartma, anatomik yapının nicel (kantitatif) olarak kontrolünde en iyi yollardan birini sağlar.



Şekil 2. 4: Kontur testi

2. 3. 4 Yoğunluk Tanımı Testleri ve Nedenleri

2. 3. 4. 1 Bağıl elektron yoğunluğu gösterimi

Testler:

Sistemin doğru bir bağıl elektron yoğunluğu temsili oluşturduğu doğrulanır. Kontur ve/veya görüntü değiştirildiğinde bağıl elektron yoğunluğu temsiline doğru olarak korunduğu onaylanır.

Neden:

Yanlış elektron yoğunluğu tanımlaması yanlış doz hesabına yol açar.

2. 3. 4. 2 BT sayısı dönüşümleri

Testler:

BT sayısının, Hounsfield sayısına ya da bağıl elektron yoğunluğuna dönüşümünün düzgün çalıştığı doğrulanır.

Neden:

Doğru olmayan dönüşümler yoğunluğu düzeltilmiş hesaplamaların sonucunun yanlış olmasına neden olur.

2. 3. 4. 3 Düzenleme

Testler:

Düzenleme için kullanılan fonksiyonların düzgün çalıştığından emin olunmalıdır.

Neden:

Görüntünün gri skalası, kontrast ya da görüntü artefaktlarının varlığı nedeniyle değişmiş olabilir. Bu ise bağıl elektron yoğunluklarının yanlış bir şekilde elde edilmesine yol açar.

2. 3. 4. 4 Ölçüm araçları

Test:

Bağıl elektron yoğunluğunu ölçmek için kullanılan ekran araçları kontrol edilir.

Neden:

Yanlış bilgi tedavi planlamasında hatalara yol açar.

2. 3. 5 Bolus Testleri ve Nedenleri

2. 3. 5. 1 Bolus içindeki elektron yoğunluğu

Test:

Boluslu bölgedeki yoğunluğun atanan değere ayarlanmış olduğu doğrulanır. Özellikle bir BT görüntüyü düzenlemek için bolusun kullanımı kontrol edilir.

Neden:

Yanlış yoğunluk, hatalı yoğunluğu düzeltilmiş doz hesaplamalarına yol açacaktır.

2. 3. 5. 2 Yoğunluk ölçüm araçları

Test:

Ölçüm araçlarının bolus içindeki yoğunluğu doğru ölçtüğü onaylanır.

Neden:

Yoğunluk değerlerinin okuma hatası doğru davranış onaylamasını zor hale getirir.

2. 3. 5. 3 Otomatik bolus tasarımı

Test:

Bolusun doğru tasarlandığı doğrulanır.

Bolus bilgilerinin dışa aktarma için doğru üretildiği ve fiziksel bolusun doğru yapıldığı onaylanır.

Neden:

Aksi halde bu durum bolusun yanlış tasarım veya uygulanmasına yol açacaktır.

2. 3. 5. 4 Demet seçimi

Test:

Bolusun tüm bir planla ya da tek bir demetle ilişkili olup olmadığı kontrol edilir.

Neden:

Yanlış hesaplama neden olabilir.

2. 3. 5. 5 Doz hesaplaması

Test:

Bolusun doz hesabında var olduğu doğrulanır. Yani bolusun doz hesabında dikkate alındığı doğrulanır.

Neden:

Yanlış hesaplama neden olabilir.

2. 3. 5. 6 Monitor Birimi hesaplaması

Test:

Bolus kullanıldığında monitör birimi (Monitor Unit, MU) hesaplamaları için uygun bir yöntem olduğu onaylanır.

Neden:

Olası hatalı MU hesaplamaları veya hasta kurulumlarına neden olur.

2. 3. 5. 7 Çıktı ve grafik gösterimi

Test:

Bolusun tüm ekranlarda ve çıktılarda düzgün olarak gösterildiği doğrulanır.

Planda ve çıktıda düzgün belgelendiği doğrulanır.

Neden:

Bolusun tedavi boyunca yanlış ayarlanması veya yanlış kullanılması olasıdır.

2. 3. 6 Görüntü Kullanım-Gösterim Testleri ve Nedenleri

2.3. 6. 1 Gri skala penceresi ve seviye ayarları

Testler:

Pencere ve seviye ayarları fonksiyonları doğrulanır.

Pencere/seviye değerlerinin tarayıcı/film de olanlara aynı değeri gösterip göstermediği belirlenir.

Nedeni

Pencere/ seviye ayarları görüntü verisinin yorumlamasını büyük ölçüde etkileyebilir.

2. 3. 6. 2 Yeniden yapılandırılmış görüntünün oluşturulması ve kullanımı

Testler:

Görüntünün geometrik konumunun doğruluğunun onaylanması yapılır. Gri skala düzenlemesinin ve düzenleme sırasında uygulanmış herhangi bir interpolasyonun doğruluğu onaylanır. Yeni görüntüyle orijinal görüntü arasındaki uyum kontrol edilir.

Nedeni:

Sagittal, koronal ve oblik yeniden yapılandırılmış görüntülerin kullanılması TPS' deki 3D görüntüleme özelliklerinin önemli bir parçasıdır.

2. 3. 6. 3 Görüntülenen masanın çıkarılması

Testler:

İstenmeyen görüntü bilgilerinin çıkarılma kapasitesinin onaylanması gereklidir. Örneğin hasta destek masası görüntüsünün kaldırılması gibi

Nedeni:

İstenmeyen materyali tanımlayan BT bilgisinin kullanımı, gerçek doz dağılımını temsil eden bir doz dağılımı sunuyor olmayacaktır.

2. 3. 6. 4 Görüntüyle kıyaslandığında kesitlerin geometrik doğruluğu

Testler:

Kesitlerin, hasta anatomisinin geri kalan kısmına göre geometrik konumunun doğruluğunun onaylanması gereklidir.

Nedeni:

Geometrinin doğru olmaması planlamada ve 3D görüntülemeye yanlışlıklara neden olur.

2. 3. 6. 5 İlgi alanı analizleri

Testler:

İlgi alanı (ROI) içersindeki minimum, orta, maksimum BT sayılarının onaylanması gereklidir (bir kesitte ve bir hacimde).

Nedeni:

BT sayıları ve elektron yoğunlukları doz hesaplama sonuçlarının doğruluğunu incelerken önemlidir.



Şekil 2. 4: Görüntü kullanım testi



Şekil 2. 5: Görüntü gösterim testleri

2. 3. 6. 6 Pozisyon ölçümleri

Testler:

Her gösterim tipi için, her koordinat sistemindeki nokta koordinatları, mesafeleri ve açıları doğrulanır.

Nedeni:

Önemli planlama ve değerlendirme fonksiyonları için bu ölçümler sıklıkla kullanılır. Örneğin demet yerleştirme, anatomik işaretleyicilerin tanımlaması gibi.

2. 3. 6. 7 Üç boyutlu (3D) obje geriverim

Testler:

Renk ve diğer geriverim fonksiyonları onaylanır.

Nedeni:

Yanlış geriverim fonksiyonu geometrik durumu yanlış olarak temsil edebilir.

2. 3. 6. 8 Çoklu pencere gösterimi ve kullanımı

Testler:

Çoklu pencere ekranının her bir panelinin planlama oturumu devam ederken güncel tutulduğunun doğrulanması gerçekleştirilir.

Nedeni:

Tutarsızlıklar, yanlış planlama kararlarına yol açabilir.

2. 3. 7 Demet Yapılandırması Testi ve Nedenleri

Bu testin amacı üretici tarafından sağlanmış bir standart demet tanımını kullanarak tüm demet teknik fonksiyonlarının çalıştığının doğrulanması ve demetlerin doğruluğunun kanıtlanmasıdır.

2. 3. 7. 1 Cihaz kütüphanesi

Test:

Mevcut cihaz demetlerin kütüphanesinin doğru olduğundan emin olunmalıdır. Klinik demetler, araştırma veya diğer demetlerden ayrılmış olmalıdır.

Neden:

Yanlış demet seçimi, yanlış doz hesaplama ve monitör unitlere yol açar.

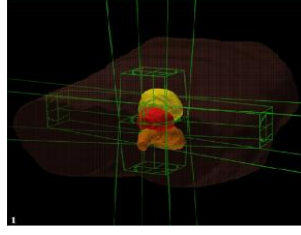
2. 3. 7. 2 Cihaz/demet aksesuarları

Test:

Cihazın demetin spesifik aksesuarlarının kullanılabilirliği doğrulanır. Örneğin, elektron konisi ya da kama filtrenin doğru olması gibi.

Neden:

Yanlış aksesuarlar kullanışlı olmayan ya da doğru olmayan planlara neden olur.



Şekil 2. 6: Demet yapılandırması testi

2. 3. 7. 3 Parametre sınırlamaları

Test:

Çeneler için, çok yapraklı kolimatör için, ayrıca kamalı, ÇYK' lı ya da elektron aplikatörlü alanlar gibi alan boyutları için sınırlamaların doğru olduğu onaylanır. MU limitleri, açı limitleri (gantri, masa, kolimatör v.b.) doğrulanır.

Neden:

Doğru olmayan sınırlamalar, kullanışsız tedavi planlamalarına neden olur.

2. 3. 7. 4 Demet isim ve numaraları

Test:

Kullanıcı tanımlı demet adı ile numarasının kullanımı ve gösterimi doğrulanır.

Neden:

Yanlış demet isimlendirme/numaralandırma belgelerin karışması durumunda yanlış tedavi uygulanmasına neden olur.

2. 3. 7. 5 Okumalar

Test:

Gantrinin, kolimatörün ve masanın açı okumalarının doğru kullanımı ve gösterimi onaylanır. Masanın, kolimatör çenelerinin ve ÇYK' lerin lineer hareket okumalarının doğru kullanımı ve gösterimi onaylanır. Okuma adları ve hareket sınırları kontrol edilir.

Neden:

Yanlış isimlendirme/numaralandırma belgelerin karışma ihtimalinde yanlış tedavilere yol açar.

2. 3. 7. 6 Demet teknik araçları

Test:

SSD' leri ayarlamaya yarayan ya da eşmerkezlerin hareketini sağlayan araçların fonksiyonlarının doğruluğu onaylanır.

Neden:

Bu özelliklerin yanlış çalışması planlama içi hatalara neden olur.

2. 3. 7. 7 Kamalar

Test:

Kama filtrenin tanımlamalarının doğruluğunun onaylanması sağlanır. Örneğin kodlama, doğrultu, alan boyutunun sınırları ve uygunluğu gibi.

Neden:

Tedavi planı ya da tedavi boyunca yanlış kama kullanımına yol açar.

2. 3. 7. 8 Düzenleyiciler

Test:

Doğru kullanım ve gösterimi onaylanır.

Neden:

Tedavi süresince yanlış kullanımı önemli dozimetrik hatalara yol açabilir.

2. 3. 8 Sistem Okuma Kuralları ve Hareket Tanımları Testi ve Nedenleri

AAPM görev grubu, gantri açısı, kolimatör açısı, masa açısı, kama yönelim çok yapraklı kolimatörün yaprak özellikleri ve hasta yönlendirme belirtmek için IEC 61217:2011 protokollerinin benimsenmesini önermektedir.

2. 3. 8. 1 Genel sistem dönüşümleri

Test:

TPS kurallarının, sistem belgeleri ile uyumlu olduğu ve sistem boyunca sürekli kullanılır olduğu doğrulanır.

Neden:

Problemler tedavide sistematik hatalara neden olabilir.

2. 3. 8. 2 İç Tutarlılık

Test:

Cihaz ayarları, 2D ve 3D de gösterilen demet yönelimleri incelenir. Bu demet yönelimleri çeşitli gantri, kolimatör ve hedef açıları içindir. Görüntülenen yönelimlerin, parametre özellikleri ve hesaplanan doz dağılımıyla uyumlu olduğu onaylanır. Örneğin kullanıcı, demetin gantriden dışarı doğru uzaklaştığını ve bir kamalı alan için sıcak noktanın kamanın ayağının altında görüldüğünü onaylamalıdır.

Neden:

Burada sorunlar, sistematik planlama sistemi hatalarına neden olur.

2. 3. 8. 3 Okumalar

Test:

Gerektiği gibi dönüştürülmüş TPS parametrelerinin, istenilen tedavi yapılandırmasını elde etmek için gerekli olan cihaz ayarlarıyla uyumlu olduğu doğrulanır. Bu, planlama sisteminin özelliklerine göre tedavi cihazını yapılandırarak ve planlama sistemi görüntüleriyle (özellikle de 3D oda görünümü görüntüsüyle) karşılaştırarak yapılabilir.

Neden:

Hatalar çok izoledir. Bu nedenle tedavide sistematik hatalarına neden olabilir.

2. 3. 8. 4 Test Frekansı

Test:

TPS' nin kabul testleri ve her büyük yazılım güncellemesinde bu bilgilerin doğruluğu kontrol edilir.

Neden:

Kontroller yapılmadığı takdirde sistematik hatalar yeni sürümlerde gözden kaçmış olabilir.

2. 3. 8. 5 Çok Kullanıcı Ortam

Testler:

Çoklu kullanıcı ve ağ ortamlarında, tutarlı demet bilgisi sağlamak için bir prosedür oluşturulması gereklidir.

Neden:

Kullanıcılar birbirlerinin planlarına müdahale edebilir, cihaz veritabanı veya diğer benzer sorunlara erişim sağlanabilir.

2. 3. 9 Alan Şekli Dizayn Testi ve Nedenleri

2. 3. 9. 1 Blok şekli

Testler:

Sistemin “ada” blok ile “aralık” ya da “konformal” bloklar arasındaki farkı ayırt ettiği doğrulanır. Demet açıklığı blok şeklini tasvir eder “ada” blokta, “aralık” ya da “konformal” bloklar ile çizilmiş demet açıklığı açık ışınlanmış alanı kapsar. Fokelize ve fokelize olmayan bloklar da düşünülmelidir.

Neden:

Bloklanmış veya ışınlanmış alanların yanlış tanımlanmasına yol açabilir.

2. 3. 9. 2 Blok Geçirgenliği

Testler:

Geçirgenliğin veya tam bloklayan ya da kısmi geçirgen bloklar için blok kalınlığının spesifikasyonlarının doğruluğu onaylanır.

Neden:

Hatalı geçirgenlik girişi ve kullanımını blok altında hatalı doza yol açar.

2. 3. 9. 3 ÇYK Yaprak Uyumu

Testler:

Test yöntemleri ÇYK yaprakları alan şekline uyacak şekilde uygulanır.

Neden:

Uygun olmayan açıklık şekli, normal dokunun fazladan, hedefin ise eksik doz almasına yol açabilir.

2. 3. 9. 4 Elektron Aplikatörleri

Testler:

Elektron aplikatörlerinin mevcut olması/boyutu onaylanır.

Neden:

Kullanılamaz tedavi planlamalarına yol açabilir.

2. 3. 9. 5 Çıktı

Testler:

Demet açıklığı üretmek için kullanılan ve/veya demet açıklığını gösteren tüm çıktılar kontrol edilir. (ör: ÇYK yaprak pozisyonları, BEV noktaları)

Neden:

Uygun olmayan belgeleme açıklığın hatalı oluşturulmasına ya da uygun olmayan klinik QA kontrollerine yol açabilir.

2. 3. 10 Manüel Demet Açıklığı Giriş Testleri ve Nedenleri

2. 3. 10. 1 Film büyütme faktörü

Testler:

Film sayısallaştırma girişi için film büyütmenin doğru olduğu onaylanır.

Neden:

Planda doğru olmayan blok şekilleri kullanılabilir.

2. 3. 10. 2 Özel Çizim Yardımcıları

Testler:

Tanımlanabilen yarıçaplı dairesel imleç gibi araçların geometrik doğruluğu kontrol edilir.

Neden:

Açıklık tasarımı sırasında yanlış pay bırakılmasına yol açabilir.

2. 3. 10. 3 Açıklık tanımındaki nokta sayısı

Testler:

Belirleyici noktaların sayısına herhangi bir sınırlamanın etkileri değerlendirilir.

Neden:

Hatalı açıklık şekline yol açabilir.

2. 3. 10. 4 Açıklıkların düzenlemesi

Testler:

Açıklık düzenleme algoritmasının nasıl işleyeceği değerlendirilir.

Neden:

Hatalı açıklık şekline yol açabilir.

2. 3. 10. 5 BEV/DRR Görüntülerde Açıklıkların Tanımlaması

Testler:

Geometri, özellikle de gösterilen “BEV düzleminin” bulunduğu yerin kaynaktan olan mesafesi doğrulanır.

Neden:

Bu planlanmış açıklığın yanlış yorumlanmasına yol açabilir.

2. 3. 10. 6 Üç boyutlu Projeksiyonlar

Testler:

Konturları, yapıları ve BEV / DRR görüntülerindeki 3D noktaları da içeren anatomik bilginin 3D projeksiyonlarının doğru olduğu onaylanır.

Neden:

Demet yönünde yanlış açıklık tasarımına veya seçimine yol açabilir.

2. 3. 11 Kama Testleri ve Nedenleri

2. 3. 11. 1 Kama yönelimleri ve açı spesifikasyonları

Testler:

Kama filtre yönelimlerinin ve açı spesifikasyonlarının tedavi planlama sistemi boyunca tutarlı olduğu onaylanır.

Neden:

Tedavi planlama sistemi ile uyuşmayan kama etiketlemesi ya da yönlendirme kuralları tedavide ve tedavi planında karışıklığa yol açabilir.

2. 3. 11. 2 İki boyutlu Görüntüler

Testler:

Kama filtrelerin görüntülerinin farklı 2D tedavi planları üzerinde (paralel, ortogonal, oblik), farklı demet doğrultuları, kolimatör rotasyonları ve kama filtrelerin yönelimleri için kontrol edilir.

Neden:

Görsel yönelim kontrolleri tedavi planı ve tedavide yanlış kama yönelimlerini önlemenin en etkili yoludur.

2. 3. 11. 3 Üç boyutlu Görüntüler

Testler:

Kama filtrelerin görüntülerinin oda görüşü 3D görüntüler üzerinde, farklı demet doğrultuları kolimatör rotasyonları ve kama filtre yönelimleri için kontrol edilmesi.

Neden:

Yanlış kama yönelimleri önemli ölçüde doz farklarına yol açar.

2. 3. 11. 4 Yönelim ve alan boyutu sınırlamaları

Testler:

Tedavi cihazı tarafından enerji bazında izin verilmeyen kama filtre yönelimleri ve alan boyutları için TPS'nin de izin vermediğinin onaylanması sağlanır. Bu limitler her bir demet enerjisi için ayrı ayrı tanımlanabilir. Böylece her enerji/kama kombinasyonu için test edilmiş olurlar.

Neden:

Yönelim ve alan boyutu sınırlamalarında olan hatalar, uygulanamayacak tedavi planlarına yol açabilirler.

2. 3. 11. 5 Motorize kama filtre, Otomatik kama filtre;

Testler:

Motorize kama filtre cihaz kafasının içinde bulunur. Bir alanın küçük açıklıklara ayrılması, kama filtreli alanların TPS' de ve tedavi cihazında uyuşması doğrulanır.

Neden:

Yanlış doz dağılımı ya da monitor unitlere yol açabilir.

2. 3. 11. 6 Dinamik kama filtre

Testler:

TPS' deki uygulamaların aynı özelliğe, sınırlara, yönelimlere ve adlandırma düzenine sahip olduğu onaylanır.

Neden:

Dinamik kamanın yanlış kullanımı olasıdır.

2. 3. 12 Demet Geometrisi Gösterimi Testi ve Nedenleri

2. 3. 12. 1 Aksiyal demet diverjansı

Testler:

Demet kenarlarının ve fokalize demetin aksiyal kesitlerle kesişimi test edilir.

Neden:

Yanlış iraksama, yanlış alan boyutu ve açıklık şekli seçimlerine yol açar.

2. 3. 12. 2 Aksiyal olmayan demet diverjansı

Testler:

Demet kenarlarının ve fokalize demetin sagittal, koronal ve oblik kesitlerle kesişimi test edilir. Tamamen 3D olmayan sistemler için, projeksiyonlarda dikkate alınması gereken 2D sınırlamalar olabilir.

Neden:

Yanlış ıraksama özellikle 3D etkileri anlaşılammışsa, yanlış alan boyutu ve açıklık şekli seçimlerine yol açar.

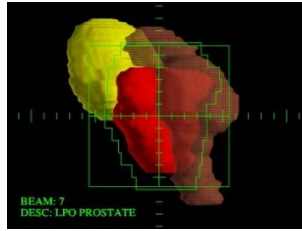
2. 3. 12. 3 BEV/DRR Görüntüler

Testler:

Aksiyal kesitler üzerinde BEV-tipi görüntülerle tanımlanan konturların/yapıların projeksiyonunun doğrulanması gereklidir. (DRR gösterimlerde gri skala görüntülerle kıyaslanır. Bu en kolay birkaç içyapıya sahip basit bir fantomla yapılır.) Fokalize demet ve açıklık kenarlarının projeksiyonunun onaylanması gereklidir. Çeşitli SSD' lerde ve projeksiyon mesafelerinde kontrol edilmelidir.

Neden:

Yanlış projeksiyonlar, özellikle 3D etkileri anlaşılmadığında, yanlış açıklık şekli seçimlerine yol açar.



Şekil 2. 7: Demet geometrisi gösterimi testi

2. 3. 12. 4 Üç Boyutlu Görüntüler

Testler:

İki boyutlu tedavi planları üzerinde tanımlanan açıklıkların, 3D' ye doğru olarak yansıtıldığı onaylanır. Yapı, demet ve açıklık kenarlarının ilişkilerinin doğru olduğu onaylanır. Sistemin 2D sınırlamaları düşünülmüş olmalıdır. Örneğin bir 2D sistem, üçüncü yöndeki ıraksamayı (diverjansı) doğru olarak göstermeyebilir.

Neden:

Yanlış projeksiyonlar özellikle de 3D etkileri anlaşılmamışsa yanlış açıklık şekli seçimlerine yol açar.

2. 3. 12. 5 Hasta demet Etiketleri

Testler:

Demete ve yönlendirme notlarına göre hastanın yönelimi onaylanır. 2D ya da 3D görüntülerle ilgili simgeler için veya cihaz pozisyon görüşü için yönelim ve notların uygunluğu onaylanır.

Neden:

Yanlış etiketleme teknisyen ya da fizikçileri yanıltabilir.

2. 3. 13 Yöntem (Metodoloji) ve Algoritma Kullanım Testleri ve Nedenleri

2. 3. 13. 1 Hesaplanacak Bölgeler

Testler:

Hesaplanacak bölgeleri tanımlamak için kullanılan yöntemlerin çalışmasının doğruluğu değerlendirilir ve onaylanır.

Neden:

Önemli olan bölgelerde dozu hesaplamak gerekir.

2. 3. 13. 2 Grid Tanımı Hesaplaması

Testler:

Grid boyutu tanımı; eşit ve/veya eşit olmayan aralıklı grid kullanım; grid noktaları arasındaki dozun belirlenmesi için kullanılan interpolasyon yöntemi; grid boyutu, aralığı ya da uzunluğu değiştirilirse hesaplamaların geçersizliği değerlendirilir ve düzgün işleyişleri doğrulanır. Görüntü ve cihaz koordinat sistemine (kolimatör sistemi) bağlı olarak doz hesaplama noktalarının tanımlandığı koordinat sisteminin düzgün hizalanması da kontrol edilmek zorundadır.

Neden:

Gridin yanlış kullanımı, dozun yanlış yerde olmasına hesaplamada, görüntüde, doz demetin hizalamasında hatalara neden olur.

2. 3. 13. 3 Yoğunluk Düzeltmelerinin Durumu

Testler:

Düzeltilme durumlarında tutulan kaydın doğruluğu onaylanır. Düzeltme durumlarının nasıl kaydedildiği ve belgelendiği belirlenir.

Neden:

Burada olacak hatalar nedeniyle yanıtıcı doz dağılımlarının ve yanlış MU' ların ortaya çıkması olasıdır.

2. 3. 13. 4 Kayıtlı Plan Bilgilerinin Okuması

Testler:

Anatomi, demet, doz ve kaynak bilgilerinin kayıtlı okumalarıyla ilgili işlevselliği doğrulanır. Testler sistemin ayrıntılı bilgisiyle tasarlanmalıdır.

Neden:

Kayıtlı plan bilgilerinin okuması orijinal doz hesaplamasını doğru yapmak kadar önemlidir.

2. 3. 13. 5 Hesaplama Geçerliliği Mantığı

Testler:

Anatomide, demet tanımlarında, demet ağırlıklarında ya da normalizasyonda değişiklikler yapıldığında doz dağılımının yeniden hesaplanması için sistem kuralları değerlendirilir. Çoğu zaman, sadece etkilenen demet yeniden hesaplanır.

Neden:

Yanlış mantık, değerli olan zamanı ve kaynağı israf eder ya da yanlış yorumlanacak olan geçersiz doz hesaplamalarının yapılmasına neden olur.

2. 3. 13. 6 Doz Hesaplama Algoritmasının Seçimi

Testler:

Varsayılan algoritma seçimlerinin uygun olduğu ve seçilen algoritmanın kullanıldığı doğrulanır.

Neden:

Birden fazla algoritma varsa, büyük olasılıkla farklı algoritmalar belirli amaçlar için tasarlanmıştır.

2. 3. 14 Doz Gösterim Testleri ve Nedenleri

2. 3. 14. 1 Doz Noktaları

Testler:

Noktanın, istenilen 3D koordinatlarda tanımlandığı, noktanın doğru 3D koordinatta gösterildiği ve noktadaki dozun doğru şekilde gösterildiği doğrulanır.

Neden:

Nokta görüntüleri kritik yapı dozları için ve doz dağılımı davranışını araştırmak için kullanılır.

2. 3. 14. 2 Etkileşimli nokta dozları

Testler:

Görüntüdeki imleç pozisyonuna doğru olarak karşılık gelen nokta koordinatları, noktadaki dozun doğru olarak gösterildiği doğrulanır.

Neden:

Etkileşimli nokta dozlarındaki problemler, tedavi planı optimizasyonuna etki ederler.

2. 3. 14. 3 Tutarlılık

Testler:

Kesişen düzlemlerdeki dozların ve farklı görüntüleme teknikleriyle gösterilen dozların tutarlı olduğu doğrulanır.

Neden:

Tutarsızlık, algoritma sınırlamaları veya sorunlar gösterir. Değerlendirmeleri imkansız hale getirir.

2. 3. 14. 4 Doz Gridleri

Testler:

Büyük ve küçük aralıkların her ikisi için grid noktaları arasında dozun doğru olarak interpolate edildiği doğrulanır.

Neden:

Yanlış yapılan interpolasyon özellikle de yarı gölge bölgesinde hatalı doz sonuçları verir

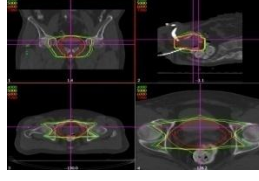
2. 3. 14. 5 İki Boyutlu Doz Görüntüleri

Testler:

İzodoz eğrilerinin (IDL) doğru konumlandığı onaylanır. Ayrıca renklendirilmiş görüntü çizgileri IDL' ler ile doğru olarak hizalandığı ve nokta doz görüntüleriyle birbirini tutmakta olduğu doğrulanır.

Neden:

Bu, PTV nin kapsama alanının gerçekten yeterli olup olmadığına karar vermekte kullanılan görüntünün başlıca çeşididir.



Şekil 2. 8: Doz gösterimi testleri; 2D doz görüntüleri

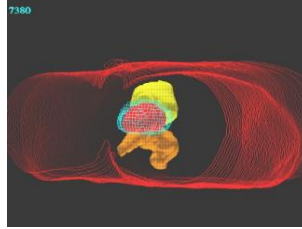
2. 3. 14. 6 İzodoz Yüzeyleri

Testler:

Yüzeylerin doğru olarak gösterildiği kontrol edilir. Özellikle de birbirinden bağımsız çok sayıda küçük hacimlere parçalanabilen yüksek doz yüzeyleri kontrol edilir. Düzlemler üzerindeki izodoz eğrileriyle yüzeylerin tutarlı oldukları doğrulanır.

Neden:

Tedavi planlarının çok fazla veya çok küçük hedef kapsamalarıyla kullanımına ya da anatomiye göre doz dağılımının yanlış olmasına yol açar.



Şekil 2. 9: Doz gösterim testi; izodoz yüzeyleri

2. 3. 14. 7 Demet Görüntüsü

Testler:

Pozisyon ve alan boyutunun doğru olduğu, kamaların gösterildiği ve yönelimlerinin doğru olduğu, demet kenarlarının ve açıklıkların doğru olarak gösterildiği onaylanır.

Neden:

Demet görüntüsü doz dağılımı ile doğru ayarlanmalıdır ya da tüm tedavi planından şüphe edilmelidir.

2. 3. 15 Doz-Hacim Histogram Testleri ve Nedenleri

2. 3. 15. 1 Hacim ilgi alanı tanımı (VROI)

Testler:

Hacim ilgi alanı tanımı (VROI) tanımının oluşturma testi, yapı tanımına karşı DVH' ler oluşturmak için kullanılır.

Neden:

VROI' nin tanımlanmaması yanlış DVH' lere yol açar.

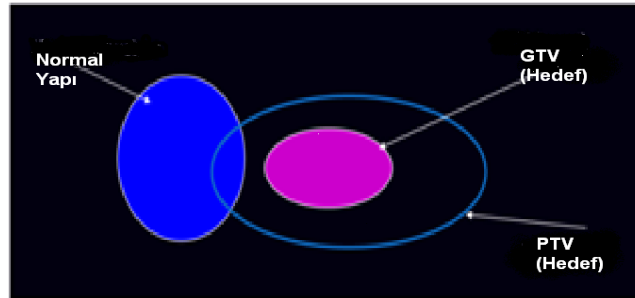
2. 3. 15. 2 Yapı tanımlanması

Testler:

Objelerin Boolean kombinasyonlarının (VROI ve DVH Normal Doku-Hedef), ve çoklu yapılara ait olan voksellerin nasıl işlendiği test edilir.(A. Van't Veld and I. A. D. Bruinvis, 1995)

Neden:

Yapı tanımlama hataları, yanlış kompleks VROI' de yanlış DVH' e yol açar.



Şekil 2. 10: Yapı tanımlaması

2. 3. 15. 3 Voksel doz tanımı

Testler:

Her voksele katılan dozun doğruluğu onaylanır.

Neden:

Bir 3D gridden diğerine yapılan interpolasyon, grid tabanlı bir artefakta ya da kusura yol açabilir.

2. 3. 15. 4 Yapı hacmi

Testler:

Düzenli şekiller (özellikle de dikdörtgen nesnelere) çok sayıda grid tabanlı artefakta neden olduğundan, düzensiz şekilli nesnelere ile hacim belirlemesinin doğruluğu test edilir.

Neden:

Yapı hacmi NTCP modellemesinin temelini oluşturmaktadır. Aynı zamanda hekim tedavi planı değerlendirirken hacmi doğrudan kullanabilir.

2. 3. 15. 5 Histogram kutuları ve sınırları

Testler:

Kullanılan uygun histogram kutularının ve limitlerinin doğrulanmasını kapsar.

Neden:

Uygun olmayan kutuları ve/veya DVH sınırları yanıltıcı DVH' e yol açabilir.

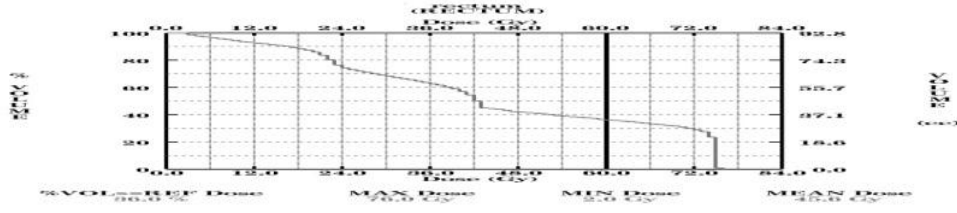
2. 3. 15. 6 DVH Hesaplaması

Testler:

Bilinen doz dağılımları ile DVH hesaplama algoritmasının test edilmesini kapsar.

Neden:

Plan değerlendirmesi hakkında başka yanlış klinik kararlar alınmaması için temel hesaplama dikkate alınmalıdır.



Şekil 2. 11: DVH hesaplaması

2. 3. 15. 7 DVH Çeşidi

Testler:

Diferansiyel ve kümülatif tip DVH' lerin doğru olarak hesaplandığının ve görüntülendiğinin onaylanması gereklidir.

Neden:

DVH ekranının her türü, belirli durumlarda yararlıdır.

2. 3. 15. 8 DVH Çıktısı

Testler:

Bilinen doz dağılımları kullanılarak DVH çıktısı test edilmelidir.

Neden:

Çıktı doğru olmalıdır çünkü hekim çıktıyı karar vermek için kullanabilir.

2. 3. 15. 9 Plan ve DVH Normalizasyonu

Testler:

Plan normalizasyonu (doz) değerleriyle DVH sonuçlarının ilişkisi doğrulanır.

Neden:

Plan normalizasyonu DVH' in doz eksenini için kritiktir.

2. 3. 15. 10 Doz ve VROI Grid Etkileri

Testler:

Doz ile VROI gridleri ilişkisini incelemek ve anlamak için testler yapılır.

Neden:

Grid tabanlı artefaktlar hacimde, dozda, DVH ve plan değerlendirmesinde hatalara neden olabilirler

2. 3. 15. 11 Farklı Durumlardan DVH' lerin Kullanımı

Testler:

Farklı doz gridleri, DVH kutusu boyutları v.b. ile farklı durumlardaki DVH' lerin doğru kullanımını test edilir.

Neden:

Farklı planlardan DVH' lerin karşılaştırması kritik olarak bağlıdır.(Kutu boyutu v.b.)

2. 3. 16 Dozimetrik Olmayan Brakiterapi Testleri ve Nedenleri

2. 3. 16. 1 Kaynak Girişi ve Geometrik Doğruluk

Testler:

Kaynak konumu girişi için sayısallaştırıcı ve dik ya da stereo-shift filmler kullanarak, kontroller, veri girişi, yazılım, film satın alma süreci, kaynak tanımlama ve diğer ilgili faaliyetler yapılmalıdır. Radyoaktif tohum kaynakların 3D koordinatları da teyit edilmelidir. Otomatik tohum tanımlama ve bulma yazılımının doğrulanması gerekir. BT görüntülerini kullanan kaynak konumu girişi için, diğer testler de dahil edilmelidir. Aplikatör rotasının belirlenmesi için, yukarıda anlatılan testlerden uygun olanı yapılmalıdır. Ayrıca, yolu boyunca kaynak konumunun doğruluğu onaylanmalıdır.

Neden:

Brakiterapi için doz hesaplamaları kesin kaynak pozisyonlarına çok duyarlıdır.

2. 3. 16. 2 Kaynak Görüntüsü

Testler:

Kaynak konumu görüntülerinin doğruluğu

- BT, yeniden yapılandırılmış görüntü ve BT olmayan Brakiterapide sıklıkla kullanılan rastgele düzlemleri içeren 2D kesitlerde,
- 3D görüşte,
- Stereotaktik beyin implant planlamasında kullanılan prob gözü görüşü gibi (Probe's eye view) özel görüşlerde,

Fantom içinde sahte kaynak taranabilir, radyografi tabanlı tanımlama ve pozisyonlama için bir kontrol olarak kullanılmak için oluşturulan DRR' larda onaylanır.

Neden:

Kaynağın doğru pozisyon görüntüsü tedavi planının optimizasyonu ve geliştirmesi için çok önemlidir.

2. 3. 16. 3 Optimizasyon veğerlendirme

Testler:

Bir sonradan yüklemeli ünite ile belirli bir doz dağılımı üretmek için bekleme (dwell) pozisyonlarının ve zamanlarının otomatik olarak belirlenmesi gibi otomatikleştirilmiş brakiterapi optimizasyon araçları test edilir. Test tasarımları kullanılan algoritmadan bağımsız olmalıdır. DVH' ler gibi diğer standart araçlar da test edilir

Neden:

Optimizasyonu veğerlendirme araçları yanlış işleyen bir TPS, idealin altında ya da yanlış bir tedaviye neden olabilir.

3. MATERYAL ve YÖNTEM

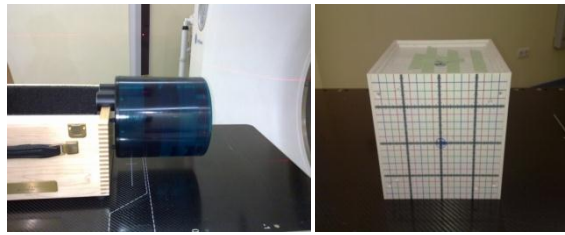
3. 1 Materyaller

Bu çalışmada Prowess Panther 5.01 tedavi planlama sistemi ve Gülhane Askeri Tıp Akademisi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda PrecisePlan Release 2.16 tedavi planlama sistemi ve Catphan 600 fantomu ve işaretleyicili kübik fantom kullanılmıştır.

3. 1. 1 Fantomlar

Catphan fantom, çapı 20 cm ve yüksekliği 20 cm olan silindir bir fantomdur, içersinde farklı doku yoğunluklarını simgeleyen silindirik inhomojeniteler barındırır(Şekil 3. 1). Çapları 2 mm, 4 mm, 6 mm, 8 mm ve 10 mm' dir. İnhojeniteye ve yapıya bağlı durumların test edilebilmesini sağlarlar. Ayrıca bu fantom ile kesit kalınlığı, dairesel simetri, fantom pozisyon doğrulaması, BT sayısı doğrusallığı, hasta hizalama sistemi kontrolü, piksel boyutu, tarama artışı test edilebilmektedir.

Kübik fantom 18 cm x18 cm x18 cm hacme ve milimetrik ölçüm çizgilerine sahip olan bir fantomdur. Bu çalışmada üzerine yerleştirilen işaretleyiciler ile koordinat sistemi doğrulaması için kullanılmıştır.



Şekil 3. 1: Solda Catphan600 fantomu, sağda küp fantom

3. 1. 2 Tedavi planlama sistemi

Bu çalışmada, Prowess Panther VPS (Virtual Planning Simulator) yazılımı kullanılmıştır. DICOM 3. 0 formatı ile BT görüntüleri network üzerinden TPS' ye aktararak DRR görüntüleri oluşturabilmektedir. GATA' da ise Precise tedavi planlama sistemi kullanılmıştır. PrecisePlan Tedavi Sistemi, optimum sistem çalışma süresini sağlamak için, tam bir hizmet ve tanı araçları yelpazesi sunmaktadır. Tedavi ihtiyacına uygun enerji, MLCİ veya demet modülatörü seçimi sunar. Bunun yanı sıra gelecekte olacak gelişmelere açık bir sistemdir. Elektron ve eşdüzensel olmayan teknikler için çok iyi bir kullanım sunar. PrecisePlan tedavi planlama sistemi, YART gibi gelişmiş uygulamalar için gerekli hız, doğruluk ve çözünürlük sunarak komple bir çözüm sağlar. Tedavi sistemiyle Precise masasının ergonomik tasarımı hem basit hem de karmaşık teknikler için sınırsız klinik uygulamalar sağlar. TPS bir yazılım paketinden ya da farklı paketlerin kombinasyonundan ve donanım platformundan oluşur. Tek bir bilgisayardan birçok çalışma noktasının ve çeşitli çevresel cihazların bütün bir ağına kadar geniş aralığı vardır. BT, MR, gibi görüntüleme cihazlarından TPS' ye veri aktarılır. TPS' den tedavi cihazına veri transferi yapılır.

3. 2 Yöntem

Bu çalışmada kullanılan TPS' lerin Tablo 2. 2 de bulunan tolerans değerlerine uygunluğu incelenmiştir. Sistemlerin tolerans değerlerinin kabul sınırları içerisinde olduğu belirlenmiştir. Dozimetrik olmayan kabul testlerinden uygulananlar aşağıda belirtilmiştir.

3. 2. 1 Anatmik Tanım

3. 2. 1. 1 Temel Hasta Girişinde Uygulanacak Testler:

Kimlik numarası, adı-soyadı, hedef hacim ve BT tarama yapılması durumunda BT kimlik numarası için testler yapılmıştır. Şu durumlar kontrol edildi;

a. Soyadları aynı ancak ID numaraları farklı olan 2 hasta TPS' ne tanıtıldı.

Hasta 1: XXXXXX YYYYYY: 20021972

Hasta 2: XXXXXX YYYYYY: 11041970

Sistem yanıtı kontrol edildi: mümkün değil/ uyarı yok, mümkün değil/ uyarı var, mümkün/ uyarı var, mümkün/ uyarı yok. Uyarı olması durumunda uyarı kaydedildi.

b. Aynı ID numaralı fakat farklı soyadları olan iki hasta TPS' e tanıtıldı.

Hasta 1: XXXXXX YYYYYY: 20021972

Hasta 2: ZZZZZZ WWWW: 20021972

Sistem yanıtı kontrol edildi: mümkün değil/ uyarı yok, mümkün değil/ uyarı var, mümkün/ uyarı var, mümkün/ uyarı yok. Uyarı olması durumunda uyarı kaydedildi

c. TPS' in aynı dizininde aynı hasta iki kere tanıtıldı.

Hasta 1: XXXXXX YYYYYY: 20021972

Hasta 2: XXXXXX YYYYYY: 20021972

Sistem yanıtı kontrol edildi: mümkün değil/ uyarı yok, mümkün değil/ uyarı var, mümkün/ uyarı var, mümkün/ uyarı yok. Uyarı olması durumunda uyarı kaydedildi.

d. Mevcut bir hasta için ikinci bir anatomik açıklama girildi. Yeni bir tanımın mevcut durumun üzerine yazılması ve/veya birleşmesi halinde TPS in uyardığı doğrulandı.

Aynı hasta farklı hedef hacimleriyle sistem içinde tanıtıldı.

Hasta 1: XXXXXX YYYYYY: 20021972 Göğüs

Hasta 2: XXXXXX YYYYYY: 20021972 Rahim

Sistem yanıtı kontrol edildi: mümkün değil/ uyarı yok, mümkün değil/ uyarı var, mümkün/ uyarı var, mümkün/ uyarı yok. Uyarı olması durumunda uyarı kaydedildi.

e. TPS' de bir hasta silmenin ne kadar kolay olduğunu kontrol edildi. (adım sayısı, sorular, TPS den uyarılar.)

f. Bir dizinden diğerine hareket/kopyalama hastalar/planlara ait TPS' nin sınırlamaları kontrol edildi.

3. 2. 1. 2 Görüntü Girişi ve Kullanımı

BT verilerinin doğru kullanımı ile ilgili testler için iki tip fantom gereklidir. Bu çalışmada kullanılan fantomlar Bölüm 3. 1 materyaller kısmında belirtilmiş olan Catphan ve işaretleyicili kübik fantomdur. BT verisi yalnızca hasta anatomisi tanımlamakta kullanılmamalıdır. Aynı zamanda ışınlanmış farklı dokuların elektron yoğunluğunu tanımlamak için de kullanılabilir. Bu amaç doğrultusunda sistem içinde BT sayılarını dönüştüren bir tablo bulunur.

A. Görüntü Girişi

a. Taramaların Kimlik tutarlılığı. Aşağıdaki yönergeler uygulandı ve sonuçları kontrol edildi:

- Hasta verileri TPS içinde tanıtıldı ve TPS in gerekli uyarıları verdiği doğrulandı.
- Aynı isimle ve hasta ID' si ile BT taramaları TPS içinde tanıtıldı ve TPS in gerekli uyarıları verdiği doğrulandı.

b. Kesit kalınlığı-değişen tarama parametreleri.

Catphan fantom kullanılarak kesitler arasında değişen mesafelerle taramalar üretildi. BT tarayıcıyla ve TPS içinde tanıtıldılar, örneğin 2,25 mm ve 10 mm gibi. Bu fark karşısında TPS uyarmalıdır ve daha fazla veri işlemlerini engellemeli veya doğru mesafeleri kullanmalıdır. Bunun gerçekleşip gerçekleşmediği kontrol edildi.

c. Hasta yönelimi

Farklı yönelimlerde (klinik için kullanılan kafadan başlayarak, ayaktan başlayarak, yüz üstü, sırt üstü) fantom BT taraması yapıldı. TPS de içe aktarıldı ve hasta yöneliminin sunulduğu kontrol edildi. Bunun için fantomun işaretlenmesi gereklidir. (örneğin küp fantom gibi)

d. Eşzamanlı girişin bütünlüğü

Farklı cihazdan aynı hastanın eşzamanlı giriş verileri kontrol edildi. Örneğin sayısallaştırıcı, film tarayıcı, BT veya MR tarayıcı gibi bu kanalların TPS de çakışmayan farklı kullanıcılar tarafından kullanılması durumu için aynı hastanın eşzamanlı giriş verileri kontrol edildi.

e. Aynı veya farklı kullanıcıların açılmış olan hasta dosyası üzerinde çalışabildiği kontrol edildi.

f. Kesitlerin geometrik bütünlüğü

Boyutları iyi tanımlanmış bir Catphan fantom tarandı ve TPS' de boyutları kontrol edildi.

g. BT sayısı gösterimi

BT sayılarının (Hounsfield Unit, HU) gösterimi kontrol edildi. Su eşdeğeri, akciğer eşdeğeri, kemik eşdeğeri, yumuşak doku eşdeğeri dokuları betimleyen farklı yoğunlukları içeren Catphan fantom kullanıldı. TPS de içe aktarıldı BT datası, HU değerleri ölçüldü ve BT den ölçülen orijinal sayılarla karşılaştırıldı. TPS deki BT sayıları profil oluşturularak ya da farklı bölgelerde küçük bir hacim tanımlayarak elde edilebilir. Uygun maksimum minimum veya ortalama BT sayıları belirlendi.

h. Metin bilgileri

Tüm grafiklerde, demet görüntülerinde ve ekrandaki diğer pencerelerde hastanın soyadı ve ID numarasının gösterilip gösterilmediği, plan numarası, deneme sayısı (eğer uygulanabilirse) ve TPS in versiyon numarasının gösterilip gösterilmediği, hastanın soyadı için kaç karakterin kullanılabilir olduğu ve kaydedildikten sonra aynı karakterlerin gösterildiği kontrol edildi.

B. Görüntü Kullanımı

a. Yeniden yapılandırılmış görüntülerin geometrisi:

Normal kafadan yönelimli olarak fantom tarandı ve sagittal koronal ve oblik düzlemler yeniden yapılandırıldı. Kübik fantomda yerleştirilmiş işaretleyicilerin arasındaki mesafe ile karşılaştırılarak geometri kontrol edildi.

b. Yeniden yapılandırılmış görüntülerin yönelimi:

Önceki testteki yeniden yapılandırılmış düzlemlerin doğru yönelimlere sahip olup olmadığı kontrol edildi.(seçilmiş gantri ve masa açısıyla bir demet projeksiyonu kullanıldı.)

c. Görüntülerin pencerelemesi ve büyütmesi:

Pencereleme ve büyütme fonksiyonlarının birlikte çalışıp çalışmadığı kontrol edildi.

C. Görüntülerin Koordinat Sistemi

- Geometrinin test edilmesinde kullanılan fantom için fantom koordinat sistemi tanıtılır. Fantom görüntülerinde saptanabildiği gibi gerçek fantomda da iyi tanımlanabilir bir şekilde fantomların kaynağının belirlenmesi gerekir. Özel işaretleyicilerin kullanımı yardımcı olabilir.

- Bu fantom üzerine koordinat sistemine göre gerçek nesnelerin pozisyonuna bakıldı.
- Fantom görüntüleri için bir koordinat sistemi tanıtıldı. Bu sistemin orijini gerçek fantomdakiyle aynı pozisyonda olmalıdır.
- Bu görüntü koordinat sistemine göre, aynı nesnelerin (işaretleyicilerin) görüntü konumuna bakıldı.
- Nesne ve nesnelerin görüntüleri arasındaki vektörel fark belirlendi. Tolerans değerleriyle karşılaştırıldı.

3. 2. 1. 3 Anatomik Yapılar

A. Anatomik Yapıların Tanımı

a. Benzeri olmayan kimlik:

Bir anatomik yapının, spesifik hasta tedavi planıyla nasıl ilişkili olduğu ve karışıklık riskinin olup olmadığı kontrol edildi. Aynı plan içinde farklı yapıların setlerinin kullanılıp kullanılmadığı kontrol edildi.

Bir görüntü birleşmesi yapmanın mümkün olup olmadığı ve doğru yapı seti kullanılıp kullanılmadığı kontrol edildi.

Örneğin;

–Zaten başka bir yapı için var olan isimle yeni bir yapı tanımlanarak.

–Farklı veri setinde iki yapı için aynı isimler tanımlanarak.

b. Benzeri olmayan özellikler:

Eğer TPS nin dış kontur gibi özel özelliklere ihtiyacı varsa, farklı bir adla da aynı özelliğe sahip ikinci bir yapı tanımlama girişimi halinde TPS yanıtı kontrol edilir. (Catphan fantom).

B. Otomatik Konturlama

Yumuşak doku kemik ve akciğer yoğunluklarına benzer yoğunlukta materyaller içeren iyi tanımlanmış bir geometrisi olan test fantomu Catphan in BT taraması yapıldı. TPS nin iç ve dış yapıları otomatik olarak oluşturması sağlandı. Tüm yapılar konturlandı ve yapıyı takip edip etmediği gözle kontrol edildi. Yazdırılan içyapı konturları doğrulandı.

a. Otomatik konturlarda düzgün geometri

İyi tanımlanmış yapı, çaplarının ekseni boyunca kaymaların belirlenmesi için yukarı-aşağı, sağ-sol olarak ayrı ayrı ölçüldü.

b. Otomatik konturlama için eşik değişimi

Otomatik konturlama seçeneğinde eşik değiştirme ihtimali varsa farklı eşik değerleri için sistem çalışması ve otomatik konturlama kontrol edilir.

C. Manüel Olarak Konturlama

BT görüntüleri (bilgisayarın faresini kullanarak) ya da bir sayısallaştırıcı üzerinden manüel konturlamanın her ikisi için de bu testler geçerlidir.

a. Konturlama yönü

Eğer konturlar saat yönünde ve saat yönünün tersine girilebilirse, (aynı kontur her iki yönde de girilir) hacimlerin saat yönünde ya da saat yönünün tersine girilen konturlara (karışık olduğunda da) bağlı olup olmadığı görsel inceleme veya hacim analiziyle Catphan fantom kullanılarak kontrol edildi.

D. Konturların Manipülasyonu

Bu bölümde belirtilen testler, düzlemlerdeki yapı konturlarının doğru kullanımının doğrulanmasını kapsar.

a. Kontura pay eklenmesi

Kontur genişlemesinin 2D seçeneği doğrulandı. Bunun için silindirik Catphan fantom kullanıldı.

Kontur çizilerek 5 mm ve 10 mm kadar genişletildi. Orijinal ve genişletilmiş konturlar arasındaki mesafe ölçüldü.

b. 3D yapı daralması/genişlemesi

Bir TPS de kontur daraltma/genişletme algoritmasının farklı olasılıklarından dolayı 3Ddaraltma/genişletme metodu test edilmelidir.

Bu yapının yüzeyine dik doğrultuda 5 mm ya da 10 mm pay kullanarak, önceden tanımlanan kontur daraltıldı. Çeşitli düzlemlerde daraltılan konturlarla orijinal olanları arasındaki mesafe ölçüldü. Daraltılmış yapının şeklinin düzgünlüğü nitel olarak 3D görüntüde çeşitli görüş açılarında ve ortogonal düzlemlerde kontrol edildi.

c. Kontur ve yapıların düzeltmeleri, eklemeleri, silmeleri ve kopyalamaları kontrol edildi ve doğrulandı.

d. Onaylama

Yapıların konturlarında yapılan herhangi bir değişiklik TPS tarafından tespit edilmelidir. Bu yapının 3D yüzeyinin otomatik olarak tekrar hesaplandığı kontrol edildi. 3D yapının düzgün şekilde yeniden yapılandırılıp yapılandırılmadığı 3D görünümde kontrol edildi. Bunun için Catphan fantom kullanıldı.

e. Özel TPS araçları kontrol edildi, örneğin nokta azaltma seçeneği.

f. 2D kontur transferi

Bazı yeni TPS' ler konturların sagittal ve koronal düzlemlerde de çizilmesine izin vermektedir. Farklı düzlemlerden çizilen konturların doğruluğunun onaylanması gerçekleştirildi.

g. Çatal yapılar

Sistemin çatal yapıları işleyip işleyemediği kontrol edildi.

h. İnterpole edilmiş yapılar

TPS de interpolasyon seçeneği kullanılarak yapı oluşturuldu ve konturların boyutları kontrol edildi.

E. Hacimlerin Oluşturulması

Bu bölümde BT kesitlerinin bir setindeki yapıların hacimlerinin doğru olarak kullanımının onaylanmasıyla ilgili olarak testler yapılmıştır. TPS' nin 3D yönleri modern radyoterapide son derecede önemlidir. Hacimlerin doğru kullanımı ve bu yapının yüzeyine dik doğrultu boyunca genişletilmesi doğrulanmalıdır.

a. Hacim hesaplaması

TPS nin türetilmiş konturlardan bir fantom yüzeyi hesaplaması sağlandı. Bunun için Catphan fantom kullanıldı. Yüzeyin doğru şekli kontrol edildi. TPS nin, yapının yüzeyi içindeki hacmi hesaplaması sağlandı ve doğru değerle kıyaslandı. 5 mm, 7 mm, 10 mm, 15 mm gibi çeşitli paylarla 3D hacim genişletildi/daraltıldı ve ölçüldü.

b. Düzenli olmayan boşlukları olan BT kesitlerinden bir hacim oluşturulması

Catphan fantom 1.25 mm kesit kalınlığıyla, düzenli (0,75:1 mm ve 1,50:1 mm) ve düzensiz (0,75:1 mm /1,50:1 mm) kesit boşlukları ile tarandı ve görüntüleri TPS ye aktarıldı. Tüm durumlardaki hacimler hesaplandı ve kıyaslandı.

c. Konturlama süresince ardışık olmayan bir dizi BT kesitlerinden bir hacim oluşturma

Catphan fantomda ikinci kesit üzerine çizilmiş her bir konturdan silindirik bir yapı tanımlandı ve diğer kesitlerdeki yapıları tanımlamak için geri dönüldü. Hesaplanan hacim kontrol edildi.

d. Aksiyal olmayan kesitlerden hacim oluşturma

Sistem imkan tanıyorsa aksiyalden farklı yönelimler için sistemde hacim oluşturulur. Belli bir pay verilerek (örneğin 5 mm gibi) sistemin yapıları hesaplamasına izin verildi ve oluşan hacim ile hesaplamanın doğruluğu kontrol edildi. (Catphan Fantom)

e. Kapama seçeneği (kullanılabilir konturların sonunda ve başlangıcında otomatik interpolasyon)

Kesitler arasındaki mesafenin değiştirilmesi durumunda hesaplanan hacimle beklenen hacmin uyuşup uyuşmadığı kontrol edildi. Sık konturlanarak ve geniş aralıklarla konturlanarak oluşturulan hacimlerin birbirleriyle uyumu incelendi.

f. Çıkarılmış bölgelerin hacmi

İyi tanımlanmış bir hacim görüntüden çıkarıldı. TPS tarafından hesaplanan hacimler karşılaştırıldı.

g. Boolean seçeneği

Yeni hacimler oluşturmak için var olan bir hacmin bölüm ekleme ya da çıkarma olasılığı kontrol edildi. Yeni hacmin boyutları doğrulandı.

3. 2. 2 Demet Açıklaması

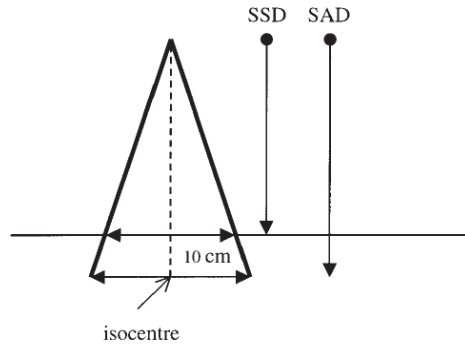
Demet tanımı ve kullanımı bir tedavi planının doğru tasarımı için önemli öğelerdir. Bu çalışmada demet tanımı, görüntüsü ve geometrisiyle ilişkili bir dizi performans testi yapılmıştır.

TPS üreticisi kabul testi aşaması süresince bu testlerin çoğunluğunu yapmalıdır. Bu testlerin bazıları kişiselleştirme sürecinin ne kadar dikkatli gerçekleştirildiğine bağlıdır. Kişiselleştirmenin üreticinin kendisi ya da medikal fizikçi tarafından yapılabilmesine karşın, bu doğrudan TPS' den sorumlu medikal fizikçinin sorumluluğudur.

3. 2. 2. 1 Demet Tanımı

A. SAD, SSD ve alan boyutu

Dikdörtgen şeklindeki bir demet, eşmerkezi yüzeyin 10 cm altında ama fantomun geometrik merkezinde olmayacak şekilde 3D fantom üzerine yerleştirilir. (Şekil 3. 2)



Şekil 3. 2: Fantoma göre demet pozisyonunun şematik görünüşü

a. Alan boyutu

Aksiyal ve sagital düzlemlerde eşmerkez seviyesinde alan boyutu ölçüldü. Ölçülen ve belirtilen TPS demet koordinatları arasındaki uyum TPS cetveli kullanılarak doğrulandı. Üç farklı alan boyutu tanımlandı. 5 cm x 20 cm, 7,5 cm x 10 cm ve 15 cm x 30 cm. Her bir alan boyutuna verilen değerler kontrol edildi (X ya da Y).

b. Iraksama (Diverjans)

Yüzeydeki alan boyutunun ölçümüyle diverjansın doğruluğu kontrol edildi. Bu 5 cm x 20 cm, 7,5 cm x 10 cm ve 15 cm x 30 cm gibi çeşitli alan boyutları için tekrarlandı.

c. TPS tarafından belirtilen SSD veya derinlik doğrulandı.

d. SAD, SSD ve alan boyutu testleri SSD > 100 cm (Ör: 130 cm) için tekrar edildi.

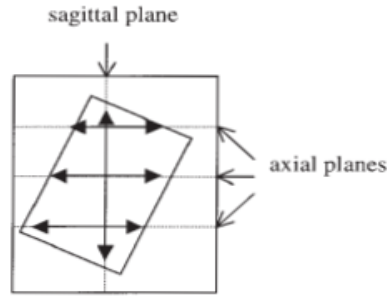
SSD > 100 cm de ekranda görülen geometrilerle, çizilen geometriler arasında uyumu doğrulamak için yukarıda açıklanan durumlar incelendi.

B. Gantri Rotasyonu

30°, 60° ve 135° lik gantri açılarıyla demet fantom üzerinde pozisyonlandı. Rotasyonun yönü ve çizimdeki demet açısının TPS demet koordinatları ile uyumu doğrulandı.

C. Kolimatör Rotasyonu

Fantom demete dik olarak yerleştirildi ve kolimatör 30°, 60° ve 135°lere döndürüldü. Aksiyal ve sagital düzlemlerdeki ve BEV-görüntüdeki demet görüntüsü kullanılarak, kolimatör dönme yönü doğrulandı (Şekil 3. 3). Bu testte asimetrik alan kullanıldı.



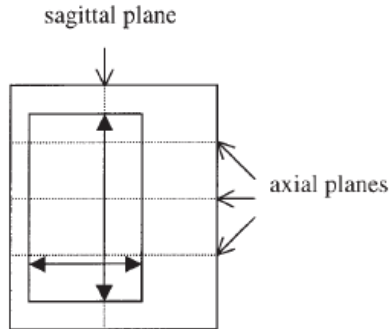
Şekil 3. 3:Aksiyal düzlemlerde ve BEV-görüntüde alan şeklinin doğrulanması için alanın pozisyonu

D. Masa Hareketi

Fantom demete dik olarak yerleştirildi ve masa açılara döndürüldü. Aksiyal ve sagittal düzlemlerdeki ve BEV-görüntüdeki demet görüntüsü kullanılarak, masa açısı ve rotasyon yönü doğrulandı. Bu testte asimetrik alan kullanıldı ve izodoz eğrileri de gösterildi.

E. Çene Tanımı demet Koordinatları

Ayrı çenelerin demet koordinatlarının (X1, X2, Y1, Y2) tutarlılığı kontrol edildi. Bunların tanım seviyesindeki değerleri (çoğunlukla izomerkez seviyesinde) kontrol edildi. BEV görüntüde ve aksiyal ve sagittal bir düzlemde demet görüntüsü kullanılarak açık ve kamalı alanlar için koordinat ayarlarının limitleri (yaprakların merkezi eksenden karşıya geçmelerinin limitleri de dahil) kontrol edildi. (Şekil 3. 4)

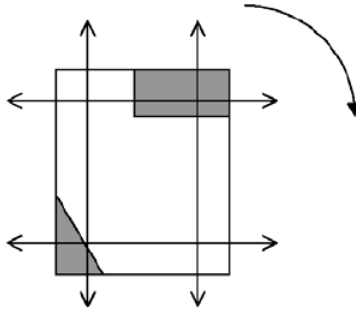


Şekil 3. 4: BEV-görüntüde demet koordinatları testi için çene ayarı.

F. Kama ve blok ekleme

Ekleme yönüyle kama görüntüsünün uyumu ve kama eklemesinin olası yönleri kontrol edildi. Kolimatör rotasyonu değiştikten sonra kama yönünün değişip değişmediği ve yerleştirme yönünün aynı kalıp kalmadığı kontrol edildi. İzodoz eğrisinin görüntüsü ile tutarlılığı kontrol edildi.

Asimetrik bir blok düzenlemesi kullanıldı (Şekil 2.17) ve kolimatörün dönmesiyle engelleme tepsinin dönüşü kontrol edildi. BEV görüntüsündeki blok kenarları tarafından tanımlanmış alan sınırlarının pozisyonu farklı aksiyal ve sagittal kesitler üzerinde kontrol edildi. (Şekil 3. 5)



Şekil 3. 5: BEV görüntüde blok testi için asimetrik blok düzenlemesi

G. Uyarılar ve hata mesajları

Hastanın güvenliğini sağlamak için, hızlandırıcının gerçek sınırlarını ihlal eden değerler ile girilen demet sonrasında çıkan uyarıların ve hata mesajlarının yeterliliği kontrol edildi. Bunun için;

- Gantri kolimatör ve masa açısı için sınırlar,
- Kamalı kamasız alanlarda alan boyutu sınırları (x ve y),
- Asimetrik alan ve ÇYK için “karşı tarafa hareket” sınırları,
- Kama için ekleme yönü,
- Demet parametreleri (SSD ya da SAD) için sınırlamalar değerlendirilmiştir.

H. Bolus tanımı

- a. Üretilen bolusun hastanın cildi üzerinde demet açıklığı projeksiyonunu tamamen kaplayıp kaplamadığı kontrol edildi.
- b. BT numarası ve mesafe ölçümlerini kullanarak tüm demet açıklığı boyunca bolus yoğunluğu ve yüksekliği kontrol edildi.
- c. Bolusun hastanın vücut hatlarından ayrılmış olup olmadığı kontrol edildi.
- d. Manüel bolus eklemesi kontrol edildi.

3. 2. 2. 2 Demet Görüntüsü

Çalışmanın bu bölümünde içerisinde farklı yapıları barındırdığı için Catphan fantom kullanıldı.

A. BEV-Görüntüsü

Eşmerkezi fantomun orijiniyle çakışan simetrik bir eş-eksenli demet (10 cm x 10 cm) kuruldu. Sıfır derece gantri açısı seçildi. Fantomun dış konturlarına, silindirlere, alan boyutları ve pozisyonuna göre BEV görüntü doğrulandı. Bu test birkaç kaynak –yüzey mesafesi (SSD) için tekrarlandı.

Eşmerkezi fantomun orijiniyle çakışan asimetric bir demet kuruldu. Testlerin sonraki kurulumu için gantri açısı 30^0 , koaksiyal ve kama seçildi. Demet pozisyonu ve şekli testi bu geometriyle gerçekleştirildi. Catphan Fantomun BEV görünüşünün çizimi doğrulandı.

B. Demet Pozisyonu ve Şekli

Demet pozisyonu ve şekli (demet eksen, diverjans çizgileri ve kolimatör açıklığı) doğrulandı. Silindirlere ve Catphan fantomun dış konturlarına göre eşmerkez boyunca koronal ve aksiyal düzlemdeki kama yönü doğrulandı.

C. BEV deki Demet Pozisyonu

- a. BEV deki demet pozisyonu doğrulandı, silindirler ve fantomun dış konturlarına göre 3D-projeeksiyon görüntüsü doğrulandı
- b. DRR ve BEV arasındaki demet pozisyonunun uyumu doğrulandı.

D. BEV deki Blok Pozisyonu

- a. Demetteki BEV alan koordinatları kullanılarak manüel şekilde bir blok tanımlandı. BEV görüntü seçeneği kullanılarak blok gösterimi doğrulandı.
- b. BEV seçeneği tarafından eklenen blokların BT kesitleri üzerindeki projeksiyonu doğrulandı. Her iki durumda da çizilir ve BEV deki blok tanımı doğrulandı.

E. ÇYK Şeklindeki Alan

BEV koordinatları kullanılarak manüel olarak bir ÇYK alanı tanımlandı ve çeşitli görüntü tiplerinde ÇYK gösterimleri doğrulandı.

F. Bolus Pozisyonu

Bolus anahtarı açık durumdayken BEV de, tranvers, koronal, sagittal görünümde ve 3D görüntülerde bolusun hasta yüzeyi üzerindeki görüntüsü doğrulandı. Bolus anahtarı kapatılırsa bolusun kaldırılıp kaldırılmadığı doğrulandı.

3. 2. 2. 3 Demet Geometrisi

Geometrik bir fantomda, örneğin Catphan fantom 3D silindirik hedef hacmi tanımlanır aşağıdaki fonksiyonlar kontrol edildi.

A. Otomatik Blok ve Otomatik Yaprak Konumlama

0^0 gantri açısıyla simetrik bir eş-eksenli demet ayarlandı ve BEV de tanımlanan bir pay kullanılarak düzensiz ve/veya “aşırı” geometrik bir alan şekli tanımlandı.

a. Aksiyal ve koronal bir düzlemde blok pozisyonları doğrulandı.

b. Aksiyal ve koronal bir düzlemde ÇYK yapraklarının pozisyonları doğrulandı.

B. Kullanıcı Tanımlı Blok

0^0 gantri-kolimatör-masa-açı seti ile simetrik bir koaksiyel demet ayarlandı ve önceden belirlenmiş koordinatları kullanarak manüel bir blok tanımlandı. Önceden bahsedilen tüm demet görüntüleri ve sabit bir çizim mesafesinde BEV çizimindeki bu koordinatların düzgün olarak dönüşümü doğrulandı.

C. DRR: Doğrusallık ve Diverjans

İyi tanımlı işaretleyicilerle bir fantomun (kübik fantom) BT taraması yapıldı. 5 işaretleyici fantom üzerine yerleştirildi. Farklı SSD’ ler de (100 cm ve 90 cm) DRR görüntü oluşturuldu. İşaretleyiciler DRR görüntüde görüldü. İşaretleyiciler arasındaki mesafe ölçüldü. Gerçek mesafeleri ile DRR üzerindeki mesafeleri karşılaştırıldı. (Bazı TPS’ lerde cetvel özelliği DRR görüntü üzerinde kullanılamayabilir.)

D. Giriş, Değişim ve Düzenleme Fonksiyonları

Demet taşıma, zıt demet, z-koordinatı, kaydırma, blok, blok kopyalama, BEV dosyasından blok okuma, BEV demet konumu, ayna seçeneği gibi fonksiyonların doğruluğu denetlendi.

4. BULGULAR

4.1 Anatomik Tanım

Bu çalışmada anatomik tanım için yapılan test bulguları aşağıda belirtilmiştir.

4.1.1 Temel Hasta Girişinde Uygulanan Testler

a. Soyadları aynı ancak ID numaraları farklı olan iki hasta TPS' e tanıtıldı. PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminin verdiği uyarı Şekil 4. 1' de gösterilmiştir.

Hasta 1: Xxxxxx Yyyyyy: 20021972

Hasta 2: Xxxxxx Yyyyyy: 11041970



Şekil 4. 1: Aynı isim farklı ID için PrecisePlan tedavi planlama sisteminin uyarısı

b. Aynı ID numaralı fakat farklı soyadları olan iki hasta için GATA' da yapılan değerlendirmede;

Hasta 1: Xxxxxx Yyyyyy: 20021972

Hasta 2: Zzzzzz Wwww: 20021972

Sistem uyarı vermeden hastayı kaydeder. Precise bu şekilde hasta kaydına olanak verir. Prowess Panther sistemi ID numaraları üzerinden çalışmakta olduğundan buna izin verilmez, uyarı yoktur.

c. Şekil 4. 2' de PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde aynı hastanın TPS' de iki kere kaydedilmesi halinde verdiği uyarı gösterilmektedir.

Hasta 1: Xxxxxx Yyyyyy: 20021972

Hasta 2: Xxxxxx Yyyyyy: 20021972



Şekil 4. 2: Aynı hastanın TPS' de iki kere kaydedilmesi halinde verdiği uyarı

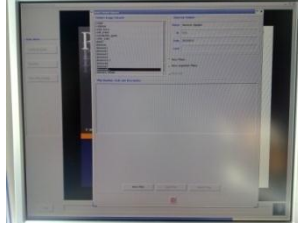
d. Şekil 4. 3' de gösterildiği gibi hacim tanımlama ID ye eklenerek yapıldığında, hasta ismi aynı olduğundan PrecisePlan üzerine yazılması için uyarı veriyor.

Hasta 1: Xxxxxx Yyyyyy: 20021972 Göğüs

Hasta 2: Xxxxxx Yyyyyy: 20021972 Rahim

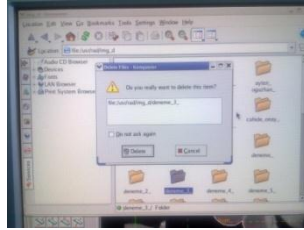


Şekil 4. 3: Mevcut hasta için ikinci bir anatomik açıklamanın ID ye yapılması durumunda sistemin verdiği uyarı mesajı

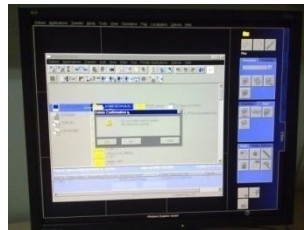


Şekil 4. 4: PrecisePlanlamada ikinci bir anatomik açıklamanın ID ye yapılması durumunda eski kaydın üzerine yazar

e. TPS' de bir hasta silmenin adım sayısı, sorular, TPS den uyarılar incelendiğinde PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminin verdiği uyarı şekil 4. 5'te gösterilmiştir. Şekil 4. 6' da hasta dosyası silerken Prowess Panther planlama sisteminde verilen uyarı gösterilmiştir. Bu sistemlerde hasta silmek için gereken basamaklar şu şekildedir: Menü→ File manager→ pat→ hasta dosyası→ sil→ ”Bu öğeyi gerçekten silmek istiyor musunuz?” sorusu sorulmaktadır. PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde beş adımda dosya silinebilmektedir. Prowess Panther planlama sisteminde ise işlem uzunluğu şöyledir: Patient Browser→Hasta seçimi→sil →”Seçili öğeleri silmek istiyor musunuz?”



Şekil 4. 5: Hasta dosyası silerken TPS uyarı verir



Şekil 4. 6: Hasta dosyası silerken Prowess Panther planlama sisteminde verilen uyarı4.

1. 2 Görüntü Giriş ve Kullanım Testi

4. 1. 2. 1 Görüntü Girişi Testi

Bu çalışmada GATA' da alınan Catphan fantom görüntüleri kullanılmıştır ve aşağıdaki bulgular elde edilmiştir.

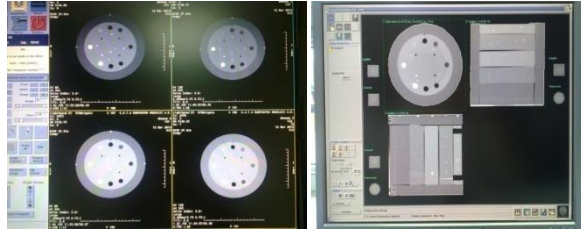
b. Değişen kesit kalınlığı –tarama parametreleri

Şekil 4. 7'de PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde Solda 3,75 mm, sağda 10 mm kesit kalınlığı ile taranan Catphan fantomun kesit görüntüsü verilmiştir.



Şekil 4. 7: Solda 3.75 mm, sağda 10 mm kesit kalınlığı ile taranan Catphan fantomun kesit görüntüsü

Şekil 4. 8. a' da PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde 3,50 mm, 10 mm kesit kalınlığı ile taranan Catphan fantom, Şekil 4. 8. B' de 2.25 mm kesit kalınlığı ile taranan Catphan fantom görüntüsüyle TPS de oluşturulan hacim gösterilmiştir.



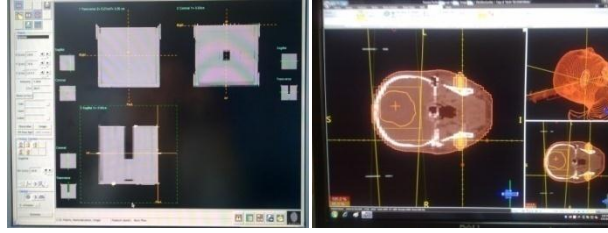
a)

b)

Şekil 4. 8: a) 3.50 mm-10 mm b) 2.25 mm-5 mm değişen kesit kalınlığı ile taranan fantom görüntüsüyle TPS de oluşturulan hacim

c.Hasta yönelimi

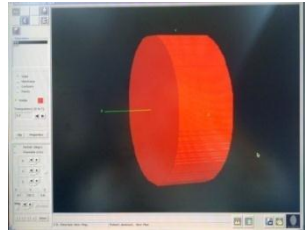
Şekil 4. 9’ da PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde işaretlenmiş küp fantomun taranmasıyla ve Prowess Panther planlama sisteminde hasta planı üzerinden hasta yönelimi gösterilmiştir.



Şekil 4. 9: PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde işaretlenmiş küp fantomun taranmasıyla ve Prowess Panther planlama sisteminde hasta planı üzerinden hasta yönelimi gösterimi

f. Kesitlerin geometrik bütünlüğü

Şekil 4. 10’ da Catphan fantomun PrecisePlan Release 2.16 planlama sistemindeki boyutları gösterilmiştir.

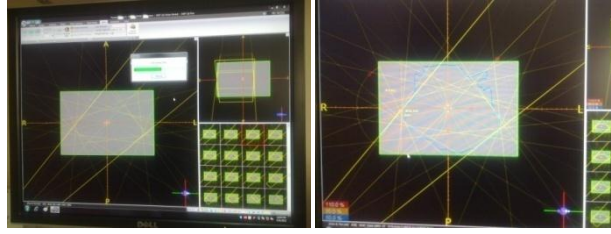


Şekil 4. 10: Catphan fantomun PrecisePlan Release 2.16 planlama sistemindeki boyutları

Tablo 4. 1: Catphan fantomun TPS teki boyutları ile gerçek boyutlarının örtüşmesi

Gerçek hacim cm^3	TPS nin gösterdiği hacim cm^3
2390	2353,1

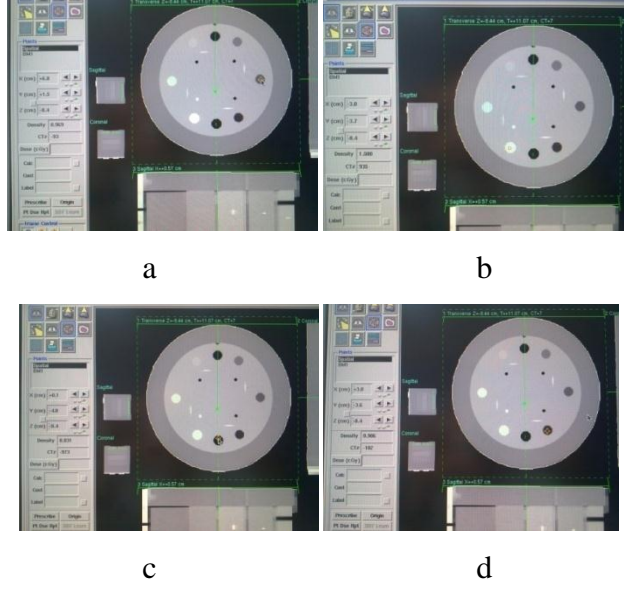
Şekil4. 11’de Fantom boyutlarının girilen değerlerle oluşturulduğu Prowess Panther planlama sisteminde kesitlerin geometrik bütünlüğü gösterilmiştir.



Şekil 4. 11: Fantom boyutlarının girilen değerlerle oluşturulduğu Prowess Panther planlama sisteminde kesitlerin geometrik bütünlüğü

g. BT sayısı gösterimi

Şekil 4. 12’ de PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde farklı yoğunluklara ait BT numaraları gösterilmektedir. Tablo 4. 2’ de PrecisePlan Release 2.16 planlama sistemi için görüntü giriş testinde BT sayısı gösterimi için TPS’ de belirlenen HU ve yoğunluk değerleri verilmiştir.



Şekil 4. 12: İlgili alanındaki (ROI), Hounsfield Units (HU) sayılarıyla silindirik bir fantomun BT taramasının bir TPS tarafından gösterimi. Farklı yoğunluklara ait BT numaraları : a) Yoğunluk 1.5, BT numarası 935 b) 0.031 yoğunluk, -973 BT numarası c) 0.906 yoğunluk, -182 BT numarası d) 0.969 yoğunluk,-93 BT numarası

Tablo 4. 2:Görüntü giriş testinde BT sayısı gösterimi için TPS de belirlenen HU ve yoğunluk değerleri

	BT sayısı (HU)	TPS' deki doku yoğunluğu
Maksimum	935	1,5
Minimum	-973	0,031
Orta değerler	-182	0,906
	-93	0,969

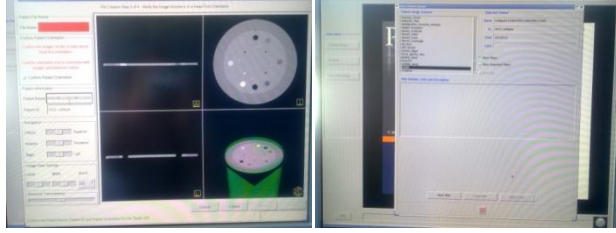
Şekil 4. 13' de Prowess Panther planlama sistemindeki farklı yoğunluklara ait olan BT sayılarının uyumlu bir şekilde gösterildiği görülmektedir



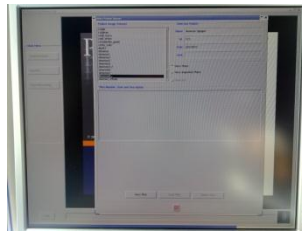
Şekil 4. 13: Prowess Panther planlama sisteminde BT sayısı gösterimi

h. Metin bilgileri

Şekil 4. 14' te PrecisePlan da Hasta ismi kaydedildiği karakterde görüldüğü gösterilmiştir. Şekil 4. 15' te Hastanın ID numarası hasta görüntü data seti sayfasında görülmekte olduğu gösterilmiştir.



Şekil 4. 14: PrecisePlan' da Hasta ismi kaydedildiği karakterde görünür

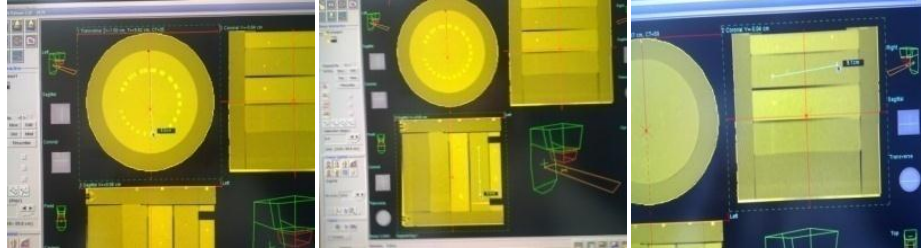


Şekil 4. 15: Hastanın ID numarası hasta görüntü data seti sayfasında görülmektedir.

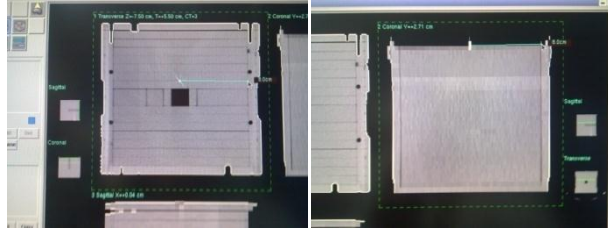
4.1.2.2 Görüntü kullanımı testi

a. Yeniden yapılandırılan görüntülerin geometrisi

Şekil 4. 16' da PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde Catphan fantomda transvers koronal ve sagittal düzlemlerde ekler arasındaki mesafe ölçümü verilmiştir. Şekil 4. 17' de PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde BT taraması yapılarak TPS de yeniden yapılandırılan Küp fantomun enine sagittal ve koronal düzlemleri gösterilmiş, küp fantomda işaretleyicilerin koordinatlarının doğrulanması verilmiştir. Tablo 4. 3' te PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde yeniden yapılandırılan görüntülerdeki işaretleyicilerin TPS deki konumları ve gerçek değerleri sunulmuştur. Şekil 4. 18' de Prowess Panther planlama sisteminde yeniden yapılandırılan görüntülerin geometrisi gösterilmektedir.

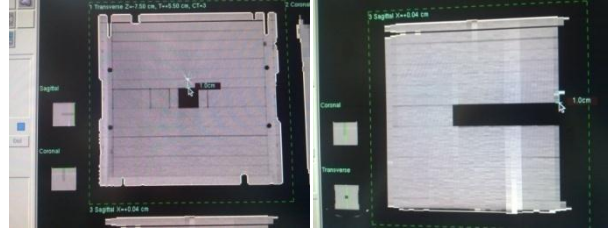


Şekil 4. 16: Catphan fantomda transvers koronal ve sagittal düzlemlerde ekler arasındaki mesafe ölçümü



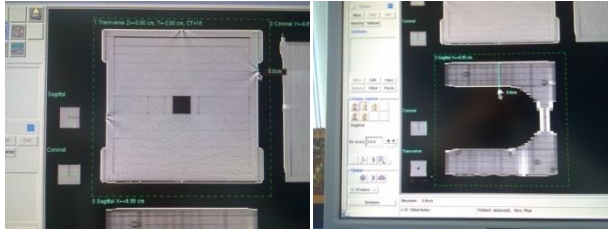
Transvers 8 cm

Koronal 8 cm



Transvers 1 cm

Sagital 1 cm



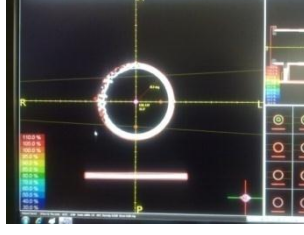
Transvers 5 cm

Sagital 5 cm

Şekil 4. 17: BT taraması yapılarak TPS de yeniden yapılandırılan Küp fantomun enine sagittal ve koronal düzlemleri. Küp fantomda işaretleyicilerin koordinatlarının doğrulanması.

Tablo 4. 3: Yeniden yapılandırılan görüntülerdeki işaretleyicilerin TPS deki konumları ve gerçek değerleri

Ölçümler	Gerçek (cm)	Transvers (cm)	Sagittal (cm)	Koronal (cm)	
1.		9,0	9.1	9.0	Catphan
2.	8,0	8,0	8.0	-	Küp
3.	1,0	1,0	-	1.0	Küp
4.	5,0	5.0	-	5.0	Küp



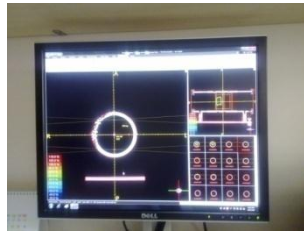
Şekil 4. 18: Prowess Panther planlama sisteminde yeniden yapılandırılan görüntülerin geometrisi

b. Yeniden yapılandırılmış görüntülerin yönelimi:

Şekil 4. 19’da PrecisePlan Release 2.16 da yapılandırılmış düzlemlerin yönelimleri gösterilmiştir. Şekil 4. 20’ de Prowess Panther planlama sisteminde yeniden yapılandırılmış görüntülerin yönelimi gösterilmiştir.



Şekil 4. 19: PrecisePlan Release 2.16 da yapılandırılmış düzlemlerin yönelimleri



Şekil 4. 20: Prowess Panther planlama sisteminde yeniden yapılandırılmış görüntülerin yönelimi

4. 1. 2. 3 Görüntülerin koordinat sistemi testi

İşaretleyicilerin fantom üzerindeki gerçek konumlarının orijine göre mm cinsinden verilmiş koordinat değerleri aşağıdaki Tablo 4. 4' de verilmiştir. Tablo 4. 5' te 5 mm kesit kalınlığıyla yapılan BT taramasının TPS' deki sonuçları verilmiştir.

Tablo 4. 4: İşaretleyicilerin fantom üzerindeki gerçek konumları

Hedef nokta sayısı	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)
1	90,0	0,0	50,0
2	0,0	80,0	70,0
3	-90,0	0,0	105
4	0,0	-90,0	135
5	0,0	0,0	180

Tablo 4. 5: 5 mm kesit kalınlığıyla yapılan BT taramasının TPS deki sonuçları

Hedef nokta sayısı	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	Δr (mm)
1	90,0	0	49,0	1,0
2	0	80,2	68,9	1,11
3	-91,2	0	104,6	0,44
4	0	-89,8	134	1,01
5	0	0	180	0

4. 1. 3 Anatmik Yapılar

4. 1. 3. 1 Anatmik yapıların tanımı

a. Benzeri olmayan kimlik:

Şekil 4. 21' de PrecisePlan Release 2.16' da iki farklı yapı aynı isimle adlandırılırsa sistemin verdiği uyarı gösterilmiştir.



Şekil 4. 21: İki farklı yapı aynı isimle adlandırılırsa sistem uyarı verir.

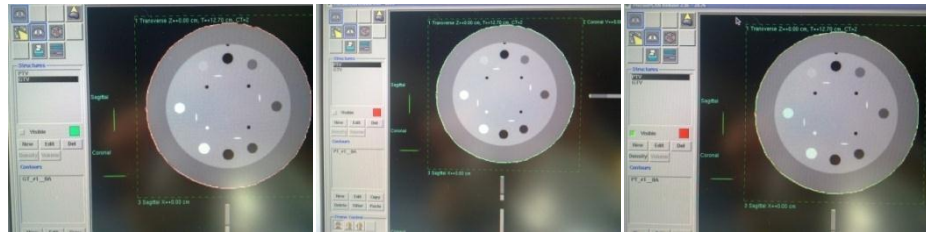
Şekil 4. 22' de ProwessPanther planlama sisteminde benzeri olmayan kimlik testi gösterilmiştir.



Şekil 4. 22: Prowess Panther planlama sisteminde benzeri olmayan kimlik

b. Benzeri olmayan özellikler:

Şekil 4. 23' te PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde aynı hacim farklı isimlerle temsil edilebiliyor olduğu gösterilmiştir.



a

b

c

Şekil 4. 23: a) Catphan fantomda dış kontur PTV adıyla kırmızı olarak çizilmiştir.

b) GTV adıyla yeşil olarak çizilmiştir. c) Her iki kontur üst üste görülmektedir.

PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde aynı hacim farklı isimlerle temsil edilebiliyor.

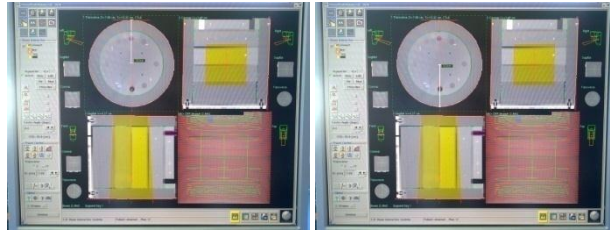
4. 1. 3. 2 Otomatik konturlama

Yumuşak doku kemik ve akciğer yoğunluklarına benzer yoğunlukta materyaller içeren iyi tanımlanmış bir geometrisi olan test fantomu Catphan in BT taraması yapıldı. TPS nin iç ve dış yapıları otomatik olarak oluşturulması sağlandı. Tüm yapılar konturlandı ve yapıyı takip edip etmediği gözle kontrol edildi.

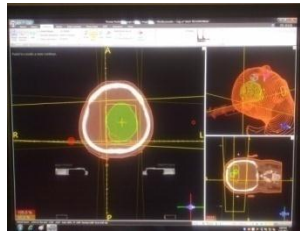
Çizilen içyapı konturları doğrulandı.

a. Otomatik konturlarda düzgün geometri

Şekil 4. 24: PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde otomatik konturlarda düzgün geometri gösterilmiştir. Şekil 4. 25' te Prowess Panther planlama sisteminde otomatik konturlarda düzgün geometri gösterilmiştir. Aynı çap üzerinde üst ve alt ayrı ayrı ölçülmüştür ve 10 cm bulunmuştur.



Şekil 4. 24: PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde otomatik konturlarda düzgün geometri



Şekil 4. 25: Prowess Panther planlama sisteminde otomatik konturlarda düzgün geometri

b. Otomatik kontrolama için eşik değişimi

şekil 4. 26' da Prowess Panther planlama sisteminde otomatik kontrolamada eşik değişimi gösterilmiştir.



şekil 4. 26: Otomatik kontrolamada eşik değişimi

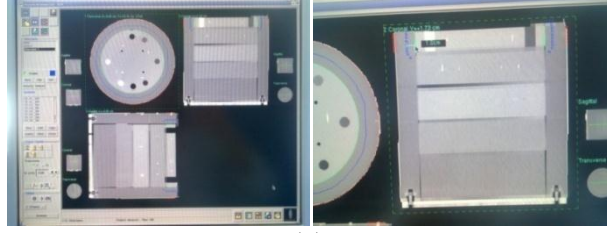
4. 1. 3. 3 Manüel olarak kontrolama

4. 1. 3. 4 Kontroların Manipülasyonu

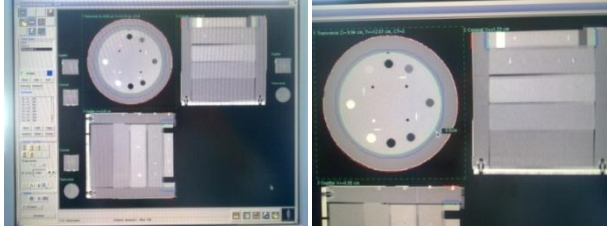
Bu bölümde PrecisePlan Release 2.16 ve Prowess Panther planlama sistemlerinde yapı kontrolarının doğru kullanımını doğrulanmıştır.

a. Kontura pay eklenmesi

şekil 4. 27' de PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde 10 mm pay ile oluşturulan hacim ve 5 mm pay ile oluşturulan hacim gösterilmektedir. şekil 4. 28' de Prowess Panther planlama sisteminde oluşturulan hacme 5 mm-10 mm kadar verilen genişleme payı gösterilmiştir.

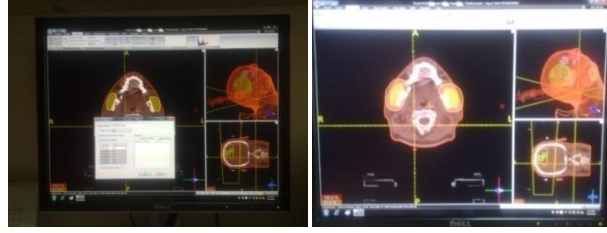


(a)



(b)

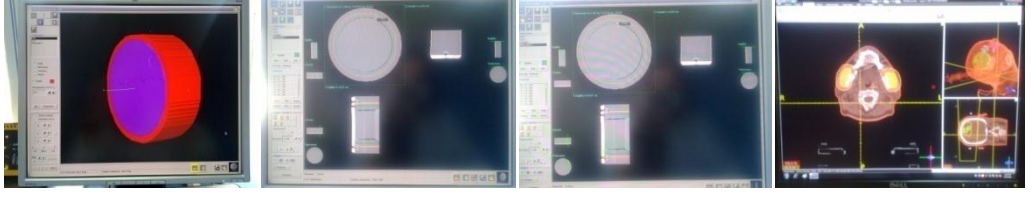
Şekil 4. 27: a) 10 mm pay ile oluşturulan hacim b) 5 mm pay ile oluşturulan hacim



Şekil 4. 28: Prowess Panther planlama sisteminde oluşturulan hacme 5 mm-10 mm kadar verilen genişleme payı

b. 3D yapı daralması/genişlemesi

Şekil 4. 29' da PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde 10 mm pay ile genişletilen 3D kontur ve 5 mm pay ile genişletilen 3D kontur gösterilmiştir.



a)

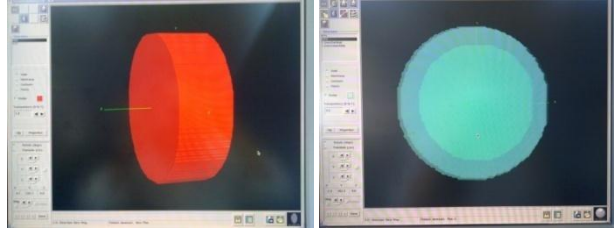
b)

c)

Şekil 4. 29: a) PrecisePlan tedavi planlama sisteminde 10 mm pay ile genişletilen 3D kontur ve b) 5 mm pay ile genişletilen 3D kontur c) Prowess Panther planlama sisteminde 10 mm ve 5 mm paylarla genişletilen 3D kontur

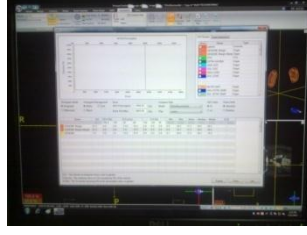
d. Onaylama

Şekil 4. 30' da 3D yapının düzgün şekilde yeniden yapılandırıldığı, 3D görünümde gösterilmektedir.



Şekil 4. 30: Konturlarda yapılan herhangi bir değişiklik PrecisePlan tarafından tespit edilmektedir.

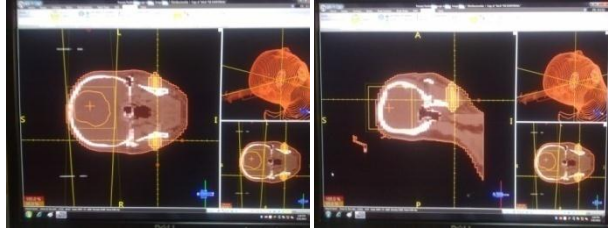
Şekil 4. 31' de eklenen payların sistem tarafından otomatik olarak hesaplanıp DVH tablosunda gösterildiğini göstermektedir.



Şekil 4. 31: Konturlarda yapılan herhangi bir değişiklik Prowess Panther planlama sistemi tarafından tespit edilmektedir

f. 2D kontur transferi

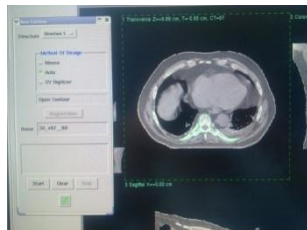
Şekil 4. 32' de Prowess Panther planlama sisteminde sagittal ve koronal düzlemlerde yapılan konturlama gösterilmektedir.



Şekil 4. 32: Prowess Panther planlama sisteminde sagittal ve koronal düzlemlerde yapılan konturlama

g. Çatal yapılar

Şekil 4. 33' te PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde çatal yapıların doğru şekilde konturlanabildiği gösterilmiştir. Yapı ayrımlara geldiğinde sistem otomatik olarak takip edebilme özelliğine sahiptir.



Şekil 4. 33: PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde çatal yapıların konturlanması

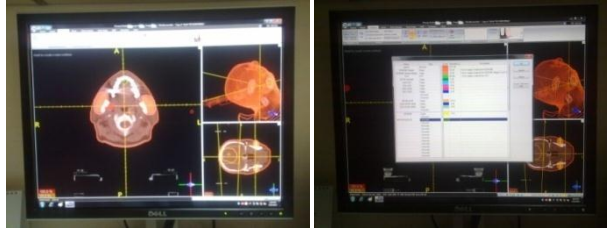
Şekil 4. 34' te Prowess Panther planlama sisteminde otomatik kontrolama yapılırken çatal yapıların doğrulukla takip edildiği gösterilmiştir.



Şekil 4. 34: Prowess Panther planlama sisteminde çatal yapıların kontrolaması

h. İnterpole edilmiş yapılar

Şekil 4. 35' te Prowess Panther planlama sisteminde interpolasyon seçeneği ile oluşturulan hacim gösterilmektedir.

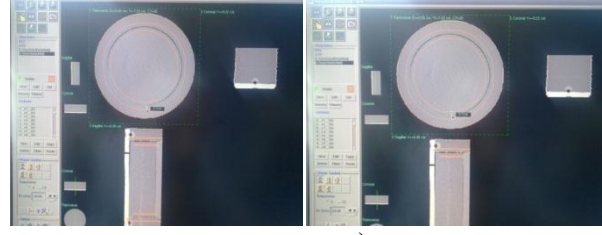


Şekil 4. 35: İnterpolasyon seçeneği ile oluşturulan hacim

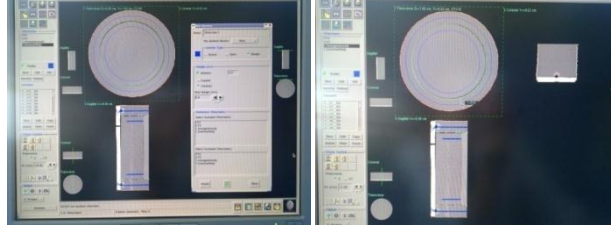
4. 1. 3. 5 Hacimlerin oluşturulması

a. Tablo 4. 6' daki farklı paylar için hacim hesaplamasında görüldüğü gibi ayrıca oluşturulan paylı hacimler, gerçek hacimler ile uyum içindedir.

Şekil 4. 36' da görüldüğü gibi yapılar düzgün bir şekilde daraltılıp genişletilebilmektedir.



a)



b)

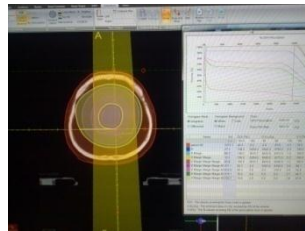
Şekil 4. 36: a) 7 mm pay ile genişletilen ve daraltılan yapı konturu

b) 12 mm pay ile genişletilen ve daraltılan yapı konturu

Tablo 4. 6: Farklı paylar için hacim hesaplaması

Hacimler	Tüm yapı cm^3	İçyapı cm^3	5mm pay		7mm pay		10mm pay		15mm pay	
			Dar cm^3	Geniş cm^3	Dar cm^3	Geniş cm^3	Dar cm^3	Geniş cm^3	Dar cm^3	Geniş cm^3
DVH	1044	585,8	497,7	591,0	551,7	594,2	567,8	599	560,1	606,8
Gerçek	1067	600,5	592,5	608,5	589,3	611,8	584,6	616,6	576,7	624,7

Şekil 4. 37' deki çeşitli genişletme daraltma payları ile oluşturulan hacim ile gösterildiği gibi yapıların düzgün bir şekilde daraltılıp genişletilebilmekte olduğu görüldü.



Şekil 4. 37: Çeşitli genişletme daraltma payları ile oluşturulan hacim

b. Düzenli olmayan boşlukları olan BT kesitlerinden bir hacim oluşturulması

Tablo 4. 7’de düzensiz aralıklarla taranan objenin, oluşturulan hacmi ve bu hacimdeki kontur sayısı gösterilmektedir. Sonuçlar, tüm durumlar için hacimlerin doğru olarak hesaplandığını göstermiştir.

Tablo 4. 7: Düzensiz aralıkları olan BT kesitlerinden cisim hacminin belirlenmesi. “Düzenli olmayan 0,75:1 mm /1,50:1 mm” in anlamı kesitler arasındaki boşluğun 0,75:1 mm ya da 1,5:1 mm olduğudur.

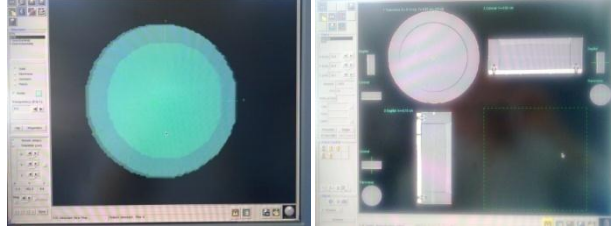
Boşluk (mm)	Kontur sayısı	Hacim (cm^3)
0,75:1	61	2390
1,5:1	61	2410
Düzensiz 0,75:1/ 1,50:1	32 / 29	-

Düzensiz kesit aralıklarıyla (0,75:1 mm/1,50:1 mm) alınan Catphan fantom görüntülerinin BT ünitesinden TPS’ ye gönderilmesinde sorunla karşılaşılmamıştır. Fakat PrecisePlan tedavi planlama sistemi bu kesitlerin planlanmasına izin vermemiştir.

c. Konturlama süresince ardışık olmayan bir dizi BT kesitlerinden bir hacim oluşturma

Tablo 4. 8’ de PrecisePlanda, Catphan fantomda tüm hacimlerin konturlanıp oluşturulmasıyla silindirik hacim elde edilmesi, hacim hesaplarının doğruluğunun onaylanması gösterilmiştir.

Şekil 4. 38’ de PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde ardışık olmayan BT kesitlerinden hacim oluşturmasının mümkün olduğu gösterilmiştir.

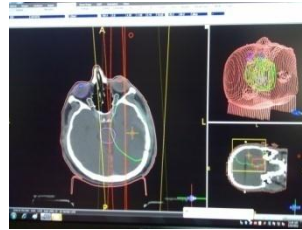


Şekil 4. 38: Ardışık olmayan BT kesitlerinden hacim oluşturma

Tablo 4. 8: Precise ile Hacim hesaplarının doğruluğunun onaylanması.

Catphan fantomda kontrolanan bölge	DVH (cm^3)	Gerçek hacim (cm^3)
Dış kontur	1936,8	1930,6
İçyapı 1	362,2	359,8

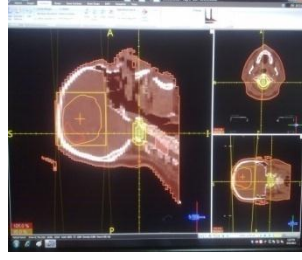
Şekil 4. 39' da Prowess Panther planlama sisteminde ardışık olmayan BT kesitlerinden hacim oluşturulmasının mümkün olduğu gösterilmiştir



Şekil 4. 39: Prowess Panther planlama sisteminde ardışık olmayan BT kesitlerinden hacim oluşturulması

d. Aksiyal olmayan kesitlerden hacim oluşturma

Şekil 4. 40' ta Prowess Panther planlama sisteminde Aksiyal olmayan kesitlerde hacim oluşturma işleminin mümkün olduğu gösterilmektedir.



Şekil 4. 40: Prowess Panther planlama sisteminde aksiyal olmayan kesitlerde hacim oluşturma

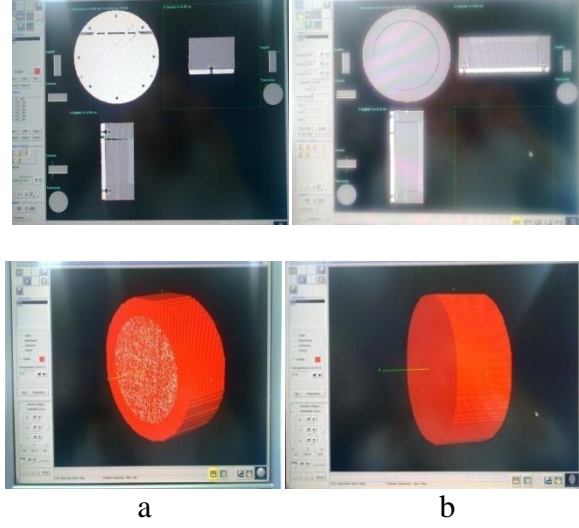
e. Kapama seçeneği. Kesitler arasındaki mesafenin değiştirilmesi

Tablo 4. 9' da PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde kesitler arasındaki mesafenin değişmesi durumunda sık konturlanarak ve geniş aralıklarla konturlanarak oluşturulan hacimlerin birbirleriyle uyduğu gösterilmektedir.

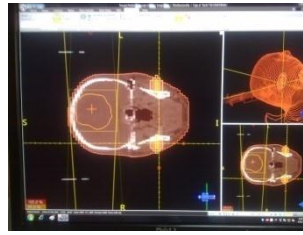
Tablo 4. 9: PrecisePlan Release 2.16 ve Prowess Panther planlama sistemlerinde kesitler arasındaki mesafenin değişmesi durumunda hacim oluşturma

	Konturlanan kesit sayısı	Gerçek hacim (cm ³)	DVH (cm ³)
PrecisePlan TPS' de sık konturlanarak oluşturulan hacim	7	2390	2353,1
PrecisePlan TPS' de geniş aralıklarla konturlanarak oluşturulan hacim	2	2390	2313,1
Prowess Panther TPS' de sık konturlanarak oluşturulan hacim	5	-	65,7
Prowess Panther TPS' de geniş aralıklarla konturlanarak oluşturulan hacim	2	-	61.5

Şekil 4. 41' de PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde sık ve geniş aralıklarla konturlanarak oluşturulan hacim gösterilmektedir. Şekil 4. 42' de ise Prowess Panther planlama sisteminde sık ve geniş aralıklarla konturlanarak oluşturulan hacim gösterilmektedir.



Şekil 4. 41: PrecisePlan tedavi planlama sisteminde a) Sık konturlanarak oluşturulan hacim b) Geniş aralıklarla konturlanarak oluşturulan hacim



Şekil 4. 42: Prowess Panther tedavi planlama sisteminde sık ve geniş aralıklarla konturlanarak oluşturulan hacim

f. Çıkarılmış bölgelerin hacmi.

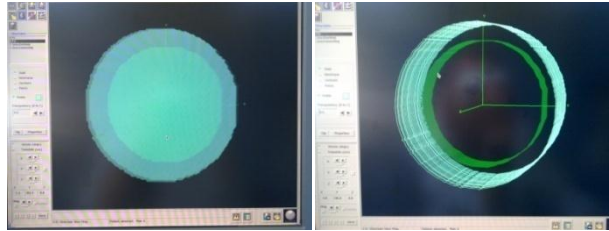
İyi tanımlanmış bir hacim görüntüden çıkarılır. TPS tarafından hesaplanan hacimler karşılaştırılır.

Tablo 4. 10' da PrecisePlan Release 2.16 tedavi planlama sisteminde çıkarılmış bölgelerin hacminin DVH tablosuna yansıtılmadığı gösterilmiştir.

Tablo 4. 10: Çıkarılmış bölgelerin hacminin DVH tablosunda gösterimi

	Hacim çıkarılmamış durum		Hacim çıkarılmış durum	
	El hesabı cm^3	DVH tablosu cm^3	El hesabı cm^3	DVH tablosu cm^3
Dış bölgenin hacmi	2355,0	2327,8	2355,0	2327,8
İç bölgenin hacmi	1907,5	1936,8	1907,5	1936,8
Çıkarılan bölgenin hacmi	384,3	362,2	-	-

Şekil 4. 43' te PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde görüntüden çıkarılmış bölgelerin hacmi gösterilmiştir.



Şekil 4. 43: PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde görüntüden çıkarılmış bölgelerin hacmi

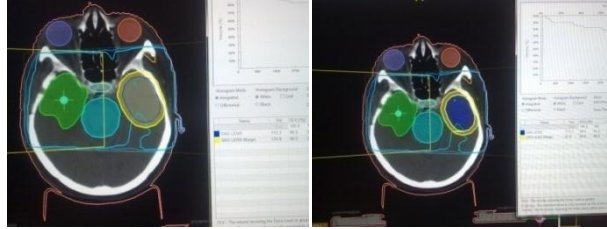
Prowess Panther planlama sisteminde ise Şekil 4. 44' te görüldüğü gibi görüntüden hacim çıkarması yapıldığında bu durum DVH tablosun yansımamıştır.



Şekil 4. 44: Prowess Panther planlama sisteminde görüntüden hacim çıkarması

g. Boolean seçeneği

Şekil 4. 45' te Prowess Panther planlama sisteminin Boolean seçeneği gösterilmiştir.



Şekil 4. 45: Prowess Panther planlama sisteminin Boolean seçeneği

4. 2 Demet Açıklaması

4. 2. 1 Demet Tanımı için yapılan testler

Yapılan bu çalışmada aşağıdaki bulgular elde edilmiştir.

4. 2. 1. 1 SAD, SSD ve alan boyutu

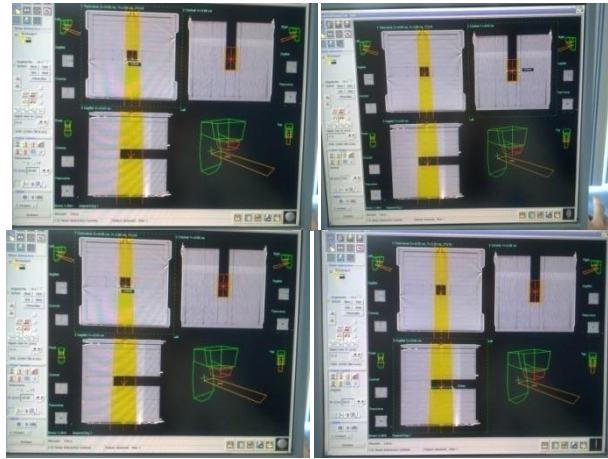
a: Alan boyutu

Şekil 4. 46' da PrecisePlan Release 2.16 için alan boyutu testi gösterilmiştir. 3 cm x 5 cm alan için eş merkez seviyesinde transvers ve sagittal düzlemlerde ölçülen alan uzunluklarının 3,0 cm ve 5,0 cm olduğu gösterilmiştir. Tablo 4.11'de belirtilen alan

boyutlarıyla transvers ve sagital düzlemlerde ölçülen alan uzunluklarının karşılaştırılması yapılmıştır.

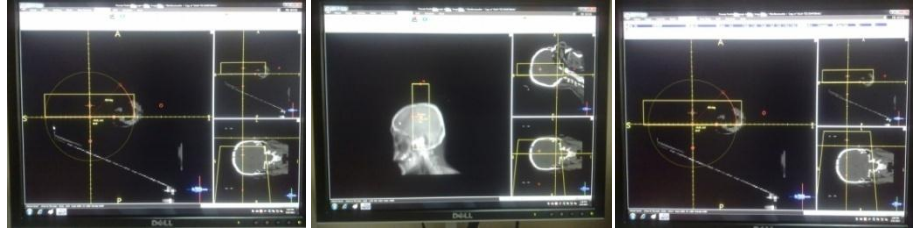
Tablo 4. 11: Belirtilen alan boyutuyla PrecisePlan da enine ve sagital düzlemlerde ölçülen alan uzunluklarının karşılaştırılması.

Alan boyutu X (cm) x Y(cm)	Eşmerkez seviyesindeki alan boyutu Transvers (cm) / sagital (cm)
3 x 5	3,0 / 5,0
10 x 20	10,001 / 20,02
30 x 10	29,96 / 10,01

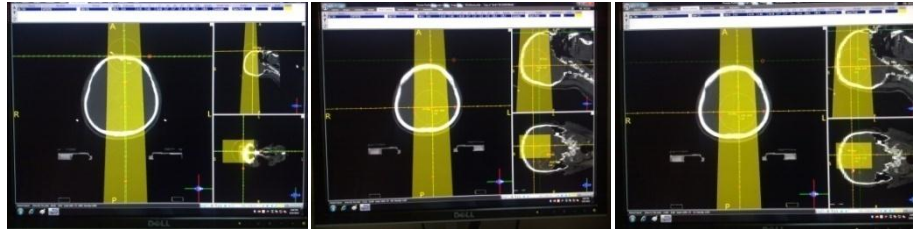


Şekil 4. 46: PrecisePlan Release 2.16 için alan boyutu testi.

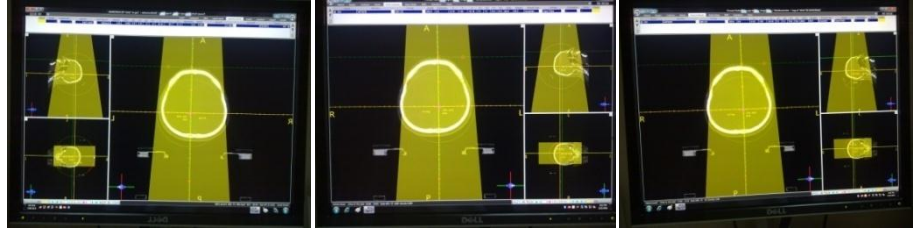
Şekil 4. 47' de yapılan çalışmada Prowess Panther planlama sisteminde eşmerkezde ölçülen alan boyutlarının belirtilen 5 cm x 20 cm, 7,5 cm x 10 cm, 15 cm x 30 cm boyutlarla aynı olduğu gösterilmiştir. Belirtilen alan boyutuyla Prowess Panther planlama sisteminde enine ve sagital düzlemlerde ölçülen alan uzunluklarının karşılaştırılması Tablo 4. 12' de gösterilmiştir.



a)5 cm x 20 cm



b)7,5 cm x 10 cm



c)15 cm x 30 cm

Şekil 4. 47: Prowess Panther de alan boyutu testi a)5 cmx20 cm b)7.5 cm x 10 cm c)15 cm x 30 cm alan boyutu için testler

Tablo 4. 12: Belirtilen alan boyutuyla Prowess Panther planlama sisteminde enine ve sagital düzlemlerde ölçülen alan uzunluklarının karşılaştırılması.

Alan boyutu X(cm) x Y(cm)	Eşmerkez seviyesindeki alan boyutu Transvers (cm) / sagital (cm)
5x20	5/20
7,5x10	7,31/10,1
15x30	15,7/29,90

b. Genişleme (diverjans)

PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde Tablo 4. 13' te ve Şekil 4. 48'de görüldüğü gibi diverjans verileri uygun değerlerde bulunmuştur. (SSD = 90 cm)

Tablo 4. 13' te ve Şekil 4. 48' de PrecisePlan' da diverjans miktarları gösterilmiştir.

Tablo 4. 13: PrecisePlan' da diverjans miktarları

SAD alan boyutu (cm^2)	Diverjans alanı (cm^2) (SSD alan boyutu)	SSD/SAD (cm^2)	Beklenen (cm^2)	Fark (cm^2)
5x20	4,5x18,0	0,81	0,81	0,0
7,5x10	6,9x8,8	0,81	0,81	0,0
15x30	13,7x26,6	0,81	0,81	0,0

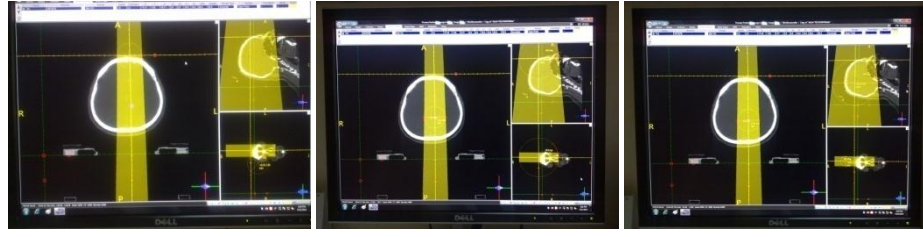


Şekil 4. 48: PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde diverjans

Şekil 4. 49' da gösterilen Prowess Panther planlama sisteminde yapılan diverjans testi çalışmasında elde edilen bulgular tablo 4. 14' te verilmiştir.(SSD = 90 cm)

Tablo 4. 14: Prowess Panther planlama sisteminde diverjans miktarları

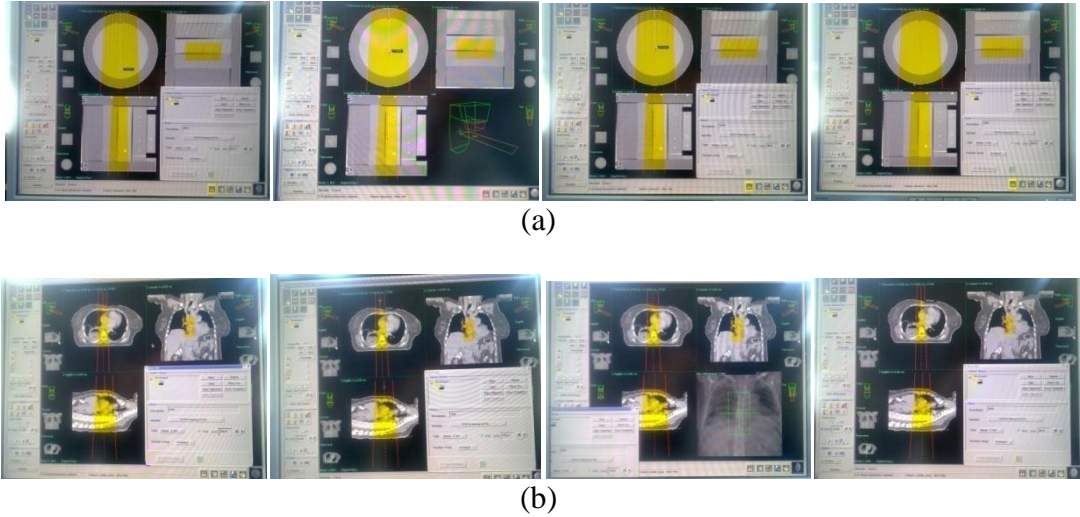
SAD alan boyutu (cm^2)	Diverjans alanı(cm^2) (SSD alan boyutu)	SSD/SAD (cm^2)	Beklenen (cm^2)	Fark (cm^2)
5x20	4,5x18	0,81	0,81	0,0
7,5x10	6,8x9,0	0,81	0,81	0,0
15x30	13,6x26,9	0,81	0,81	0,0



Şekil 4. 49: 5 cm x 20 cm' lik alan için Prowess Panther planlama sisteminde gerçekleştirilen diverjans testi

c. SSD veya derinlik doğrulaması

Tablo 4. 15' te hesaplama noktası 5 cm seçildiğinde çeşitli SSD' lerde PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde elde edilen derinlik ölçüm sonuçları belirtilmiştir. Şekil 4. 46' da PrecisePlan Release 2.16 planlama sistemi için fantomda SSD 85 cm,89 cm,90 cm ve 100 cm, hastada SSD 100 cm, 105 cm, 130 cm, 90 cm de eşmerkez noktasındaki derinlik ölçümü gösterilmektedir.



Şekil 4. 50: (a)Fantomda farklı SSD' ler (SSD; 85 cm, 89 cm, 90 cm ve 100 cm)
(b)Hastada farklı SSD' ler (SSD; 100 cm, 105 cm, 130 cm, 90 cm)

Tablo 4. 15: Çeşitli SSD' lerde PrecisePlan Release 2.16 planlama sistemindeki derinlik ölçümü

SSD (cm)	Derinlik (cm)	SSD (cm)	Derinlik (cm)
85	5	95	5
89	5	100	5
90	5	105	5
92	5	130	5

Şekil 4. 51' de farklı SSD' lerde Prowess Panther planlama sisteminde derinlik ölçümü gösterilmiştir. Şekil 4. 52' de Prowess Panther planlama sisteminde çeşitli SSD' lerde derinlik ölçümü ve izodoz eğrileri verilmiştir. Tablo 4. 16' da çeşitli SSD' lerde Prowess Panther planlama sistemindeki derinlik ölçümlerinin sabitliği gösterilmiştir.



Şekil 4. 51: 85 cm ve 100 cm SSD' lerde Prowess Panther planlama sisteminde derinlik ölçümü



Şekil 4. 52: Prowess Panther planlama sisteminde çeşitli SSD' lerde derinlik ölçümü ve izodoz eğrileri

Tablo 4. 16: Çeşitli SSD’ lerde Prowess Panther planlama sistemindeki derinlik ölçümü

SSD (cm)	Derinlik (cm)
85	5
95	5
100	5
102	5

d. SAD, SSD ve alan boyutu testi ile diverjans testi SSD>100 cm (örneğin 130 cm) için tekrar edildiğinde aşağıdaki bulgular elde edilmiştir. Tablo 4. 17’ de PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde SSD=130 cm için alan boyutu testi ve diverjans testleri için sonuçlar gösterilmiştir. Şekil 4. 53 da PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde 5 cm x 20 cm alan boyutu için 7,5 cm x10cm alan boyutu için 15 cm x 30 cm alan boyutu için SAD ve diverjans testi bulguları gösterilmiştir.

Tablo 4. 17: PrecisePlan tedavi planlama sisteminde SSD = 130 cm için alan boyutu testi ve diverjans testleri

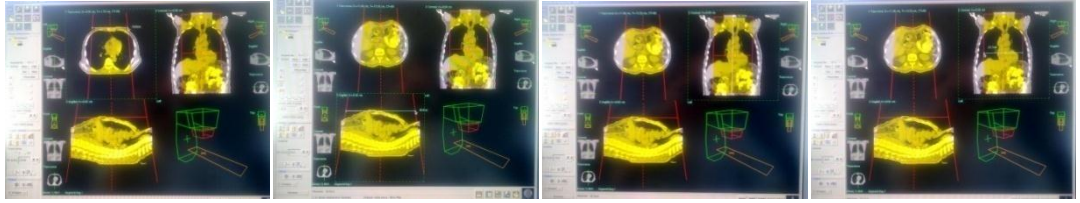
a. Alan boyutu testi		b. Diverjans testi				
Alan boyutu X(cm)xY(cm)	Hesaplama noktasındaki alan boyutu (cm ²)	SAD ‘da ölçülen alan boyutu (cm ²)	SSD’ de ölçülen alan boyutu (cm ²)	SAD/SSD	Beklenen	Fark
5x20	5x20,1	3,7x14,8	4.8x19.3	0,59	0,59	0,0
7,5x10	7,6x10	5,6x7,4	7.2x9.6	0,59	0,59	0,0
15x30	15x29,9	11,1x22,2	14.4x28.8	0,59	0,59	0,0



a)



b)



c)

Şekil 4. 53: PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde a) 5 cm x 20 cm alan boyutu için SAD ve diverjans testi b) 7,5 cm x 10 cm alan boyutu için SAD ve diverjans testi c) 15 cm x 30 cm alan boyutu için SAD ve diverjans testi

Tablo 4. 18 Prowess Panther planlama sisteminde SSD = 103 cm için alan boyutu testi ve diverjans testleri bulguları verilmiştir. Şekil 4. 54' de Prowess Panther planlama sistemindeki 7,5 cm x 10 cm ve 15 cm x 30 cm alanlarının diverjans doğrulaması (SSD= 103 cm) gösterilmiştir.

Tablo 4. 18: Prowess Panther planlama sisteminde SSD = 103 cm için alan boyutu testi ve diverjans testleri

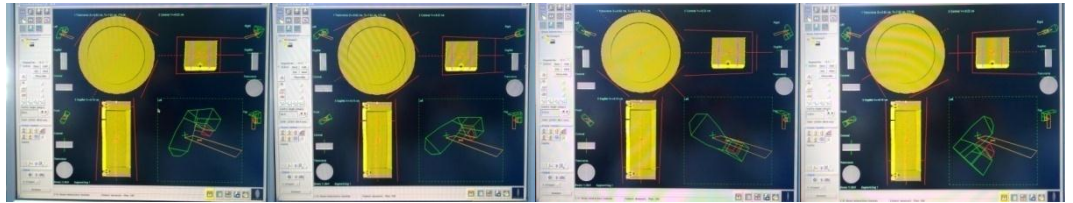
a. Alan boyutu testi		b. Diverjans testi				
Alan boyutu X(cm)xY(cm)	Hesaplama noktasındaki alan boyutu (cm ²)	SAD 'da ölçülen alan boyutu (cm ²)	SSD' de ölçülen alan boyutu (cm ²)	SAD/SSD	Beklenen	Fark
5x20	5x20,1	4,6x18,4	4,8x19	0,93	0,94	0,01
7,5x10	7,6x10	6,9x9,2	7,1x9,5	0,94	0,94	0,0
15x30	15x29,9	13,8x27,6	14,3x28,5	0,97	0,93	0,02



Şekil 4. 54: Prowess Panther planlama sisteminde 7,5 cm x 10 cm ve 15 cm x 30 cm alanlarının diverjans doğrulaması (SSD = 103 cm)

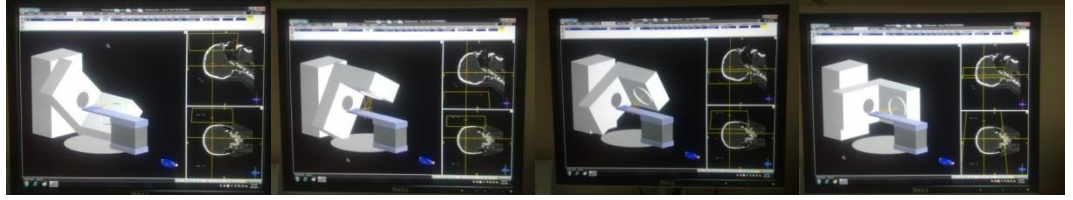
4. 2. 1. 2 Gantry rotasyonu

Şekil 4. 55' te PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde gantri 30⁰, 60⁰, 135⁰ ve 240⁰ derece için rotasyon doğruluğu gösterilmiştir.

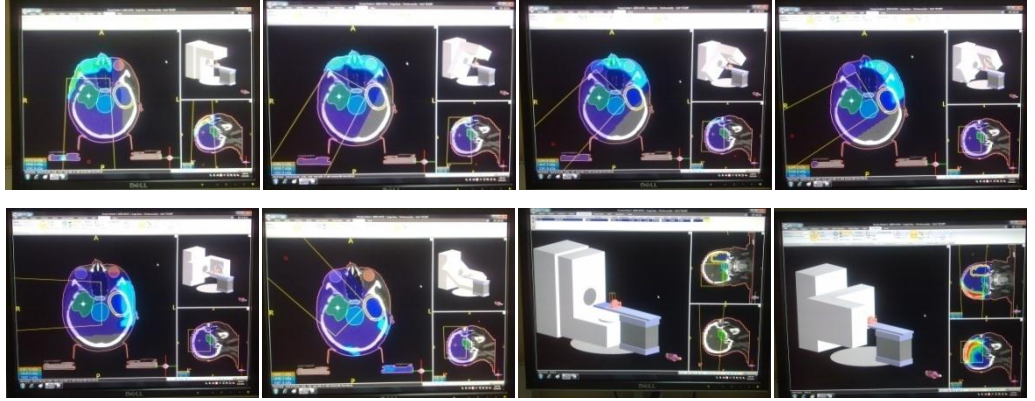


Şekil 4. 55: PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde gantri 30⁰, 60⁰, 135⁰, 240⁰ için rotasyon doğruluğu

Prowess Panther planlama sisteminde gantri rotasyon testi ile rotasyonun yönü ve doğruluğu incelenmiştir. Bulgular rotasyonun doğru bir şekilde gerçekleştiğini göstermektedir. (Şekil 4. 56 ve şekil 4. 57)



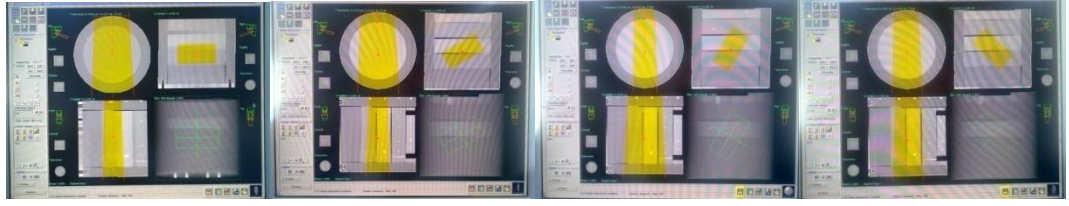
Şekil 4. 56: Gantri 30⁰, 60⁰, 90⁰, 135⁰ rotasyonu



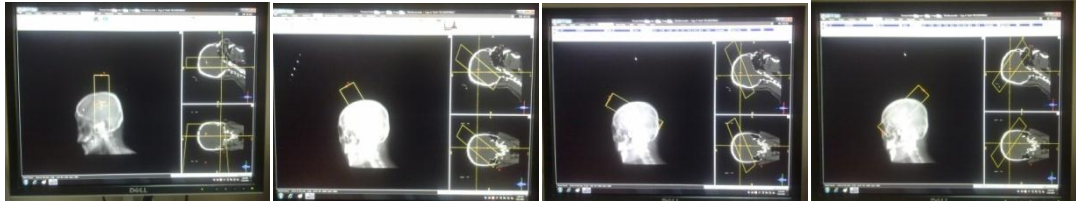
Şekil 4. 57: Gantri 0⁰, 30⁰, 45⁰, 60⁰, 90⁰, 135⁰, 180⁰, 270⁰ rotasyonu ve izodoz dağılımı

4. 2. 1. 3 Kolimatör rotasyonu

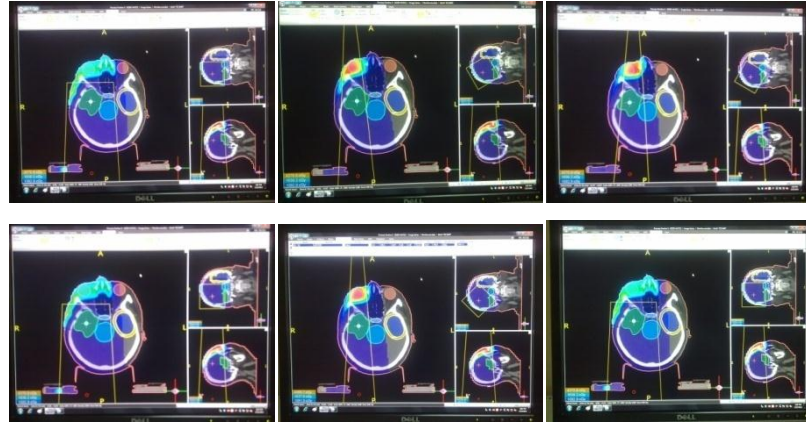
Şekil 4. 58' de PrecisePlan Release 2.16 planlama sistemindeki kolimatör dönme yönü testi gösterilmiştir. Şekil 4. 59'da Prowess Panther planlama sisteminde kolimatör rotasyonu testi gösterilmiştir. Şekil 4. 60' ta Prowess Panther planlama sisteminde kolimatör rotasyonu ve izodoz dağılımları gösterilmiştir.



Şekil 4. 58: PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde 0° , 30° , 60° , 135° lik kolimatör rotasyon yönü testi



Şekil 4. 59: Prowess Panther planlama sisteminde 0° , 30° , 60° , 135° lik kolimatör rotasyonu testi.

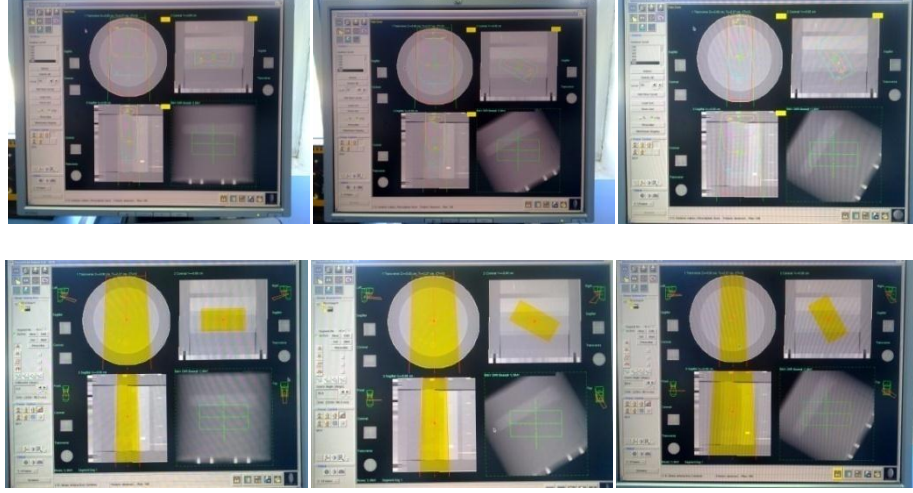


Şekil 4. 60: Prowess Panther planlama sisteminde 0° , 30° , 60° , 90° , 135° , 180° lik kolimatör rotasyonu ve izodoz dağılımları

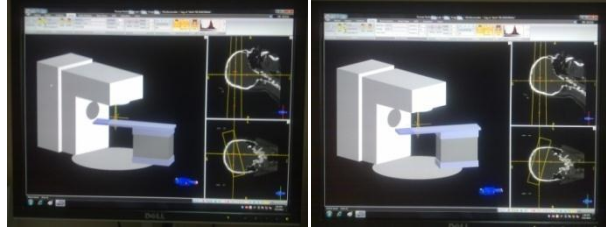
4. 2. 1. 4 Masa hareketi

Şekil 4. 61' de PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde masanın 0° 30° ve 60° lere döndürülmesiyle masa açısının doğrulanması ve rotasyonun yönünün belirlenmesi

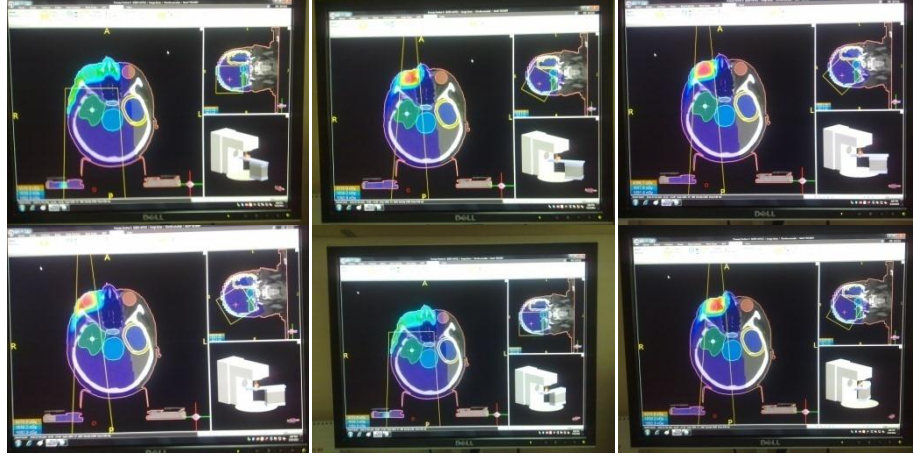
gösterilmektedir. Şekil 4. 62' de masanın 30^0 ve 60^0 lere döndürülmesiyle Prowess Panther planlama sisteminde masa açısı ve rotasyonun yönü doğrulaması gösterilmiştir. Şekil 4. 63' te masanın 0^0 30^0 45^0 60^0 90^0 ve 120^0 lere döndürülmesiyle Prowess Panther planlama sistemindeki masa rotasyonu ve izodoz dağılımı gösterilmiştir.



Şekil 4. 61: Masanın 0^0 , 30^0 , 60^0 ' ye döndürülmesiyle PrecisePlan Release 2.16 planlama sistemindeki masa açısı ve rotasyonun yönü



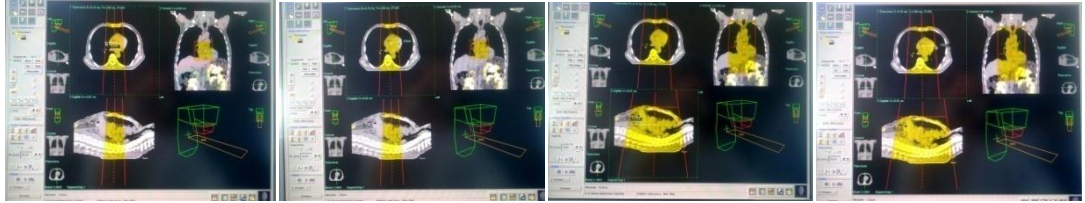
Şekil 4. 62: Masanın 30^0 , 60^0 ' ye döndürülmesiyle Prowess Panther planlama sisteminde masa açısı ve rotasyonun yönü



Şekil 4. 63: Masanın 0° , 30° , 45° , 60° , 90° , 120° ' ye döndürülmesiyle Prowess Panther planlama sistemindeki görünüm

4. 2. 1. 5 Çene tanımı demet koordinatları

Şekil 4. 64' te PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde 10 cm x10 cm ve 15 cm x 20 cm alanlar için çene tanımı testi gösterilmektedir. Tablo 4. 19' da de görüldüğü gibi çenelerin pozisyonları alan boyutlarını oluşturacak şekilde ayarlanmaktadır.



Şekil 4. 64: PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde 10 cm x10 cm ve 15 cm x20 cm alanlar için çene tanımı testi

Tablo 4. 19: PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde çene pozisyonları ve alan boyutu uyumu

Çene koordinatları	Alan boyutları	
	10 cmX10 cm	15 cmX30 cm
X1	5 cm	7,5 cm
X2	5 cm	7,5 cm
Y1	10 cm	15 cm
Y2	10 cm	15 cm

Şekil 4. 65' te 5 cm x 20 cm ve 7,5 cm x10 cm alan boyutları oluşturan çene pozisyonları gösterilmektedir. Tablo 4. 20' de Prowess Panther planlama sisteminde çene pozisyonları ve alan boyutu uyumu görülmektedir.



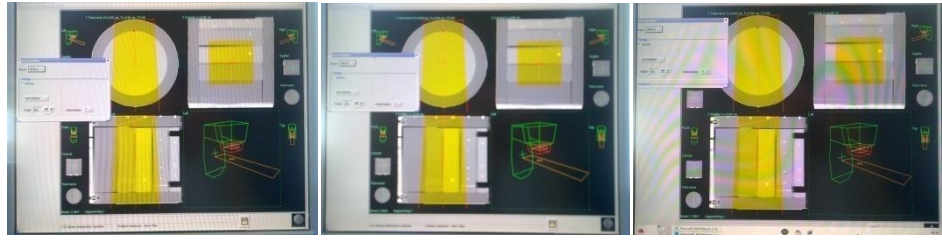
Şekil 4. 65: 5 cm x 20 cm ve 7,5 cm x 10 cm alan boyutları oluşturan çene pozisyonları

Tablo 4. 20: Prowess Panther planlama sisteminde çene pozisyonları ve alan boyutu uyumu

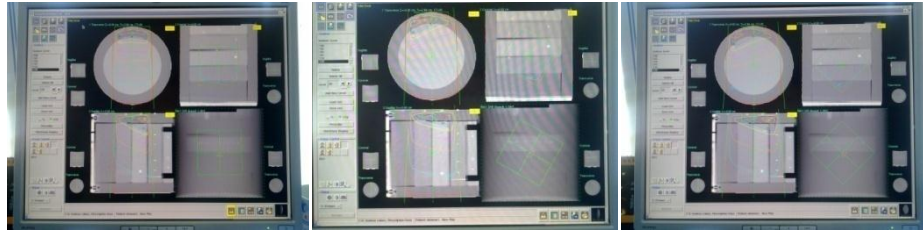
Çene koordinatları	Alan boyutları	
	5 cm X 20 cm	7,5 cm X 10 cm
X1	2,5 cm	3,7 cm
X2	2,5 cm	3,7 cm
Y1	10 cm	5 cm
Y2	10 cm	5 cm

4. 2. 1. 6 Kama ve blok ekleme

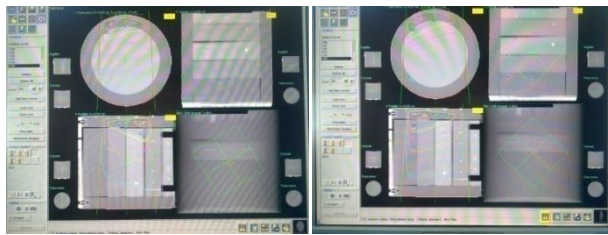
PrecisePlan Release 2.16 planlama sistemi için yapılan testlerde Şekil 4. 66' da tek kama yönelimi için kama açısı 30° 45° 60° da sistemin verdiği kama açıları gösterilmiştir. Şekil 4. 67' de kama açısı 60° , kolimatör açısı 0° , 30° , 45° , 60° ve 135° için izodoz dağılımı gösterilmiştir. Şekil 4. 68' de bloğun demet önündeki yerleşimi ve DRR ile BEV görüntülerdeki pozisyonu gösterilmiştir.



Şekil 4. 66: Tek kama yönelimi için kama açısı 30° , 45° , 60° de sistemin verdiği kama açıları.



a) Kama açısı 60° için Kolimatör açısı 0° , 30° , 45° de izodoz dağılımı



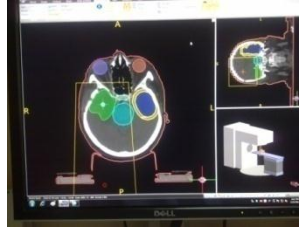
b) Kama açısı 60° için Kolimatör açısı 60° , 135° izodoz dağılımı

Şekil 4. 67: Kama açısı 60° , kolimatör açısı 0° , 30° , 45° , 60° , 135° için izodoz dağılımı

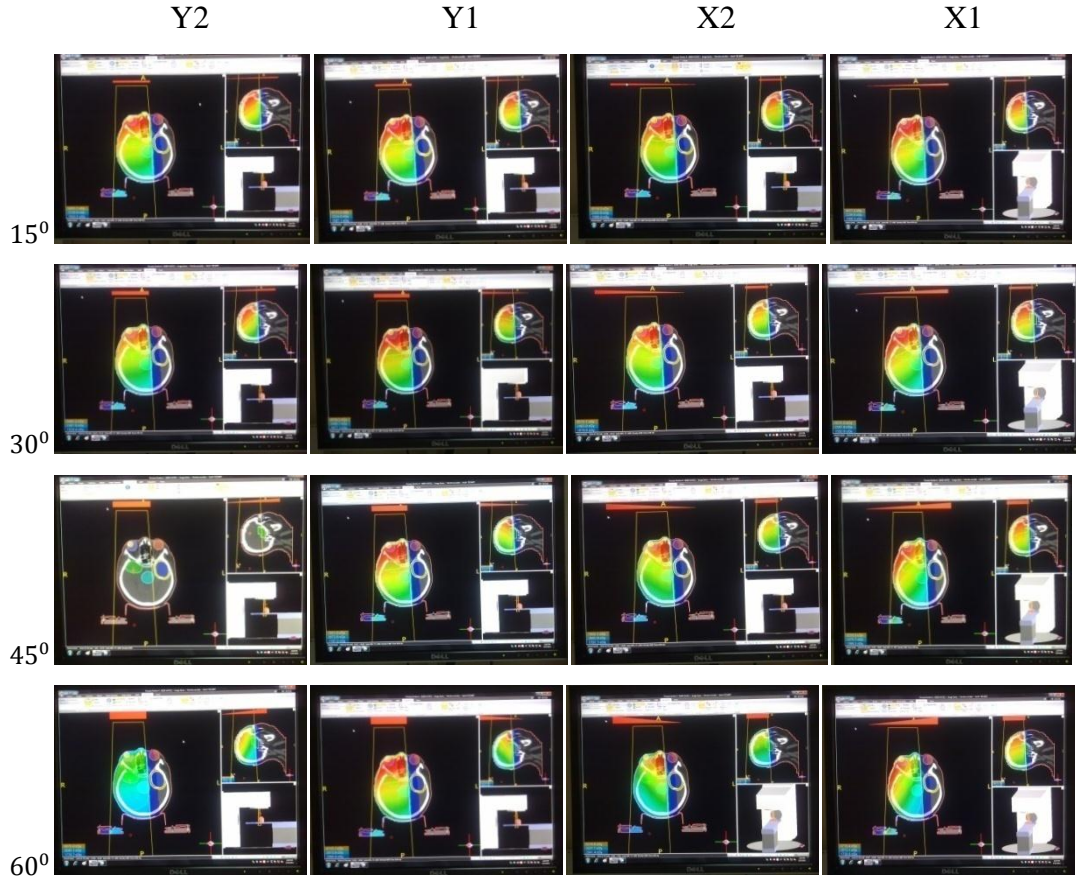


Şekil 4. 68: Bloğun demet önündeki yerleşimi ve DRR ile BEV görüntülerdeki pozisyonu

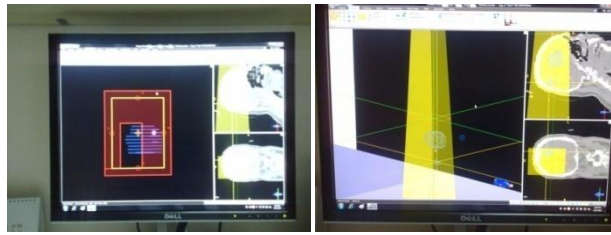
Şekil 4. 69’ da Prowess Panther planlama sisteminde yönelim seçilmeden ayarlanmış olan 30^0 lik kama gösterilmektedir. Şekil 4. 70’ de Prowess Panther planlama sisteminde farklı kama açıları ile çeşitli kama yönelimleri gösterilmiştir. Şekil 4. 71’ de Prowess Panther planlama sisteminde bloğun engellediği hacmin görünüşü verilmiştir.



Şekil 4. 69: Prowess Panther planlama sisteminde yönelim seçilmeden ayarlanmış olan kama (açısı 30^0)



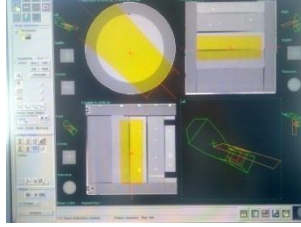
Şekil 4. 70: Prowess Panther planlama sisteminde farklı kama açları ile çeşitli kama yönelimleri



Şekil 4. 71: Prowess planlama sisteminde bloğun engellediği hacmin görünüşü

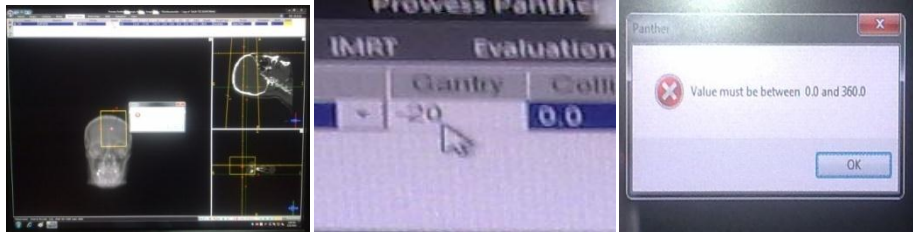
4. 2. 1. 7 Uyarılar ve hata mesajları

Şekil 4. 72' de PrecisePlan tedavi planlama sisteminde gantri açısı negatif değerde yazıldığında sistemin uyarı vermeden açığı otomatik algıladığı gösterilmektedir.



Şekil 4. 72: PrecisePlan tedavi planlama sisteminde gantri açısı negatif değerde yazıldığında uyarı vermeden açığı otomatik algılar.

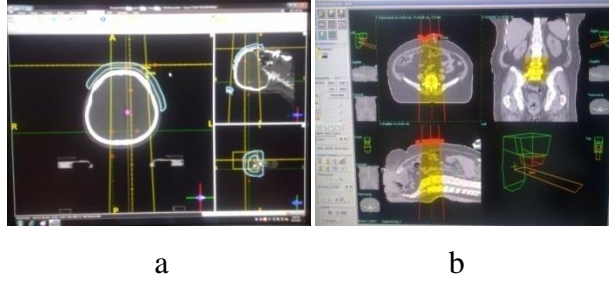
Şekil 4. 73' te girilen negatif açı için Prowess planlama sistemi tarafından verilen uyarı mesajı gösterilmiştir.



Şekil 4. 73: Girilen negatif açı için Prowess planlama sistemi tarafından verilen uyarı mesajı

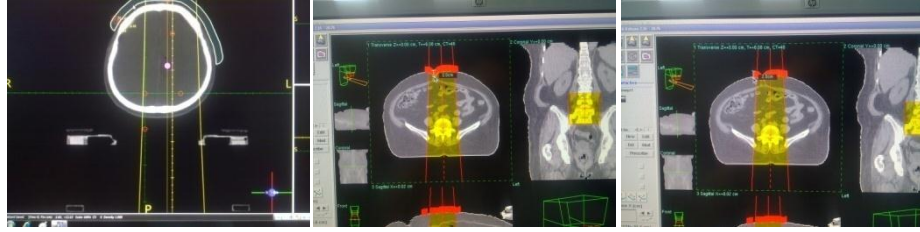
4. 2. 1. 8 Bolus tanımı

a. Şekil 4. 74' te her iki planlama sisteminde de üretilen bolusun hastanın cildi üzerinde demet açıklık projeksiyonunu tamamen kapladığı gösterilmiştir.



Şekil 4. 74: a) Prowess Panther b) PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde çizilen bolus hasta cildini demet açıklığı boyunca kaplamaktadır

b. Şekil 4. 75' de Prowess Panther ve PrecisePlan tedavi planlama sistemlerinde bolus yoğunluğu ve yüksekliğinin çeşitli bölgelerde ölçüldüğünde sabit olduğu görülmüştür.



Şekil 4. 75: Prowess Panther ve Precise planlama sisteminde bolus yoğunluğu ve yüksekliği

c. Her iki planlama sisteminde de bolus hastanın vücut hatlarından ayrılmamaktadır.

d. PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde bolusun manüel olarak çizilmediği ancak veriler TPS' ye otomatik olarak girildiğinde çizilebildiği gözlemlenmiştir. Şekil 4. 76' da Prowess Panther planlama sisteminde bolusun manüel olarak çizimi gösterilmiştir.



Şekil 4. 76: Prowess Panther planlama sisteminde bolusun manüel olarak çizimi

4. 2. 2 Demet Görüntüsü

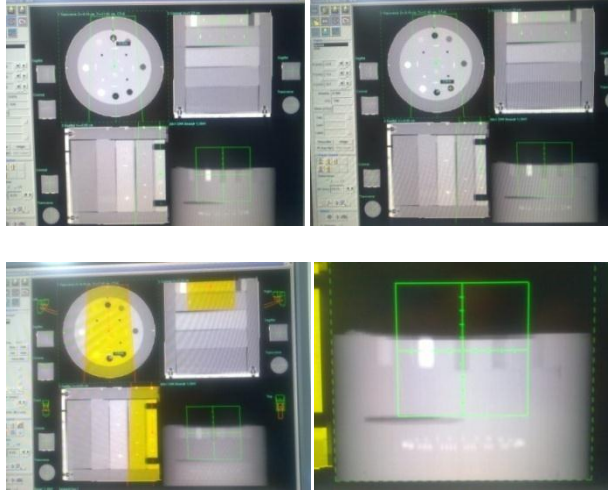
Bu bölümde PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde Catphan fantomu kullanılarak bazı testler uygulanmıştır. (20 cm genişlik, 20 cm yükseklik, 20 çapta bir silindir, akciğer yoğunluğu için 0.3 g/cm^3 ve kemik yoğunluğu için 1.8 g/cm^3 gibi akciğer ve kemiğin simülasyonunu yapabilen, çapları değişken küçük silindir içyapılara sahiptir.)

4. 2. 2. 1 BEV görüntü

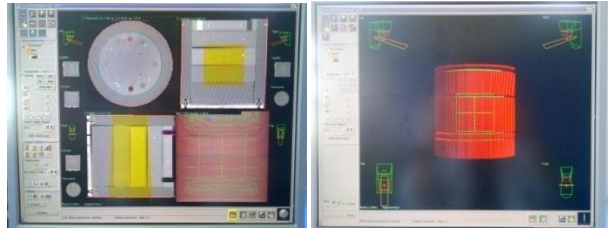
Bu test ile BEV gösteriminin doğrulanması gerçekleştirilmiştir. PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde Tablo 4. 21' de alan merkezi ile inhomojenite merkezlerinin arasındaki mesafenin BT kesitinde ve BEV deki değerleri verilmiştir. Şekil 4. 77' de 10 cm x 10 cm alanı ışınlanmış fantomun BT kesiti ve BEV görüntüsü gösterilmiştir. Yumuşak doku kemik ve akciğer inhomojeniteleri merkezi ile alan merkezi arasındaki mesafe her iki görüntüde de verilmiştir. Şekil 4. 78' de PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde farklı SSD' lerde BEV gösterimi doğrulaması, fantomun BEV ve DRR görüntüsü gösterilmiştir. Şekil 4. 79' da farklı SSD' lerde hasta planı üzerindeki BEV gösterimi verilmiştir.

Tablo 4. 21: Alan merkezi ile inhomojenite merkezlerinin arasındaki mesafenin BT kesitinde ve BEV deki değerleri

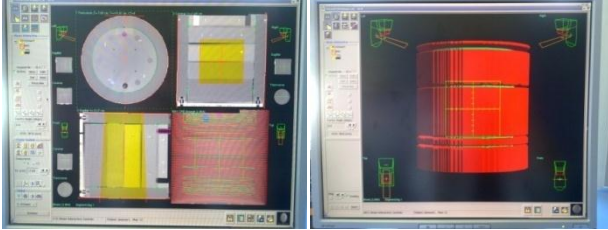
İnhomojenite	Merkezinin alan merkezinden uzaklığı (cm)	BEV de ölçülen mesafe (cm)
Kemik	2,8	2,8
Hava	0,3	0,3
Yumuşak doku	2,9	3,0



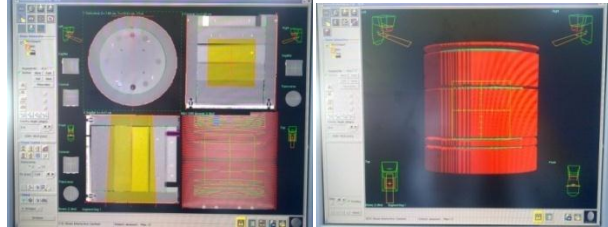
Şekil 4. 77: 10 cm x 10 cm alanı ışınlanmış fantomun BT kesiti ve BEV. Yumuşak doku kemik ve akciğer inhomojeniteleri merkezi ile alan merkezi arasındaki mesafe her iki görüntüde de gösteriliyor.



a)SSD= 85 cm de fantomun DRR ve BEV görüntüsü

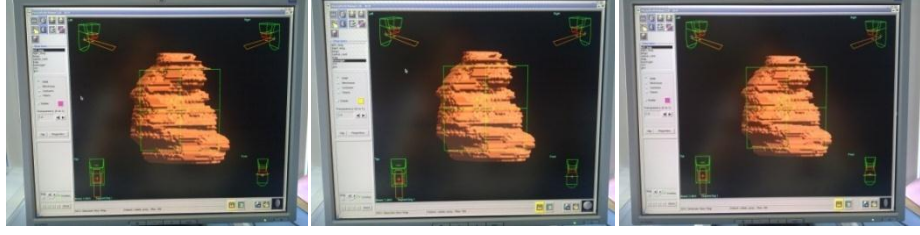


b)SSD= 90 cm de fantomun DRR ve BEV görüntüsü



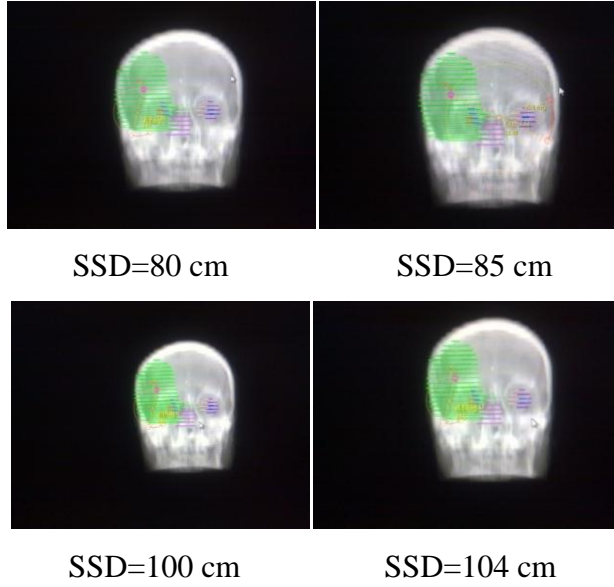
c) SSD= 95 cm de fantomun DRR ve BEV görüntüsü

Şekil 4. 78: PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde farklı SSD' lerde BEV gösterimi doğrulaması a)SSD= 85 cm b)SSD= 90 cm c) SSD= 95 cm de fantomun BEV ve DRR görüntüsü



Şekil 4. 79: Sırasıyla SSD 85 cm, 90 cm ve 95 cm de PTV' deki BEV gösterimi

Şekil 4. 80' de Prowess Panther planlama sisteminde farklı SSD' lerde BEV görüntüde inhomojenitelerin alan merkezine olan uzaklıkları gösterilmiştir.



Şekil 4. 80: Prowess Panther planlama sisteminde farklı SSD' lerde BEV görüntüde inhomojenitelerin alan merkezine olan uzaklıkları

Şekil 4. 81' de Prowess Panther planlama sisteminde farklı SSD' lerde BEV gösterimi doğrulaması ve BEV görüntüsü verilmiştir.



Şekil 4. 81: Prowess Panther planlama sisteminde farklı SSD' lerde BEV gösterimi doğrulaması (sırasıyla SSD= 100 cm, 95 cm, 90 cm, 85 cm'de fantomun BEV görüntüsü)

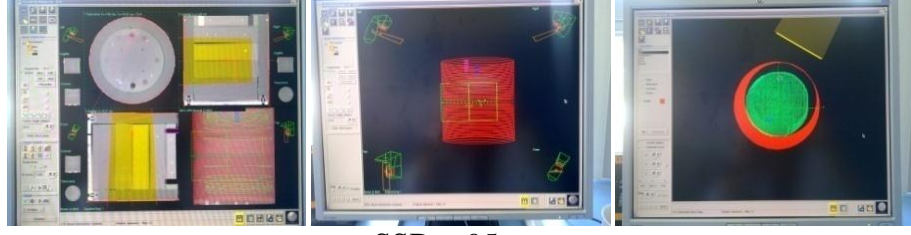
Tablo 4. 22'de Precise ve Prowess Panther planlama sisteminde inhomojenitelerin alan merkeziyle olan mesafesinin SSD' ye bağlı değişimi gösterilmiştir.

Tablo 4. 22: Precise ve Prowess Panther planlama sistemlerinde inhomojenitelerin alan merkeziyle olan mesafesinin SSD ye bağlı değişimi

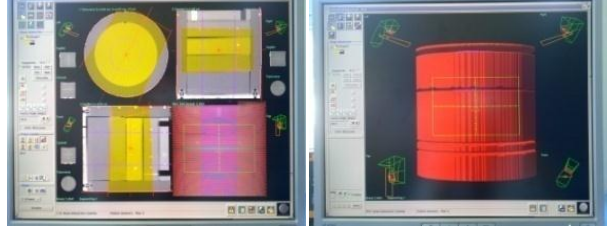
PrecisePlan Release 2.16			Prowess Panther	
SSD (cm)	BEV de ölçülen mesafe (cm)	Silindir merkezi- alan merkezi mesafesi (cm)	SSD (cm)	BEV de ölçülen mesafe (cm)
85	2,9	2,9	80	5,97
90	2,8	2,8	100	4,85
95	2,7	2,7	104	4,55

4. 2. 2. 2 Demet pozisyonu ve şekli

Şekil 4. 82' de PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde fantom üzerindeki demet pozisyonu ve şekli ile kama yönelimi eşmerkez boyunca silindirlere ve dış konturlara göre pozisyonu verilmiştir.



SSD = 95 cm

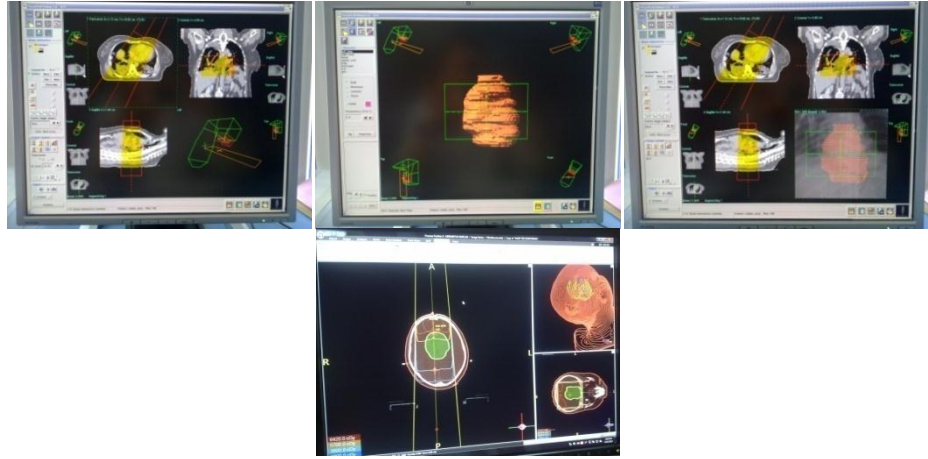


SSD = 90 cm

Şekil 4. 82: Fantom üzerindeki demet pozisyonu ve şekli ile kama yönelimi eşmerkez boyunca silindirlere ve dış konturlara göre pozisyonu

4. 2. 2. 3 BEV' deki demet pozisyonu

a. Şekil 4. 83' te görüldüğü gibi PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde hasta üzerindeki kurulumda BEV görüntüsü DRR gösterimiyle uyum sağlamaktadır.



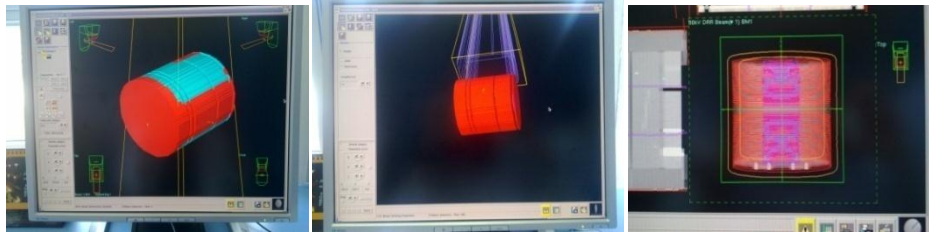
Şekil 4. 83: PrecisePlan Release 2.16 ve Prowess Panther planlama sisteminde hasta üzerindeki kurulumda BEV görüntüsü DRR gösterimiyle birlikte

4. 2. 2. 4 BEV' deki blok pozisyonu

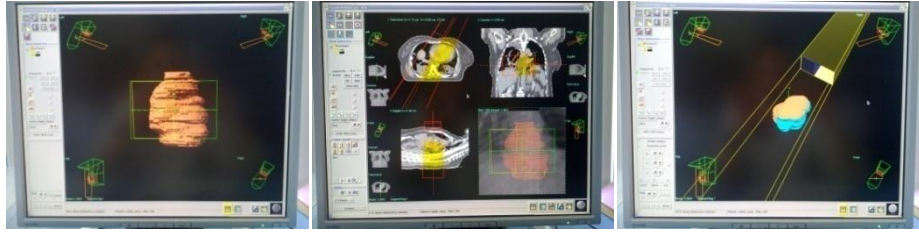
Şekil 4. 84' de PrecisePlan Release 2.16 planlama sistemindeki BEV deki blok pozisyonu için fantom üzerinde manüel olarak çizilen blok gösterimi, fantom üzerinde otomatik olarak çizilen blok gösterimi ve hasta planı üzerinde manüel olarak çizilen blok gösterimi verilmiştir.



a)



b)



c)

Şekil 4. 84: BEV deki blok pozisyonu a) Fantom üzerinde manüel olarak çizilen blok gösterimi b) Fantom üzerinde otomatik olarak çizilen blok gösterimi c) Hasta planı üzerinde manüel olarak çizilen blok gösterimi

Şekil 4. 85' te Prowess Panther planlama sisteminde manüel olarak oluşturulan bloğun farklı düzlemlerde ve BEV deki görüntüsü verilmiştir.



Şekil 4. 85: Manüel olarak oluşturulan bloğun farklı düzlemlerde ve BEV deki görüntüsü.

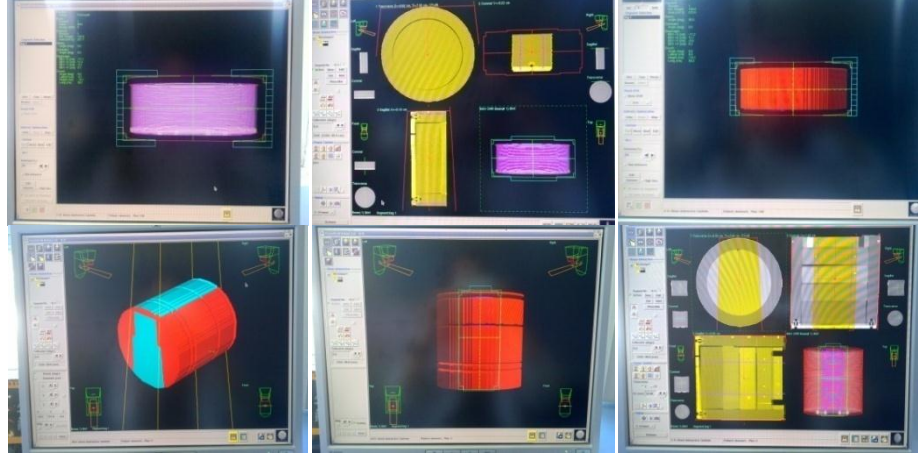
Prowess Panther planlama sistemi için Şekil 4. 86' da Blok merkezinin alan merkezi ile olan mesafesi verilmiştir. BEV görüntü üzerindeki Blok tanımının doğruluğu gösterilmektedir.



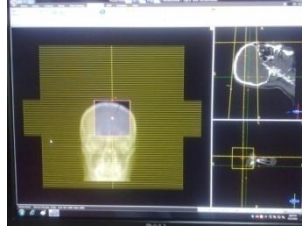
Şekil 4. 86: Blok merkezinin alan merkezi ile olan mesafesi

4. 2. 2. 5 ÇYK şeklindeki alan

Şekil 4. 87' de PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde farklı görüntü tiplerinde manüel olarak tanımlanan ÇYK şeklindeki alan gösterilmiştir. Şekil 4. 88' de Prowess Panther planlama sisteminde sisteme girilerek oluşturulan ÇYK şeklindeki alan verilmiştir.



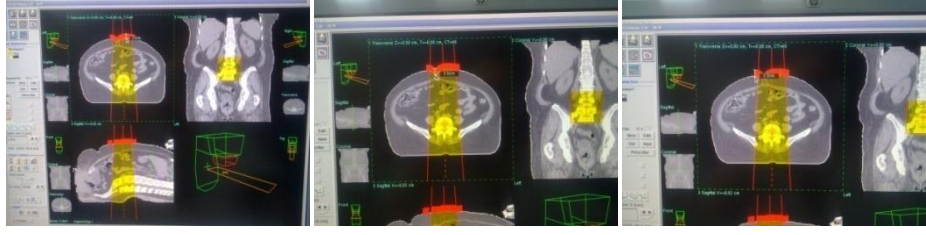
Şekil 4. 87: PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde farklı görüntü tiplerinde manüel olarak tanımlanan ÇYK şeklindeki alan



Şekil 4. 88: Prowess Panther planlama sisteminde sisteme girilerek oluşturulan ÇYK şeklindeki alan

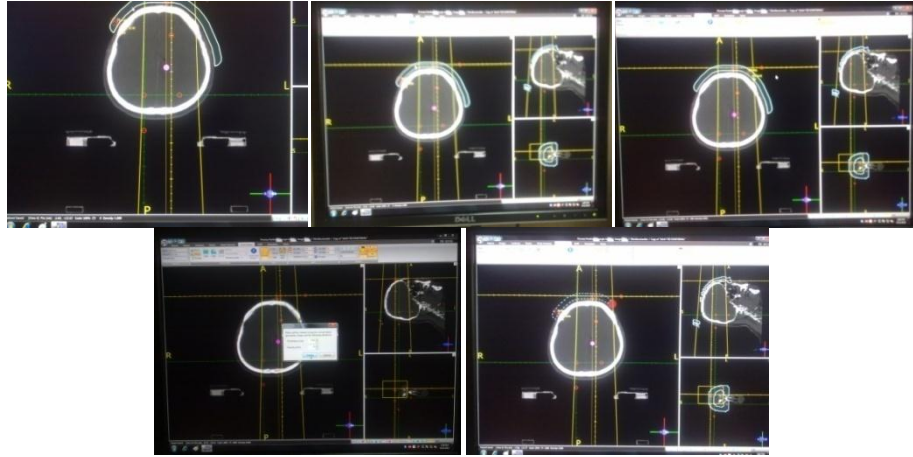
4. 2. 2. 6 Bolus pozisyonu

Şekil 4. 89’ da PrecisePlan Release 2.16 planlama sistemi için hasta yüzeyi üzerindeki bolusun çizimi, demet içinde çeşitli yerlerdeki bolus kalınlığının ölçüm sonuçlarıyla birlikte verilmiştir.



Şekil 4. 89: Kavisli bir hasta yüzeyi üzerinde, 2 cm olarak önceden tanımlanan kalınlıkta bir bolusun çizimi, demet içinde çeşitli yerlerdeki kalınlık ölçümü sonuçlarıyla birlikte. PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde bolusun kalınlık ve yoğunluğu farklı bölgelerde aynı değerlerdedir.

Şekil 4. 90' da Prowess Panther planlama sisteminde manüel olarak girilen bolus ve bolusun yoğunluk ile BT sayısı değerleri verilmiştir.



Şekil 4. 90: Prowess Panther planlama sisteminde manüel olarak girilen bolus ve bolusun yoğunluk ile BT sayısı değerleri.

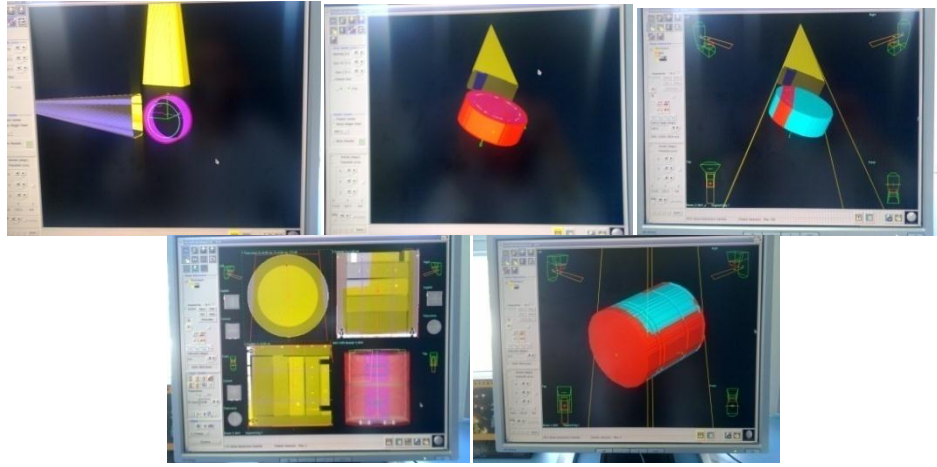
4. 2. 3 Demet Geometrisi

PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde Catphan fantom üzerinde 3D silindirik hedef hacmi tanımlanarak yapılan testlerde aşağıdaki bulgular elde edilmiştir.

4. 2. 3. 1 Otomatik blok ve otomatik yaprak konumlama

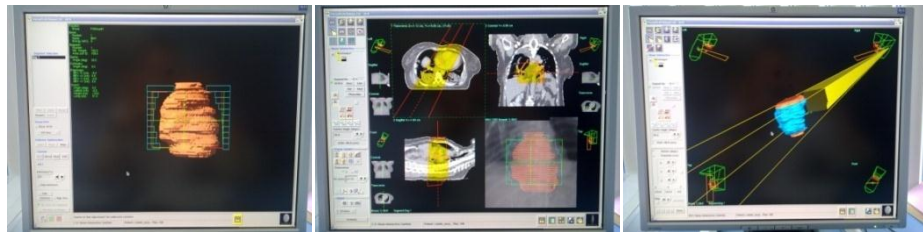
PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde yapılan bu çalışmada, demetler 0^0 gantri açısıyla ayarlanıp önceden tanımlanmış olan hacmin içine bir pay konularak silindirik bir alan şekli tanımlanmıştır.

a. Şekil 4. 91' de PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde aksiyal ve koronal düzlemlerde blok konumlaması gösterilmiştir.



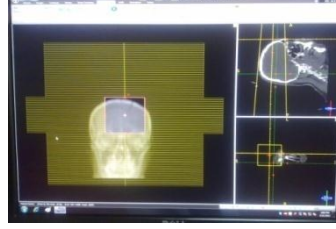
Şekil 4. 91: PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde aksiyal ve koronal düzlemlerde blok pozisyonlaması

b. Şekil 4. 92' de PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde aksiyal ve koronal düzlemlerde ÇYK yaprak pozisyonu doğruluğu gösterilmiştir.



Şekil 4. 92: PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde ÇYK yaprak pozisyonu doğruluğu

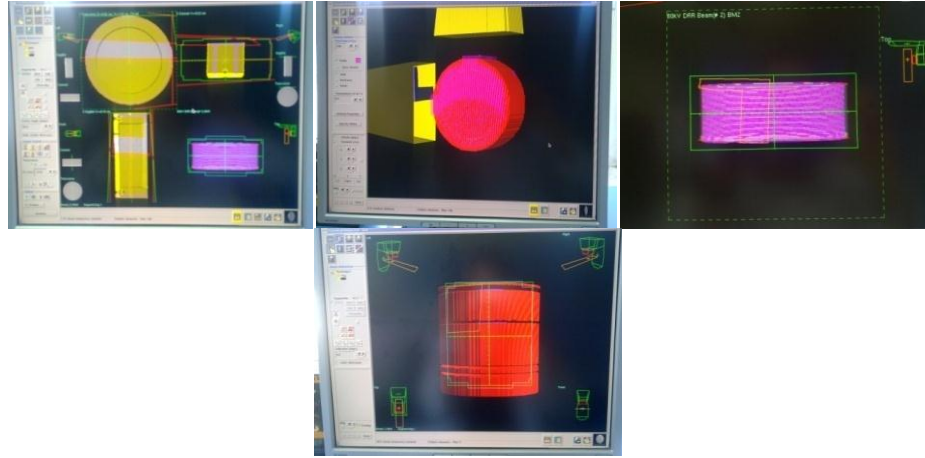
Şekil 4. 93' de Prowess planlama sisteminde aksiyal ve koronal düzlemlerdeki ÇYK yaprak pozisyonu verilmiştir.



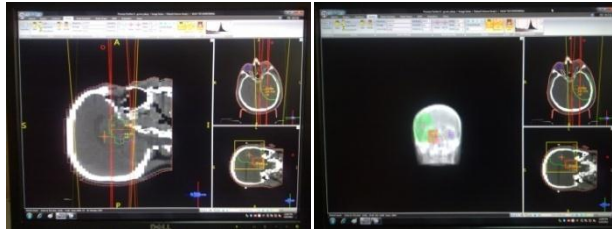
Şekil 4. 93: Prowess planlama sisteminde ÇYK yaprak pozisyonu doğruluğu

4. 2. 3. 2 Kullanıcı tanımlı blok

Şekil 4. 94' te PrecisePlan Release 2.16 planlama sistemindeki ve Prowess Panther planlama sistemindeki kullanıcı tanımlı bloğun doğruluğu gösterilmiştir.



a)



b)

Şekil 4. 94: a) PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde b) Prowess Panther planlama sisteminde kullanıcı tanımlı blok

4. 2. 3. 3 DRR: doğrusallık ve diverjans

Tablo 4. 23' te PrecisePlan Release 2.16ve Prowess Panther planlama sistemlerinde farklı SSD' lerde DRR görüntüde işaretleyiciler arasındaki mesafe ölçümleri verilmiştir.

Şekil 4. 95' te PrecisePlan Release 2.16ve Prowess Panther planlama sistemlerinde farklı SSD' lerde işaretleyicilerin konumu gösterilmiştir.

Tablo 4. 23: PrecisePlan Release 2.16 ve Prowess Panther planlama sistemlerinde farklı SSD' lerde DRR görüntüde işaretleyiciler arasındaki mesafe

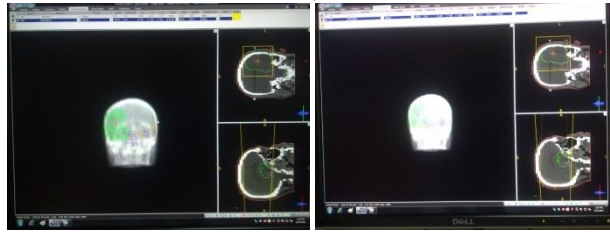
PrecisePlan Release 2.16			Prowess Panther	
SSD (cm)	İşaretleyicinin fantomda birbirine uzaklığı (cm)	DRR görüntüde işaretleyicilerin uzaklıkları (cm)	SSD (cm)	Hasta planı üzerinde DRR görüntüde belli iki nokta arasındaki mesafe (cm)
95	14,5	14,7	100	9,94
90	14,5	14,9	85	11,40



SSD = 95 cm

SSD = 90 cm

a)



SSD = 85 cm

SSD = 100 cm

b)

Şekil 4. 95: a) PrecisePlan Release 2.16 b) Prowess Panther planlama sistemlerinde farklı SSD' lerde işaretleyicilerin konumu

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Bir tedavi planlama sürecindeki tüm bileşenlerin test edilmesi çok zor bir görev olabilir. Planlama sisteminin QA ve kabul testleri oldukça karmaşık işlemlerdir ve kurumdan kuruma (uygulamadan uygulamaya) değişebilirler. Fizikçiler klinikte ihtiyaç duyulan tedavi planlamasının, karmaşıklığını ve boyutunu doğrulukla öğrenmeli ve anlamalıdır. Bu bilgiye dayanarak, fizikçiler 3D TPS' nin kabul testleri ve Q.A. elemanlarını saptamalıdır.

Modern radyoterapi sürecinin doz hesaplamalarıyla doğrudan ilgili olmayan bir çok yönü vardır. TPS' nin kalite temini prosedürlerinden dozimetrik ve dozimetrik olmayan kalite temininin her ikisinin de temini sağlanmalıdır. Herhangi birindeki eksiklik ya da yetersizlik TPS' nin kalite teminini geçersiz kılar. Dozimetrik olmayan kalite temininin yapılmaması, dozimetrik kalite temininin başarısızlığına ve hatta tedavide istenmeyen sonuçlara neden olur. Klinikte sağlanan tedavinin güvenilirliğini denetlemek ve kalitesini arttırmak için TPS' nin dozimetrik ve dozimetrik olmayan kabul testlerinin gerçekleştirilmesi gerekmektedir. Radyoterapi QA programı, dozimetrik konularda elde edilen sonuçları doğrudan etkilemesi nedeniyle, en az TPS' deki dozimetrik konular kadar önemli olan dozimetrik olmayan konuları da ele almalıdır. Dozimetrik olmayan konular 2D sistemler ve 3D tedavi planlama sistemlerine uygulanır. Kalite kontrolü ve dozimetrik olmayan kabul testlerinin sistematik hataları önlemekte büyük önemi vardır. Ayrıca planlama içi hataları, görüntülerin ve anatominin yanlış kullanılması ve yorumlanmasını, tutarsızlıkları ve yanlış planlama kararlarını engeller.

AAPM TG-53 tarafından 1998' de hazırlanmış olan ve amacı radyoterapi tedavi planlaması için kapsamlı aynı zamanda uygulanabilir bir kalite temini programının geliştirilmesinde ve uygulanmasında radyoterapi fizikçilerine rehberlik etmek ve yardımcı olmak olan rapor temel alınarak yapılan bu çalışmada planlama sistemleri için dozimetrik olmayan kabul testleri ve kalite kontrolü gerçekleştirilmiştir. Bu rapora dayanarak anatomik tanım için uygulanan testlerde; temel hasta girişi için, görüntü girişi ve kullanımı için, anatomik yapılar için testler yapılmıştır. TPS' lerin doğrulukla çalışmakta oldukları belirlenmiştir.

Temel hasta girişinde uygulanmış olan testlerde; soyadları aynı ama ID numaraları farklı olan iki hasta için GATA’ da yapılan değerlendirmede; PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminin aynı isimdeki hastayı iki kere kayıt etmediği görüldü. Sistem isim tabanlı çalışmaktadır. Sistem uyarısı “var olanın üzerine yazılsın mı?” şeklinde olmaktadır (Şekil 4. 1). Prowess Panther planlama sisteminde ise herhangi bir uyarı verilmediği görülmüştür. Kayıtlar farklı klasörlere yapılmaktadır. Çünkü bu sistem ID numaraları üzerinden çalışmaktadır. Aynı ID numaralı fakat farklı soyadları olan iki hasta için PrecisePlan tedavi planlama sisteminde yapılan değerlendirmede sistemin uyarı vermeden hastayı kaydettiği görülmüştür. PrecisePlan bu şekilde hasta kaydına olanak vermektedir. Prowess Panther sistemi ID numaraları üzerinden çalışmakta olduğundan buna izin vermez, uyarı yoktur. BT ünitesinden TPS ye gönderilebilir fakat port çekimi veya XVI yapılamaz. Veri TPS ye gelmekte, planlama yapılmakta ancak tedaviye gönderilememektedir. PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminin aynı dizininde, aynı hastanın iki kere tanıtılması durumunda sistem yanıtı “var olanın üzerine yazılsın mı? “sorusu olarak görülmüştür (Şekil 4. 2). Prowess Panther planlama sistemi ise ID numaraları üzerinden çalışmakta olduğundan aynı dizinde, aynı hasta iki kere tanıtılamaz, sistemin buna izin vermediği ve uyarının olmadığı görülmüştür. Mevcut bir hasta için, hacim tanımını isme ekleyerek yapılması ile ikinci bir anatomik açıklama girilerek TPS e tanıtıldığında; yeni bir tanımın mevcut durumun üzerine yazılması ve/veya birleşmesi için PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminin uyarı vermediği, doğrudan hastayı kaydettiği görülmüştür. “ Xxxxxx Yyyyyy: 20021972 Göğüs” gibi hacim tanımı ID ye eklenerek yapıldığında, hasta ismi aynı olduğundan PrecisePlan tedavi planlama sistemi üzerine yazılması için verdiği uyarı Şekil 4. 3’te gösterilmiştir. Benzer şekilde, aynı dosya adı kullanılması durumunda hasta ismi ve ID farklı olsa da üzerine yazılması için sistemin sorduğu gözlemlenmiştir. Prowess Panther planlama sisteminde bu işleme izin verildiği uyarı verilmediği gözlemlenmiştir. TPS’ de bir hasta silmenin adım sayısı, sorular, TPS’ den uyarılar incelendiğinde PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminin verdiği uyarı Şekil 4. 5’ te gösterilmiştir. Prowess Panther planlama sisteminde beş adımda dosya silinebilmektedir. Prowess Panther planlama sisteminin dosya silinirken verdiği uyarı Şekil 4. 6’ da gösterilmiştir. Bir dizinden diğerine kopyalama hastalara ya da planlara ait TPS’ nin sınırlamaları kontrol edildiğinde PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde ve Prowess Panther planlama

sisteminde sistemlerin uyarı vermeden buna izin verdiği görüldü. Fakat bu durumda hasta dosyası kaybolmaktadır veya silinmektedir.

Görüntü girişi testi için yapılan çalışmalarda GATA' da alınan Catphan fantom görüntüleri kullanılmıştır. Görüntü girişi testinde geçen taramaların kimlik tutarlılığı için yapılan testlerde BT FOV' unun değiştirildiği bir veri seti tedavi planlama sistemi içinde tanıtıldığında PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminin gerekli fantom boyutlarını doğru bir şekilde algıladığı doğrulanmıştır. Görüntü girişi testi için aynı isim ve hasta ID' siyle BT taramaları PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde tanıtıldığında verilen uyarılar kontrol edildiğinde gerekli uyarıları verdiği görülmüştür. Aynı isimle girilen hastalar için mevcut durumun üzerine yazılmasını önerdiği gözlemlenmiştir. Görüntü girişi testi için değişen kesit kalınlığı - tarama parametreleri incelendiğinde kesit kalınlığı 3,75 mm ve 10 mm ile 2,25 mm ve 5 mm olarak değişen BT tarama setleri PrecisePlan Release 2.16 planlama sistemine transfer edildiğinde sistemin herhangi bir uyarı veya değerlendirme vermediği ve hacim yapılandırmasının doğru bir şekilde yapıldığı görülmüştür (Şekil 4. 7, Şekil 4. 8). 2,25 mm ve 5 mm olarak değişen kesit kalınlığı ile taranarak oluşturulan yapının hacmi $6421,7 \text{ cm}^3$, 3, 5 mm ve 10mm olarak değişen kesit kalınlığı ile taranarak oluşturulan yapının hacmi $6762,1 \text{ cm}^3$ olarak görülmüştür. Aralarında oluşan bu fark beklenen bir durumdur. Sistemin otomatik olarak yaptığı interpolasyondan kaynaklanmaktadır. PrecisePlan tedavi planlama sistemi hacimleri otomatik interpolasyon ile hesaplama yeteneğine sahiptir. Görüntü girişi testi için hasta yönelimi incelendiğinde farklı yönelimlerde (klinik için kullanılan kafadan başlayarak, ayaktan başlayarak, yüz üstü, sırt üstü gibi) küp fantomun BT taraması yapılmasıyla PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde hasta yöneliminin gösteriminin doğru olduğu görülmüştür. Aynı şekilde Prowess Panther planlama sisteminde hasta planları üzerinde görülen hasta yönelimi gösteriminin doğruluğu görülmüştür (Şekil 4. 9). Eşzamanlı girişin bütünlüğü incelendiğinde; her iki TPS' nin de farklı cihazdan aynı hasta için farklı kullanıcılar tarafından eşzamanlı çalışma yapılmasına olanak tanıdığı ve hasta verilerinin TPS' de çakışmadığı görülmüştür. Aynı veya farklı kullanıcıların açmış oldukları hasta dosyası üzerinde çalışabilme durumu kontrol edildiğinde, her iki sistemde de çalışmadığı görülmüştür. Aynı hasta üzerinde bir sunucu çalışmaktayken diğer sunucunun aktif

olmadığı doğrulanmıştır. Kesitlerin geometrik bütünlüğü incelendiğinde, boyutları iyi tanımlanmış Catphan fantom taramasıyla elde edilen kesit görüntülerindeki hacmin PrecisePlan Release 2.16 planlama sistemindeki boyutları (Şekil 4. 10) ile gerçek boyutlarının çok yakın çıktığı belirlendi. Tablo 4. 1' de gösterildiği gibi boyutların uyumlu olduğu görüldü. Prowess Panther planlama sisteminde bu test sistem içinde oluşturulan dikdörtgen fantom üzerinden gerçekleştirilmiştir. Fantom boyutlarının, girilen değerlerde oluşturulduğu TPS cetveli ile ölçülerek doğrulanmıştır. Şekil 4. 11' de de görüldüğü gibi fantom boyutlarının girilen değerlerde oluşturulduğu Prowess Panther planlama sisteminde, kesitlerin geometrik bütünlüğünün sağlanmakta olduğu doğrulanmıştır. BT sayısı gösterimi incelendiğinde; Catphan fantomun taramasıyla alınan görüntü üzerinden PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde yapılan çalışmada, bir ilgi alanındaki (ROI) maksimum, minimum ve ortalama BT sayıları ile bunların karşılık geldiği yoğunluklar incelenmiştir. Şekil 4. 12' de gösterilen örnekte iyi bir uyum gözlenmiştir. Tablo 4. 2' de TPS' de belirlenen HU ve yoğunluk değerleri verilmiştir. Bu değerlerin birbirleriyle son derece uyum içersinde oldukları gözlemlenmiştir. Prowess Panther planlama sisteminde bu test hasta planı üzerinden gerçekleştirilmiştir. Şekil 4. 13' te de gösterildiği gibi bu sistemde farklı kesitlerdeki farklı yapılara ait BT sayıları ekranın alt kısmında dokuların yoğunluk değerlerine uygun olarak gösterildiği görülmüştür. Görüntü girişi testi için metin bilgileri incelendiğinde; PrecisePlan Release 2.16 versiyon numarası tüm pencerelerde görünür halde olduğu belirlenmiştir. Hastanın adı ve soyadı için toplam 31 karakter kullanılabilir, kaydedilince yazılan tüm karakterler görülebilmektedir ve büyük/küçük harfe duyarlıdır (Şekil 4. 14). Ayrıca hasta adı soyadı planlama penceresinde ve grafiklerin tümünde görülmektedir. Şekil 4. 15' te gösterildiği gibi Hastanın ID numarası sadece planlama penceresine girmeden önce hastanın görüntü bilgilerinin olduğu pencerede ve çıktı grafiklerinde görülmektedir. Prowess Panther planlama sisteminde TPS' nin versiyon numarası olan 5.01, hasta adı ve soyadı, görüntü serisi, modeli, plan ismi, deneme sayısı planlama pencerelerinin tümünde görülmektedir. ID ise sadece kayıta görülmektedir, planlama pencerelerinde görülmemektedir. Kullanılan karakter sayısında herhangi bir kısıtlama bulunmamaktadır. Hastanın ID numarası sadece planlama penceresine girmeden önce hastanın görüntü bilgilerinin olduğu pencerede ve çıktı grafiklerinde görülmektedir.

Görüntü kullanımı testi için, PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde yeniden yapılandırılan görüntülerin geometrisi incelendiğinde; Catphan fantomda ekler arasındaki mesafe yeniden yapılandırılmış enine, sagittal ve koronal planda ölçülmüştür (Şekil 4. 16). Değerleri Tablo 4. 3' te verilmiş olan yeniden yapılandırılan görüntülerdeki ilavelerin arasındaki mesafenin korunduğu belirlenmiştir. Gerçek değer ile uyuştukları belirlenmiştir. Ayrıca buna ilave olarak, küp fantom üzerine yerleştirilmiş işaretleyicilerin, küp fantomun taranmasıyla oluşturulan yeniden yapılandırılmış görüntülerindeki yerleri ile referans bir nokta arasındaki mesafeleri TPS cetveli kullanılarak transvers, sagittal ve koronal düzlemlerde ölçüldüğünde Şekil 4. 17' de de gösterildiği gibi (X, Y, Z de ölçülen) gerçek ölçümleriyle uyum içinde olduğu görülmüştür. Sistemin yeniden yapılandırılmış görüntülerde geometriyi hassasiyetle koruduğu görülmektedir. İşaretleyicilerin belli noktalar ile arasındaki mesafe yeniden yapılandırılmış görüntü üzerinde de bire bir aynı çıkmaktadır. Bazı işaretleyicilerin sadece iki düzlemde görünüyor olmasından dolayı, bu iki düzlem üzerinden yapılan ölçümleri değerlendirmeye alınmıştır. Prowess Panther planlama sisteminde, sistem içinde tanımlı bir fantom üzerinden gerçekleştirilen bu testte farklı düzlemlerde incelenen geometrilerin birbirine göre doğru olduğu görülmüştür (Şekil 4. 18). Görüntü kullanımı testi için, yeniden yapılandırılmış görüntülerin yönelimi incelendiğinde; yeniden yapılandırılmış düzlemlerin doğru yönelimlere sahip olup olmadığını test ederken gantri ve masa açısı 0^0 seçilerek bir demet projeksiyonu oluşturulmuştur. PrecisePlan Release 2.16' da bu düzlemlerin doğru yönelimlere sahip olduğu görülmüştür. Şekil 4. 19' da yönelimlerin doğruluğu gösterilmektedir. Prowess Panther planlama sisteminde, sistem içinde tanımlı bir fantom üzerinden gerçekleştirilen bu testte farklı düzlemlerde incelenen yönelimlerin birbirine göre doğru olduğu görülmüştür (Şekil 4. 20). Görüntülerin pencereleme ve büyütme fonksiyonlarının birlikte çalışıp çalışmadığı incelenirken PrecisePlan Release 2.16' da büyütme ve pencereleme fonksiyonlarının ayrı fonksiyonlar olarak çalışmakta olduğu ve çoklu pencere seçeneklerinde büyütmenin yapılamadığı gözlemlenmiştir. Prowess Panther planlama sisteminde pencereleme ve büyütme fonksiyonları birlikte kullanılabilen şekilde olduğu görülmüştür. Planlama penceresinde ve transvers kesitlerde büyütme fonksiyonu bulunduğu belirlenmiştir.

Görüntülerin koordinat sistemi testinde işaretleyicilerin BT' de alınan görüntülerindeki konumu ve stereotaktik koordinat belirlemesi tarafından elde edilen buna uygun konumu ile bu işaretleyici noktaların bilinen konumu arasındaki vektörel farkı hesaplarken değerin 2 mm' yi aşmaması gerekir. PrecisePlanlama sistemi için Tablo 4. 5' deki sonuçlar gözlemlenmiştir. Vektörel mesafe Δr , her tablonun son kolonunda gösterilmiştir. Δr , ortalama 0,7 mm' dir ve herhangi bir BT yöntemi için genelde 2 mm tolerans değeri içindedir.

Anatomik yapıların tanımı testi için, benzeri olmayan kimlik incelendiğinde; PrecisePlan Release 2.16' da aynı plan içinde farklı yapıların aynı adla oluşturulması halinde veya farklı veri setinde iki yapı için aynı isimlendirme yapılması durumunda sistemin "benzeri olmayan bir isim verilmeli" uyarısı verdiği gözlemlenmiştir (Şekil 4. 21). Prowess Panther planlama sisteminde başka bir yapı için var olan isim ile yeni bir yapı tanımlanabilmektedir. Aynı şekilde farklı veri setinde iki yapı için aynı isimler kullanılabilir (Şekil 4. 22). Benzeri olmayan özellikler incelendiğinde ise, Catphan fantom kullanılarak yapılan bu incelemede PrecisePlan Release 2.16 planlama sistemi aynı hacmin farklı isimlerle tanımlanmasına uyarı vermeyerek buna olanak tanıdığı görülmüştür (Şekil 4. 23). Prowess Panther planlama sistemi de aynı hacmin farklı isimlerle tanımlanması durumunda uyarı vermemektedir.

Otomatik konturlama testleri için, otomatik konturlarda düzgün geometri incelendiğinde; PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde (Şekil 4. 24) ve Prowess Panther planlama sisteminde (Şekil 4. 25) yapılan otomatik konturlama ile yapıların konturlarının düzgün bir geometriyle oluşturulduğu belirlenmiştir. PrecisePlan tedavi planlama sisteminde aynı çap üzerinde üst ve alt ayrı ayrı ölçüldüğünde, ölçümler 10 cm olarak bulunmuşlardır. Herhangi bir kayma olmamaktadır ve sistemlerin düzgün çalıştığı onaylanmıştır. Sistemlerde eşik değişimi incelendiğinde; PrecisePlan tedavi planlama sistemi eşik değiştirme imkanı sağlamamaktadır ama Prowess Panther buna imkan tanımaktadır. Yapılan testlerde yapı konturlanırken eşik değeriyle oynayarak görülmek istenen yapılar belirginleştirilebilmektedir. Konturlamanın devamı belirginleştirilen yapılar üzerinden yapılabilmektedir (Şekil 4. 26). Eşik değiştirilerek otomatik konturlama ve sistem çalışması kontrol edildiğinde, sistemin doğrulukla çalıştığı sonucuna varılmıştır.

Manüel olarak konturlama testleri için, sistemlerin konturlama yönü incelendiğinde; PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde konturlamanın saat yönünde ve saat yönünün tersine yapılabilmekte olduğu belirlenmiştir. Yalnız aynı hacim için hem saat yönüne hem tersine konturlama yapmaya bu sistem izin vermemektedir. Sistemin sadece tek bir yön kullanılması gerektiğini bildiren bir uyarı verdiği görülmüştür. Prowess Panther planlama sisteminde manüel konturlama her yönde geçerlidir ve aynı hacim için hem saat yönüne hem tersine konturlama yapmaya izin vermektedir.

Konturların manipülasyonu testleri için, sistemlerde kontura pay eklenmesi incelendiğinde; PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde kontur genişlemesinin 2D seçeneği doğrulandığı bu bölümde silindirik Catphan fantom kullanılarak çizilen konturlar 5 mm ve 10 mm kadar genişletilmiştir. Orijinal ve genişletilmiş konturlar arasındaki mesafe ölçüldüğünde ise son derece iyi örtüşmüş oldukları görülmüştür. Ayrıca genişletilen 2D konturların, orijinal bölgenin her yerinden eşit mesafede genişletilmiş olduğu görülmüştür (Şekil 4. 27). Prowess Panther planlama sisteminde oluşturulan hacme 5 mm-10 mm kadar genişleme payı verildiğinde sistemin payları bölgenin her yerinden eşit mesafede genişletmiş olduğu bu sistem için de doğrulanmıştır (Şekil 4. 28).

Konturların manipülasyonu testleri için, sistemlerde 3D yapı daralması/genişlemesi incelendiğinde; Precise ve Prowess Panther planlama sistemlerinde daraltma ve genişletme seçenekleri mevcut olduğu ve düzgün olarak çalıştığı belirlenmiştir. Hacimler doğru bir şekilde genişletilip daraltılmaktadır. Yapının yüzeyine dik doğrultuda 5 mm ya da 10 mm pay kullanarak, önceden tanımlanan kontur daraltılmıştır. Çeşitli düzlemlerde daraltılan/genişletilen konturlarla orijinal olanları arasındaki mesafe ölçüldüğünde daraltılan/genişletilen 3D konturların orijinal bölgenin her yerinden eşit mesafede daraltılmış/genişletilmiş olduğu görülmüştür (Şekil 4. 29). PrecisePlan Release 2.16 ve Prowess Panther planlama sisteminin kontur düzeltmeleri, silmeleri, eklemeleri, kopyalamaları kontrol edildiğinde herhangi bir sorunla karşılaşmamıştır. Sistem konturlarla ilgili işlemleri doğru bir şekilde gerçekleştirmekte olduğu belirlenmiştir.

Konturların manipülasyonu testleri için onaylama işlemi incelendiğinde, yapıların konturlarında yapılan herhangi bir değişikliğin PrecisePlan tarafından tespit edilmekte

olduğu belirlenmiştir. Catphan fantomun 3D yüzeyinin otomatik olarak tekrar hesaplandığı gözlemlenmiştir. Şekil 4. 30' da da görüldüğü gibi 3D yapının düzgün şekilde yeniden yapılandırıldığı, 3D görünümde gözlemlenmiştir. Prowess Panther planlama sisteminde yapıların konturlarında yapılan herhangi bir değişiklik sistem tarafından tespit edilmektedir. Oluşturulan hacme verilen paylar ile meydana getirilen yeni hacimler sistem tarafından otomatik olarak hesaplanmaktadır. Şekil 4. 31 eklenen payların sistem tarafından otomatik olarak hesaplanıp DVH tablosunda gösterildiğini göstermektedir. Nokta azaltma seçeneği gibi özel TPS araçları kontrol edildiğinde ise, PrecisePlan tedavi planlama sisteminde noktalar teker teker azaltıldığında, son olarak silinmesi için soru ile uyarı verdiği görülmüştür. Prowess Panther planlama sisteminde bu seçenek yoktur. 2D kontur transferi incelendiğinde; PrecisePlan tedavi planlama sisteminde sadece transvers düzlemde konturlama yapılabilirken, Prowess Panther planlama sisteminde üç düzlemde de konturlamanın doğru bir şekilde yapılabilen olduğu belirlenmiştir. Şekil 4. 32' de Prowess Panther planlama sisteminde sagittal ve koronal düzlemlerde yapılan konturlama gösterilmektedir. Sistemlerin çatal yapıları konturlama yetkinliği incelendiğinde; PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminin çatal yapıları doğru bir şekilde işlediği gözlemlenmiştir. Otomatik ve manüel olarak konturlamada çatal yapıların takip edilmesinde herhangi bir problemle karşılaşmamıştır. Şekil 4. 33'te PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde çatal yapıların doğru şekilde konturlanabildiği gösterilmiştir. Yapı ayrımlara geldiğinde sistem otomatik olarak takip edebilme özelliğine sahiptir. Şekil 4. 34'te Prowess Panther planlama sisteminde otomatik konturlama yapılırken çatal yapıların doğrulukla takip edildiği gösterilmiştir. İnterpole edilmiş yapılar incelenirken PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde interpolasyon yeteneği kullanılarak yapı oluşturulmuştur ve konturların boyutları kontrol edildiğinde sistemin hacmi düzgün olarak oluşturabildiği belirlenmiştir. Ayrıca bir interpolasyon seçeneği olmamakla beraber, sistem otomatik olarak interpolasyon yapmaktadır. Prowess Panther planlama sisteminde ise ayrıca bir interpolasyon seçeneği bulunmaktadır. Bu sistemde de oluşturulan hacmin doğru bir şekilde oluşturulduğu görülmüştür. Plan içersinde farklı kesitlerde konturlama yapılarak interpolasyon seçeneği kullanıldığında, meydana gelen hacmin beklendiği gibi olduğu görülmüştür. Şekil 4. 35' te Prowess Panther planlama sisteminde interpolasyon seçeneği ile oluşturulan hacim gösterilmektedir.

Hacimlerin oluşturulması testleri için hacim hesaplaması incelendiğinde, Catphan fantomda 0 mm, 5 mm, 7 mm, 10 mm, 15 mm gibi çeşitli paylarla 3D hacimler oluşturularak payların TPS cetveliyle ölçülmesiyle her yerde eşit verildikleri doğrulanmıştır. Tablo 4. 6' da görüldüğü gibi, ayrıca oluşturulan paylı hacimler, gerçek hacimler ile uyum içindedir. PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde; 7 mm, 12 mm ile 15 mm için yapı genişletme ve daraltma fonksiyonu test edildiğinde Şekil 4. 36' da görüldüğü gibi yapıların düzgün bir şekilde daraltılıp genişletilebilmekte olduğu belirlenmiştir. Prowess Panther planlama sisteminde uygulanan farklı genişletme/daraltma payları ile elde edilen hacimlerin doğruluğu bu test ile doğrulanmıştır (Şekil 4. 37).

Hacimlerin oluşturulması testleri için düzenli olmayan boşlukları olan BT kesitlerinden bir hacim oluşturulması incelendiğinde, düzenli olmayan kesit boşlukları ile obje yüzeyi oluşturulup sonuçtaki hacim hesaplanmıştır. Burada yapılan testte Catphan fantom ile alınan görüntülerde 0,75:1 mm ve 1,5:1 mm düzenli kesit boşlukları için hacimler hesaplanmıştır. Sonuçlar, her iki durum için hacimlerin doğru olarak hesaplandığını göstermiştir. Düzensiz kesit boşlukları (0,75:1 mm/1,50:1 mm) incelendiğinde ise aynı görüntü iki ayrı kesit boşluğu ile değerlendirilmiştir. Tablo 4. 7' de düzensiz aralıklarla taranan fantomun, oluşturulan hacmi ve bu hacimdeki kontur sayısı gösterilmektedir. Düzensiz kesit boşluklarıyla (0,75:1 mm/1,50:1 mm) alınan Catphan fantom görüntülerinin BT ünitesinden TPS' ye gönderilmesinde bir sorunla karşılaşılmaştır. Fakat PrecisePlan tedavi planlama sistemi bu kesitlerin planlanmasına izin vermemiştir.

Hacimlerin oluşturulması testleri için konturlama süresince ardışık olmayan bir dizi BT kesitlerinden bir hacim oluşturma incelendiğinde; PrecisePlan tedavi planlama sisteminde her bir ikinci kesit üzerine çizilmiş konturlardan silindirik bir yapı tanımlanıp, diğer kesitlerdeki yapıları tanımlamak için geri dönüldüğünde hesaplanan hacmin düzgün bir şekilde yapılanmış olduğu gözlenmiştir. Tablo 4. 8' de PrecisePlan tedavi planlama sisteminde, Catphan fantomda tüm hacimlerin konturlanıp oluşturulmasıyla silindirik hacim elde edilmesi, hacim hesaplarının doğruluğunun onaylanması gösterilmiştir. Bunun için farklı kesitlerde konturlama yapılmış, bunlardan silindir yapı oluşturulmuş, sonra kalan yapıları oluşturmak için kesitlere geri

dönülmüştür ve sonuçta hacmin tamamlanmış olduğu görülmüştür. Şekil 4. 38' de görüldüğü gibi PrecisePlan TPS ile bu mümkündür çünkü silindirik fantomun ilk ve son kesitleri konturlandığında sistem otomatik olarak interpolasyon ile hacmi oluşturabilmekte daha sonra da Catphan fantomdaki içyapılar konturlanarak hacimler doğru şekilde oluşturulabilmektedir. Aynı şekilde Prowess Panther planlama sisteminde hasta planı üzerinden yapılan çalışmada farklı kesitlerde konturlama yapılarak oluşturulan hacimlerin otomatik olarak sistem tarafından hesaplandığı görülmüştür. Ayrıca diğer kesitlerdeki yapıları tanımlamak için geri dönüldüğünde hesaplanan hacmin düzgün bir şekilde hesaplanmış olduğu gözlenmiştir (Şekil 4. 39). Aksiyal olmayan kesitlerden hacim oluşturma incelendiğinde, GATA' da bulunan PrecisePlan tedavi planlama sisteminde buna izin verilmezken, Prowess Panther tedavi planlama sisteminde bunu yapmanın mümkün olduğu görülmüştür. Bu çalışmada yapı pay verilerek genişletildi ve daraltıldı. Sonuçların DVH tablosuna yansıdığı görüldü. Böylece Prowess Panther planlama sisteminin aksiyal olmayan düzlemlerde hacim oluşturabilme yeteneği doğrulandı. Sagittal düzlemde yapılan konturlama ile elde edilen hacim incelendiğinde sistemin hacimleri düzgün şekilde oluşturduğu görülmüştür (Şekil 4. 40). Kapama seçeneği incelendiğinde kesitler arasındaki mesafenin değiştirilmesi durumunda hesaplanan hacimle, beklenen hacmin uyuşup uyuşmadığı (Şekil 4. 41) Prowess Panther ve PrecisePlan Release 2.16 (Şekil 4. 42) planlama sistemlerinde kontrol edildiğinde hacimlerin birbiriyle net bir şekilde uyduğu gözlenmiştir. Bunun için iki farklı silindirik hacim oluşturulmuş ve böylece el hesabıyla bulunan değer ile sistemin interpolasyon yaparak oluşturduğu hacimlerin uyduğu görülmüştür. Tablo 4. 9' da PrecisePlan Release 2.16 ve Prowess Panther planlama sistemlerinde kesitler arasındaki mesafenin değişmesi durumunda sık konturlanarak ve geniş aralıklarla konturlanarak oluşturulan hacimlerin birbirleriyle uyduğu gösterilmektedir. Hacimler arasındaki fark, sistemin yaptığı interpolasyondan kaynaklanmaktadır. Beklendiği gibi kontur sayısı azaldıkça gerçek hacim değerinden uzaklaşmıştır. Prowess Panther tedavi planlama sisteminde hasta planı üzerinden gerçekleştirilen bu çalışmada gerçek değerler bilinmediğinden sadece konturlanarak oluşturulan hacimler karşılaştırılabilmektedir. Bu sistemde de farklı kesit aralıklarıyla konturlama yapılarak elde edilen hacimlerin birbiri ile uyumlu olduğu görülmüştür. Her iki sistemde farklı kesit aralıklarıyla oluşturulan hacimleri doğru şekilde hesaplayabilmektedirler. Hacimlerin oluşturulması testleri için

görüntüden çıkarılan bölgenin hacmi incelendiğinde, PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde Şekil 4. 43' teki gibi iki yapı tanımlandıktan sonra hacimleri hem DVH tablosundan hem el hesabıyla bulunmuştur. Bunlar birinci durumdaki gerçek ve TPS'nin hesapladığı hacimlerdir. Birbirine gayet yakın oldukları belirlenmiştir. Sonra “view” seçeneği bu yapılardan biri için inaktif hale getirilerek kalan hacme tekrar DVH tablosundan bakılmıştır ve hacimlerin aynı çıktığı görülmüştür. Tablo 4. 10' da PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde görüntüden çıkarılmış bölgelerin hacminin DVH tablosuna yansımadağı görülmektedir. Prowess Panther planlama sisteminde de Şekil 4. 44' te görüldüğü gibi görüntüden hacim çıkarması yapıldığında çıkarılan bölge DVH tablosunda görülmemektedir. Hacimlerin oluşturulması testleri için Boolean seçeneği incelendiğinde, var olan bir hacimden bölüm çıkartma ya da hacme bölüm ekleme olanağı sadece Powess Panther planlama sisteminde gözlemlenmiştir. Boolean seçeneği çıkartma, kesişim ve birleştirme olarak üç fonksiyon sunmaktadır. Bu çalışmada üç fonksiyonun da çalışmakta olduğu belirlenmiştir. Paylar verilerek oluşturulan ikinci hacimlere Boolean seçeneği altındaki kesişim, birleştirme ya da çıkartma işlemi uygulandığında sistemin hacimlere istenilen işlemleri yapabildiği belirlenmiştir. Sonuçlar DVH tablosuna yansımaktadır. Şekil 4. 45'te sarı hacme (174,8 cm³) 5 mm daraltma payı verilerek yeni mavi hacim (113,3 cm³) oluşturulmuştur. Mavi hacim çıkartıldığında sarı hacimden geriye kalan 61,1 cm³ olarak DVH tablosunda görülmektedir. Prowess Panther planlama sisteminin Boolean seçeneğinin yetkinlikle çalıştığı doğrulanmıştır.

TG-53 raporuna dayanarak demet açıklaması için uygulanan testlerde; demet tanımı için, demet görüntüsü için, demet geometrisi için testler yapılmıştır. TPS' lerin doğrulukla çalışmakta oldukları belirlenmiştir.

Demet tanımında geçen SAD, SSD ve alan boyutu testi için alan boyutu incelendiğinde; Precise (Şekil 4. 46) ve Prowess (Şekil 4. 47) planlama sistemlerinin cetvel aracı kullanılarak eşmerkez seviyesinde enine ve sagittal düzlemlerde çeşitli alanlar ölçülmesiyle beraber planlama sistemlerindeki demet koordinatlarıyla kıyaslanmıştır. Tablo 4. 11' deki sonuçlar ölçümlerin belirtilen alan boyutlarıyla iyi bir uyum içinde olduğunu göstermektedir. Prowess Panther' de yapılan çalışmada eşmerkezde ölçülen alan boyutlarının belirtilen boyutlarla aynı olduğu görülmüştür.

(Şekil 4. 47) Belirtilen alan boyutuyla Prowess Panther planlama sisteminde enine ve sagittal düzlemlerde ölçülen alan uzunluklarının karşılaştırılması Tablo 4.12’ de gösterilmiştir. Tablodan da anlaşılacağı gibi sonuçlar birbiri ile son derece uyumludur. SAD, SSD ve alan boyutu testi için genişleme (diverjans) incelendiğinde, yüzeydeki alan boyutu (SSD= 90 cm) ölçülerek diverjansın doğruluğu Prowess Panther ve PrecisePlan Release 2.16 planlama sistemleri için onaylanmıştır. Bu test çeşitli alan boyutları için uygulanmıştır. Sonuç olarak her iki sistemin de diverjansının uygun miktarda olduğu görülmüştür. PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde Tablo 4. 13’ te ve Şekil 4. 48’ de görüldüğü gibi diverjans verileri uygun değerlerde bulunmuştur. Şekil 4. 49’ da gösterilen Prowess Panther planlama sisteminde yapılan diverjans testi çalışmasında elde edilen bulgular Tablo 4. 14’ te verilmiştir. Tablo 4. 14’ te de görüldüğü gibi değerler son derece uyumludur.

Demet tanımında geçen testlerden sistemlerin SSD veya derinlik doğrulaması incelendiğinde; PrecisePlanlama sisteminin seçilen eşmerkeze göre otomatik olarak SSD veya SAD değerini doğru bir şekilde belirleyip vermekte olduğu doğrulanmıştır. PrecisePlan Release 2.16 planlamada el ile SSD girme seçeneği de bulunmaktadır. Şekil 4. 50’ de ve Tablo 4. 15’ te de görüldüğü gibi derinlikler belirtilen değerlerde çıkmaktadır. Farklı SSD’ lerde derinlik ölçümü bulguları Tablo 4. 15’ te belirtilmiştir. Hesaplama noktası 5 cm olarak belirlendiğinde farklı SSD veya SAD değerleri için derinlikler yine 5 cm bulunmuştur. Tablo 4. 15’ te hesaplama noktası 5 cm seçildiğinde çeşitli SSD’ lerde PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde elde edilen derinlik ölçüm sonuçları belirtilmiştir. Hesaplama noktası eşmerkez pozisyonu seçildiğinde PrecisePlan Release 2.16 planlama sistemi için fantomda SSD 85 cm, 89 cm,90 cm ve 100 cm de sırasıyla 15 cm, 11 cm, 10 cm ve 0 cm derinlikler elde edilmiştir. Prowess Panther planlama sisteminde de SSD manüel olarak girilebilmektedir. Şekil 4. 52’ de görüldüğü gibi 5 cm hesaplama noktası için 85cm, 90 cm, 100 cm olarak girilen farklı SSD’ lerde derinlikler sabittir ve izodoz eğrileri aynı kalmaktadır. Tablo 4. 16’ da çeşitli SSD’ lerde Prowess Panther planlama sistemindeki derinlik ölçümünün sabit kaldığı gösterilmiştir. SAD, SSD ve alan boyutu testi ve diverjans testi SSD= 130 cm için PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde ve Prowess Panther planlama sisteminde tekrar edildiğinde, PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde (Şekil 4. 53) SSD=130 cm de yapılan alan boyutu testinde elde edilen bulgular Tablo 4. 17’ de belirtilmiştir ve

sonuçların birbiriyle uyumlu olduğu gösterilmiştir. Girilen alan boyutları ile TPS cetveliyle ölçülen alan boyutlarının birbirine ciddi ölçüde yakın oldukları belirlenmiştir. Yine Tablo 4. 17' de gösterilmiş olan SSD=130 cm deki diverjans testi bulguları değerlendirildiğinde sonuçların birebir örtüştüğü belirlenmiştir. Prowess Panther planlama sisteminde en fazla 104 cm SSD kullanılabilir. Bu değerden büyük değerlerde sistem otomatik olarak 104 cm ye atamaktadır. Bu çalışmada alan boyutu ve diverjans testleri için 103 cm SSD kullanılmıştır. Kullanılan çeşitli SSD' ler için referans derinlik değişmemiştir ve alan boyutları Tablo 4. 18' deki gibi bulunmuştur. Şekil 4. 54' te Prowess Panther planlama sistemindeki 7,5 cm x10 cm ve 15 cm x30 cm alanlarının diverjans doğrulaması (SSD=103 cm) gösterilmiştir. Tablo 4. 18' deki sonuçlarda kabul sınırları içerisinde bir fark söz konusudur.

Demet tanımında geçen Gantri rotasyonu incelendiğinde, PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde gantriye 30⁰,60⁰, 135⁰ve 240⁰lik açılar verilerek demet fantom üzerinde pozisyonlandıktan sonra yapılan bu testte, PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde rotasyonun yönünün saat yönünde olduğu görülmüştür (Şekil 4. 55). Prowess Panther planlama sisteminde gantri rotasyon testi ile rotasyonun doğruluğu incelenmiştir ve bulgular rotasyonun saat yönünde gerçekleştiğini göstermektedir (Şekil 4. 56 ve Şekil 4. 57). Kolimatör rotasyonu incelendiğinde, PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde 5 cm x10 cm alanda kolimatörün dönme yönünün saat yönünün tersine olduğu belirlenmiştir (Şekil 4. 58). Prowess Panther planlama sisteminde 5 cmx20 cm alanda kolimatörün dönme yönünün saat yönünün tersine olduğu belirlenmiştir (Şekil 4. 59).Masa hareketi incelendiğinde Precise (Şekil 4. 61) ve Prowess Panther planlama sistemlerinde (Şekil 4. 62 ve Şekil 4. 63) masa rotasyon yönü doğrulanmıştır. Saat yönünün tersine döndükleri gözlenmiştir. PrecisePlanda masa açısı 0⁰ 30⁰ ve 60⁰ açılara değiştirildiğinde izodoz derinliklerinin değişmemekle birlikte, açı arttıkça eğri genişliğinin de arttığı gözlemlenmiştir. Bu beklenen bir durumdur. Çünkü fantom üzerine düşen alan Şekil 4. 61' de de görüldüğü gibi saat yönünde dönerek değişmektedir. Aynı şekilde Prowess Panther planlama sisteminde izodozların giricilikleri değişmemekte, fakat masa rotasyonundan dolayı şekilleri değişmektedir (Şekil 4. 63). Çene tanımı demet koordinatları incelendiğinde, PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde ayrı çenelerin demet koordinatlarının (X1, X2, Y1, Y2) tutarlılığı

kontrolünde eşmerkez seviyesinde 10 cmx10 cm' lik ve 15 cmx30 cm 'lik alanlarda BEV görüntüde ve aksiyal ve sagittal bir düzlemde demet görüntüsü kullanılarak açık alan için koordinat ayarları incelenmiştir (Şekil 4. 64). Çenelerin istenilen alan boyutlarını verecek şekilde açıldığı belirlenmiştir. Bu çalışmada SSD= 90 cm' dir. Tablo 4. 19' da da görüldüğü gibi çenelerin pozisyonları alan boyutlarını oluşturacak şekilde ayarlanmaktadır. Prowess Panther planlama sisteminde 5 cmx20 cm ve 7.5 cmx10 cm alan boyutları için çene pozisyonları ayarlanmıştır (Şekil 4. 65) ve sonuçlar çenelerin istenilen alan boyutlarını verecek şekilde açıldığı yönündedir. Tablo 4. 20' de Prowess Panther planlama sisteminde çene pozisyonları ve alan boyutu uyumlu olduğu görülmektedir. Kama ve blok eklemesi incelendiğinde, PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde ekleme yönüyle kama görüntüsünün uyumu ve kama eklemesinin olası yönleri kontrol edildiğinde tek yönelim olduğu görülmüş ve ekleme yönüyle uyum içersinde olduğu belirlenmiştir. PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminin verilen kama açılarını doğru şekilde değiştirdiği belirlenmiştir (Şekil 4. 66). Kolimatör açısının değişimi ile izodozlardaki değişiklikler incelendiğinde Şekil 4. 67' deki gibi izodozların beklenen şekilde dağıldığı görülmüştür. 10 cm x 10 cm alanda izodoz derinlikleri değişmemekte, fakat kolimatör rotasyonuna bağlı olarak şekilleri değişmekte olduğu görülmüştür. Kolimatör rotasyonu değiştikten sonra kama yönünün değiştiği gözlemlenmiştir. İzodoz eğrisinin görüntüsü ile tutarlık göstermektedirler. PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde blok otomatik ya da manüel olarak çizilebilmektedir. Şekil 4. 68' de de gösterildiği gibi bloğun demet önündeki yerleşiminin ve DRR ile BEV görüntülerdeki pozisyonunun doğru olduğu belirlenmiştir. Prowess Panther planlama sisteminde 6MV hızlı fotonlarla yapılan bu çalışmada dört çeşit kama yönelimi (X1, X2, Y1, Y2) kullanılarak doğrulukları incelenmiştir. (Birinci yönelim Y2, ikinci yönelim Y1, üçüncü yönelim X2, dördüncü yönelim için X1 olarak). Her bir yönelim için 15⁰, 30⁰, 45⁰,60⁰ kama açılarında kama işlevi incelenmiştir. Şekil 4. 69' da kolimatör, masa ve gantri açıları 0⁰ ve kama açısı 30⁰ iken X1, X2, Y1, Y2 yönelimlerinden herhangi biri seçilmemiştir.Y2 yönelimi kamanın kalın kenarı aşağıya (ayağa) doğru gelecek şekilde konumlanmış, Y1 yöneliminde kamanın kalın kenarı yukarı (kafaya) doğru konumlanmış, X2 yöneliminde kamanın kalın kenarı sırt üstü yatan hastanın sağına ve X1 yöneliminde sırt üstü yatan hastanın soluna gelecek şekilde konumlanmış olduğu gözlemlenmiştir. Kama açısı arttıkça demet giriciliği azalmıştır.

Şekil 4. 70' de Prowess Panther planlama sisteminde farklı kama açıları ile çeşitli kama yönelimleri gösterilmiştir. Prowess Panther planlama sisteminin verilen kama açılarını doğru şekilde değiştirdiği belirlenmiştir. Kolimatör açısının değişimi ile izodozlardaki değişiklikler incelendiğinde izodozların beklenen şekilde dağıldığı görülmüştür. Kolimatör rotasyonu değiştikten sonra kama yönünün değişmediği ve yerleştirme yönünün aynı kaldığı gözlemlenmiştir. Prowess Panther planlama sisteminde blok düzenlemesinin kontrolü yapıldığında manüel olarak engellenmek istenen hacmin olduğu bölgeye blok çizilerek yerleştirilebilmektedir. Otomatik bloklama seçeneği yoktur (Şekil 4. 71). Uyarılar ve hata mesajları İncelenirken gantri, kolimatör ve masa açısı tanımlarına aykırı demet girişini takiben planlama sistemlerinin uyarı ve hata mesajlarının yeterliliğine bakılmıştır. PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde gantri, kolimatör ve masa rotasyonu 0-360° aralığının tamamında geçerlidir. Gantri açısı (- 225°) gibi negatif bir değer olarak yazıldığında, sistemin bir uyarı vermediği ve açının otomatik olarak 135° olduğu görülmüştür (Şekil 4.72). Kamalı ve kamasız alanlarda alan boyutu sınırları kontrol edildiğinde PrecisePlanlama sisteminde kamasız açık alanın 40 cmx40 cm kamalı alanın ise 30 cmx20 cm kullanılabilirdiği görülmüştür. Kamalı alan, seçilen alandan küçük olması halinde sistem uyarı vermektedir. Kamasız alanda uyarı vermeden otomatik düzeltme yapmaktadır. ÇYK' ler birbirlerine doğru 12 cm kadar ilerleyebilmektedirler. Aksi halde sistem uyarı vermektedir. Asimetrik alan açıldığında, sistemin bir alanı tamamen kapatmaya izin verdiği (yarı alan kullanımı) görülmüştür. Kama için ekleme yönü ancak kama değiştirilerek mümkündür. Çünkü sistemde sadece tek bir oryantasyon vardır. Prowess Panther planlama sistemi; gantri, kolimatör ve masa rotasyonu 0-360° aralığının tamamında geçerlidir ancak gantri açısı (- 20°) gibi negatif bir değer olarak yazıldığında, sistem uyarı verilmiştir ve 0 - 360° aralığında bir açı sormuştur. Şekil 4. 73' te girilen negatif açı için Prowess Panther planlama sistemi tarafından verilen uyarı mesajı gösterilmiştir. Kamasız alan boyutu sınırı 40 cmx40 cm, kamalı alan boyutu sınırı 30 cmx20 cm dir. Kamalı alan, seçili alandan küçükse uyarı verir, açık alan 40 cmx40 cm' den büyükse otomatik 40 cmx40 cm' e getirir. Asimetrik alan ve ÇYK kullanımında bir sınırlaması yoktur. Kamaların dört farklı ekleme yönü vardır. Belli yönelimlere ait belli kama açıları vardır. SSD için sınır 104 cm' dir. Bundan fazla bir değer girildiğinde sistem uyarı vermeden bu değere atamaktadır. Bolus tanımı incelendiğinde Şekil 4. 74' te gösterildiği gibi her iki

planlama sisteminde de üretilen bolusun, hastanın cildi üzerinde demet açıklık projeksiyonunu tamamen kaplamakta olduğu görülmüştür. Her iki planlama sisteminde de BT numarası ve mesafe ölçümlerini kullanarak tüm demet açıklığı boyunca bolus yoğunluğu ve yüksekliği kontrol edildiğinde, yoğunluğun $1g/cm^3$, BT numarasının sıfır olduğu ve bolus yüksekliğinin seçilen miktarda uygulandığı görülmüştür. Sonuçlar beklenen değerlerle tutarlıdır. Şekil 4. 75' de Prowess Panther planlama sisteminde bolus yüksekliğinin çeşitli bölgelerde ölçüldüğünde sabit olduğu gösterilmiştir. Planlama ekranının en alt kısmında seçilen bölgenin yoğunluk ve BT sayıları gösterilmektedir. Buradan elde edilen sonuç ise bolus yoğunluğu ve BT sayısının seçilen çeşitli bölgelerde sabit olduğu yönündedir. PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde bolus yoğunluğu (kullanıcı değeri değiştirmese) sistem tarafından otomatik olarak $1g/cm^3$ verilmektedir ve BT sayısı 0' dır. Her iki planlama sisteminde de bolus hastanın vücut hatlarından ayrılmamaktadır. Manüel bolus eklemesi kontrol edildiğinde PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde bolusun manüel olarak çizilmediği ancak veriler TPS' ye otomatik olarak girildiğinde çizilebildiği gözlemlenmiştir. Prowess Panther planlama sisteminde manüel bolus eklemesi mümkündür. (Şekil 4. 76)

Demet görüntüsü testlerinde geçen BEV görüntü incelendiğinde, bu test ile BEV gösteriminin doğrulanması gerçekleştirilmiştir. PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde Şekil 4. 77' de görüldüğü üzere, alan merkezi ve kemik inhomojenitesinin merkezi arasındaki mesafenin, BT kesitinde ve BEV de iyi uyduğu görülmektedir. Bu değerler Tablo 4. 21' de belirtilmiştir. Artan SSD değerlerinde BEV gösterimi değerlendirildiğinde, silindir merkezlerinin alan merkezi ile olan mesafe değerlerinin azaldığı fakat arasındaki uyumun korunduğu gözlemlenmiştir. Şekil 4. 78' de ise PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde farklı SSD' lerde BEV gösterimi doğrulaması SSD= 85 cm, SSD= 90 cm, SSD= 95 cm için yapılarak fantomun BEV ve DRR görüntüsü gösterilmiştir. PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde yapılan bu testte BEV görüntü ve DRR görüntü arasındaki demet pozisyonunun uyumu da incelendiğinde birbirleriyle uyumlu oldukları görülmüştür. Artan SSD değerlerinde BEV gösterimi değerlendirildiğinde, silindir merkezlerinin alan merkezi ile ve fantomun dış konturları ile olan mesafe değerlerinin azaldığı fakat aralarındaki uyumun korunduğu gözlemlenmiştir (Tablo 4. 22). Prowess Panther planlama sistemi için Şekil 4. 79' da olduğu gibi hasta planı üzerinde aynı test incelendiğinde elde edilen bulguların

birbiri ile uyumluluk gösterdiği görülmüştür. Şekil 4. 80' de olduğu gibi Prowess Panther planlama sisteminde farklı SSD' lerde BEV görüntüde inhomojenitelerin alan merkezine uzaklıkları test edildiğinde beklendiği üzere SSD mesafesi arttıkça BEV görüntü küçülmüş olduğu ve inhomojenitelerin alan merkezine olan uzaklıklarının artmış olduğu gözlemlenmiştir. Tablo 4. 22' de Prowess Panther planlama sisteminde inhomojenitelerin alan merkeziyle olan mesafesinin SSD' ye bağlı değişimi gösterilmiştir. Şekil 4. 81'de gösterilen Prowess Panther planlama sisteminde hasta üzerinde eksen işaretlerini referans alarak uygulanan bu testte de BEV gösteriminin doğru olarak gerçekleştiği belirlenmiştir. Demet pozisyonu ve şekli incelendiğinde; PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde demet pozisyonu ve şeklinin doğrulanması için gantri 30^0 ye ayarlanarak 15 cmx30 cm alanda 30^0 lik kama ile çalışma yapılmış demet pozisyonu ve şekli ile kama yöneliminin eşmerkez boyunca silindirlere ve dış konturlara göre uygun pozisyonda bulunduğu belirlenmiştir. Demet eksenini, diverjans çizgileri demet açıklığı yani demeti oluşturan parametrelerin bu kurulumda doğruluğu onaylanmıştır. Silindirlere ve fantomun dış konturlarına göre eşmerkez boyunca koronal ve aksiyal düzlemdeki kama yönelimi Şekil 4. 82' de görüldüğü gibi doğru çıkmıştır. Farklı SSD' lerde bakıldığında (90 cm ve 95 cm) ise diverjans çizgilerinin SSD artması halinde demetin uzaklaşmasından dolayı daraldığı ve görüntünün küçüldüğü görülmüştür. Bu çalışma, Prowess Panther planlama sisteminde hasta planı üzerinden değerlendirilmiştir. Demet pozisyonu ve şekli ile kama yöneliminin eşmerkez boyunca inhomojenitelere ve dış konturlara göre pozisyonunun değişen SSD' ler (95 cm, 90 cm) için sabit olduğu belirlenmiştir. BEV' deki demet pozisyonu incelendiğinde, Şekil 4. 83' te görüldüğü gibi PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde hasta üzerindeki kurulumda BEV görüntüsü DRR gösterimiyle uyum sağlamaktadır. Bu kurulumda hacmin dış konturları arasındaki mesafenin BEV görüntü doğrulaması testinde geçen SSD = 90 cm için olan kamasız ve 10 cmx10 cm' lik alanda belirlenen değerle kıyaslandığında azaldığı görülmüştür. Her iki sistemde de DRR ve BEV arasındaki demet pozisyonunun uyumlu olduğu gözlemlenmiştir. BEV' deki blok pozisyonu incelendiğinde; PrecisePlanlama sisteminde bir demetteki BEV alan koordinatları kullanılarak manuel şekilde bir blok tanımlanmıştır ve BEV görüntü seçeneği kullanılarak blok gösterimi doğrulanmıştır. Fantomda ve hasta planı üzerinde uygulanan bloğun istenilen bölgeyi, demeti engelleyerek koruduğu görülmüştür. Şekil

4. 84' te görüldüğü gibi BEV seçeneği tarafından eklenen blokların BT kesitleri üzerindeki projeksiyonu doğrulanmıştır. PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde otomatik blok seçeneği de bulunmaktadır. Bu şekilde istenilen hacim, kullanıcı tanımlı bir şekilde bloklanarak korumaya alınabilmektedir. Her iki durumda da çizilen bloklar ve BEV' deki blok tanımının doğru olduğu görülmüştür. Bu çalışmada BEV alan koordinatları kullanılarak oluşturulan bloğun gösterimi doğrulanmıştır. Şekil 4. 85' te hasta planı üzerinde manüel olarak blok oluşturulmuştur. Bu sistemde otomatik blok seçeneği bulunmamaktadır. Yapılan testte transvers, koronal düzlemlerde ve BEV görüntüde aynı iki nokta arası mesafelerin 12.64 cm olduğu görülmüştür. Yani çeşitli düzlemlerle BEV görüntü arasındaki uyum gözlemlenmiştir. Ayrıca blok boyutları BEV görüntüde 2,55 cm x 3,41 cm olarak ölçülmüştür. Buna ilave olarak üç düzlemdeki ölçümlerde elde edilen sonuçlar; transvers düzlemdeki kenar uzunluğu 2,47 cm, sagittal düzlemdeki kenar uzunluğu 3,35 cm koronal düzlemdeki alan boyutu ise 2.50 cm x 3.34 cm olarak görülmüştür. Bu verilerin ışığında BEV görüntüdeki blok ile farklı düzlemlerdeki blok boyutları birbiriyle uyumaktadır denebilir. Blok doğru şekilde betimlenmiştir. Şekil 4. 86' da Prowess Panther planlama sisteminde BEV seçeneği tarafından eklenen blokların BT kesitleri üzerindeki projeksiyonu doğrulanmıştır. BEV deki blok tanımının doğru olduğu görüşmüştür. Blok pozisyonu testi için belli bir blok kenarının kafanın dış konturuna olan uzaklığı BEV görüntüde ölçüldüğünde bloğun kısa kenarının 6,22 cm uzun kenarının 3,82 cm mesafede olduğu belirlenmiştir. Blok merkezinin üç düzlemde alan merkeziyle olan mesafesi ölçüldüğünde ise transvers düzlemde 2,36 cm sagittal düzlemde 3,20 cm ve koronal düzlemde 3,65 cm olduğu belirlenmiştir. ÇYK şeklindeki alan incelendiğinde; PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde manüel olarak bir ÇYK alanı tanımlandıktan sonra çeşitli görüntü tiplerinde ÇYK gösterimleri doğrulanmıştır. Demet pozisyonu ve şekli, BEV deki demet pozisyonu, BEV' deki blok pozisyonu testleri için tekrarlanarak Şekil 4. 87' de görüldüğü gibi birbirleriyle uyumlu oldukları gözlemlenmiştir. PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde, planlama sistemine verileri yüklenmiş olan tedavi cihazının yaprak hareket yeteneklerinin doğru olduğu test edilmiştir. Bir taraftaki yapraklar merkezi ekseninden en fazla 12 cm kadar karşı tarafa hareket edebilmektedir. Daha fazlasına sistem uyarı vermektedir. Prowess Panther planlama sisteminde yaprak hareketi sınırlaması olmadan yapraklar karşıt yaprak yönünde hareket edebilmektedir.

10 cmx10 cm' lik alanda 20 cm kadar diğ er yaprağ ın alanını kapatabilmekte olduğ u gözlemlenmiştir. Bu sistemde verilen alan yapraklar tarafından dü zğ ün bir şekilde oluşturulabilmektedir (Ş ekil 4. 88). Bolus pozisyonu incelendiğ inde; PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde Ş ekil 4. 89' da hasta yüzeyi üzerindeki bolusun çizimi, demet içinde çeş itli yerlerdeki bolus kalınlığ ının ölçüm sonuçlarıyla birlikte verilmiştir. Kaplanmış yüzey bolusun kullanıcı tarafından tanımlanan yükseklik ve genişlik değerlerine bağı ldır. PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde el ile bolus tabakası üretme seçeneğ i yoktur. Bolus tabakaları manü el değ iş iklik olmadan sadece otomatik olarak oluşturulabilir. Kullanıcı bir yoğunluk değ eri seçebilir ama gri değ erler BT taramasında görülmezler. Bu ç alışmada bolus yoğunluğ u su eş değ eri, kalınlığ ı 2 cm ve uzunluğ u 12 cm olarak belirlenmiştir. Bolus açma kapama fonksiyonunun olmadığı görülmüştür. Bolusu kaldırmak ancak silmek ile mümkündür. Prowess Panther planlama sisteminde hem otomatik hem de manü el olarak bolus üretilebilmektedir. Sistem buna imkan tanımaktadır. Ş ekil 4. 90' da görüldüğü gibi bolusun yoğunluk ve BT sayısı ayarları kullanıcı tarafından sisteme girilebilmektedir. Bu ç alışmada BT sayısı 0 ve yoğunluğ u $1g/cm^3$ olarak girilmiştir. Manü el olarak girilen bolus aynı zamanda manü el olarak silinebilmektedir. Bu sistemde bolus tüm görüntü dü zlemlerinde görülebilmektedir. Bolus açma kapama fonksiyonunun olmadığı görülmüştür. Bolusu kaldırmak ancak silmek ile mümkündür.

Demet geometrisi testlerinde geç en otomatik blok ve otomatik yaprak konumlama incelendiğ inde, PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde aksiyal ve koronal dü zlemlerde blok pozisyonları doğ rulanmıştır. Ş ekil 4. 91' de görüldüğü gibi blok kullanılan demet pay verilerek oluşturulan iç hacmin korunmasını sağ lamaktadır ve bunu istenilen pozisyonlarda gerç ekleşt irmektedir. Iş ınlanan alan bloklanmış hacmin dışında kalan demetin etki ettiğ i alanlardır. Farklı dü zlemlerde ve BEV görüntüde gösterimleri mevcuttur. Sistemin blok pozisyonlaması dü zğ ün iş lemektedir. PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde aksiyal ve koronal dü zlemlerde Ç YK yapraklarının pozisyonları doğ rulanmıştır. Yapraklar manü el ya da otomatik olarak paylar verilerek gerekli hacmi saracak ve istenilen hacmi koruyacak şekilde kapatıld ığında meydana gelen alan çeş itli dü zlemlerde doğ rulanmıştır. Demet görüntüsünde ve BEV gösteriminde Ç YK' lerin pozisyonunun doğ ru olduğ u gözlemlenmiştir. Ş ekil 4. 92' de PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde Ç YK yaprak pozisyonu doğ ruluğ u

gösterilmiştir. Prowess Panther planlama sisteminde otomatik blok seçeneği bulunmamaktadır. Buna karşı ÇYK yapraklarının pozisyonu manüel ve otomatik olarak ayarlanabilmektedir. Daha önce de belirtildiği gibi yaprak hareketinde herhangi bir sistem kısıtlaması yoktur. Böylece istenilen alan, yapraklar aracılığıyla kapatılarak elde edilebilmektedir. Şekil 4. 93' te gösterildiği gibi yaprak pozisyonu çeşitli düzlemlerde doğru olarak gösterilmektedir. Kullanıcı tanımlı blok incelendiğinde, 0^0 gantri-kolimatör-masa-açı seti ile demetler ayarlanarak önceden belirlenmiş koordinatları kullanmak kaydıyla manüel bir blok tanımlanmıştır. BEV görüntüsünde bu koordinatların düzgün olarak dönüşümü doğrulanmıştır. Şekil 4. 94' te PrecisePlan Release 2.16 planlama sistemindeki ve Prowess Panther planlama sistemindeki kullanıcı tanımlı bloğun doğruluğu gösterilmiştir. Her iki sistemde de görülmüştür ki; kullanıcı tanımlı olarak oluşturulan bloğun farklı düzlemlerde ve BEV ile DRR görüntülerdeki gösterimleri düzgün olarak yapılmaktadır. DRR: doğrusallık ve diverjans incelendiğinde, iyi tanımlı işaretleyicileri olan küp fantomun BT taraması yapıldıktan sonra farklı SSD' ler de (95 cm ve 90 cm) DRR görüntü oluşturulmuştur. İşaretleyiciler DRR görüntüde görülmektedir. Şekil 4. 95' te de görüldüğü gibi işaretleyiciler arasındaki mesafe PrecisePlan Release 2.16 planlama sisteminde ancak DRR görüntü üzerinde ölçülebilmektedir. Gerçek mesafeleri ile DRR üzerindeki mesafeleri karşılaştırıldığında Tablo 4. 23' teki sonuçlar elde edilmiştir. Bu sonuçlara göre artan SSD ile diverjanstan dolayı DRR görüntüdeki mesafe azalmıştır ve gerçek değerle aralarındaki fark kabul sınırları içersindedir. SSD= 90 cm' de bulunan değerler SSD= 95 cm' deki değerlere oranla diverjans etkisinden dolayı daha fazladır. Prowess Panther planlama sisteminde, hasta planı üzerinden yapılan bu testte belli iki nokta arasındaki mesafeler ölçülmüştür (Şekil 4. 23). DRR görüntüde, farklı SSD' lere diverjans etkisinden dolayı görüntü küçülmüş ve noktalar arasındaki mesafeler azalmıştır (Tablo 4. 23). Giriş, değişim ve düzenleme fonksiyonları incelendiğinde, her iki sistemde de giriş, değişim ve düzenleme için demet taşıma, zıt demet, z-koordinatı, kaydırma, blok, blok kopyalama, BEV görüntüden blok okuma, BEV demet konumu, ayna seçeneği fonksiyonlarının doğruluğu denetlenmiştir. Her iki sistemde de demet taşınabilmektedir, demetin zıttını yapma ve kopyalama seçeneği bulunmaktadır ve doğrulanmışlardır. Her iki sistemde de Z-koordinat kaydırılabilmektedir, blok girilip değiştirilebilmektedir ve bloklanmış demetin zıttı çizildiğinde blok aynen kullanılmaya devam edilmektedir.

Yani blok da kopyalanabilmektedir. Her iki sistemde de BEV görüntüde blok görülmektedir. Her iki sistemde de BEV görüntüde ayna seçeneği bulunmamaktadır.

Tüm bu dozimetrik olmayan kabul testlerinin uygulanmasıyla, PrecisePlan ve Prowess Panther tedavi planlama sistemlerinin doğrulukla çalıştıkları belirlenmiştir. Her iki sistemin de tedavi cihaz bilgilerini ve planlamada kullanılan hasta görüntü bilgilerini doğru olarak kullandığı ve uyguladığı belirlenmiştir. Hasta tedavi planlama işlemlerinde ve sonuçlarında her iki TPS' ye yüklenen tüm verilerin TPS' ler tarafından doğru olarak kullanıldığı tespit edilmiştir.

KAYNAKLAR

Westermann CF, Mijnheer BJ, van Kleffens HJ. Determination of the accuracy of different computer planning systems for treatment with external photon beams. *Radiother Oncol* 1: 339-347, 1984.

Rosenow U, Dannhausen H-W, Luebbert K, Nüsslin F, Richter J, Robrandt B, Seelentag W-W and Wendhausen H. Quality assurance in treatment planning. Report from the German Task Group. In: *The Use of Computers In Radiation Therapy*, North-Holland, Elsevier Science Publishers BV, pp. 45-58, 1987.

Wittkämper FW, Mijnheer BJ, van Kleffens H. Dose intercomparison at the radiotherapy centres in The Netherlands. Accuracy of locally applied computer planning systems for external photon beams. *Radiother Oncol* 11: 405-414, 1987.

AAPM, American Association of Physicists in Medicine. Report 55: Radiation treatment planning dosimetry verification, Radiation Therapy Committee Task Group 23. American Institute of Physics, College Park, MD, USA, 1995.

McCullough E, Holmes TW. Acceptance testing of computerized radiation therapy treatment planning systems: Direct utilization of CT scan data. *Med Phys* 12: 237-242, 1985.

Brahme A, Chavaudra J, Landberg T, McCullough E., Nüsslin F., Rawlinson A, Svensson G and Svensson H. Accuracy requirements and quality assurance of external beam therapy with photons and electrons. *Acta Oncol Suppl* 1, 1988.

IPEMB, Institute of Physics and Engineering in Medicine and Biology. Report 68: A guide to commissioning and quality control of treatment planning systems. York, United Kingdom, 1996.

NCS, Delft (2006). NETHERLANDS COMMISSION ON RADIATION DOSIMETRY, Quality assurance of 3D treatment planning systems for external photon and electron beams: practical guidelines for initial verification and periodic quality control of radiation therapy treatment planning systems

Karaçam, Songül Ç. , 2010. Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği Tıbbi Radyofizik Kursu 11-12 Haziran 2010, İ.Ü. Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı.

Purdy, James A., 2004, Division of Radiation Physics Department of Radiation Oncology Washington University School of Medicine St. Louis, Missouri, USA

IJROBP 26,1993, Van Dyk et al.: Commissioning and QA of Treatment Planning Computers, 261-273.

AAPM Task Group 40: Comprehensive QA for Radiation Oncology. *Med. Phy.* 21, 581-618 (1994)

AAPM Task Group 53: Quality Assurance for Clinical Radiotherapy Treatment Planning. *Med. Phys.* 25, 1773-1829 (1998)

Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM Radiation Therapy Committee. IMRT CWG. *Med. Phys.*, 30(8):2089-2115, 2003.

Digital Imaging and Communications in Medicine DICOM, National Electrical Manufacturers Association NEMA DICOM PS 3 Set, 1998.

J. Balter, C. Pelizzari, and G. Chen, "Correlation of projection radiographs in radiation therapy using open curve segments and point," *Med. Phys.* 19, 329-334, 1992.

P. Petti, M. Kessler, T. Fleming, and S. Pitluck, "An automated image registration technique based on multiple structure matching," *Med. Phys.* 21, 1419-1426, 1994.

A. F. Thornton, H. M. Sandler, R. K. Ten Haken, D. L. McShan, B. A. Fraass, M. L. LaVigne, and B. Yanke, "The clinical utility of MRI in 3D treatment planning of brain neoplasms," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* 24, 767-775, 1992.

R. K. Ten Haken, A. F. Thornton, H. M. Sandler, M. L. LaVigne, D. J. Quint, B. A. Fraass, M. L. Kessler, and D. L. McShan, "A quantitative assessment of the addition of MRI to CT-based, 3D treatment planning of brain tumors," *Radiother. Oncol.* 25, 121-133, 1992.

M. van Herk and H. Kooy, "Automatic three-dimensional correlation of CT-CT, CT-MRI, and CT-SPECT using chamfer matching," *Med. Phys.* 21, 1163-1178, 1994.

J. L. Horton, 2004, the IAEA publication (ISBN 92-0-107304-6): *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*

IAEA, International Atomic Energy Agency. Technical Report Series No. 430: Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. Vienna, Austria, 2004.

NEMA DICOM PS 3 Set, 1998, Digital Imaging and Communications in Medicine DICOM, National Electrical Manufacturers Association
IEC: IEC 1217, 1996 "Radiotherapy equipment: Coordinates, movements and scales,"

ICRU: ICRU Report 50, 1993. "Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy," Bethesda, MD, International Committee on Radiation Units and Measurements

M. Weinhaus, Z. Li, and M. Holman, 1992 "The selection of portal aperture using interactively displayed beam's eye sections," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* 22, 1089-1092.

D. L. McShan and B. A. Fraass, 1987 "3D treatment planning. II. Integration of grayscale images and solid surface graphics," in *The Use of Computers in Radiation*

Therapy, edited by I. A. D. Bruinvis, F. H. van der Giessen, H. J. van Kleffens, and F. W. Wittkamper North-Holland, Amsterdam, pp. 41–44.

A. van't Veld and I. A. D. Bruinvis, 1995 “Influence of shape on the accuracy of grid-based volume computations,” *Med. Phys.* 22, 1377–1385.

Committee Task Group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Med Phys* 25: 1773-1836, 1998.

IAEA, International Atomic Energy Agency. Report of a Team of Experts 26 May – 1 June 2001. Investigation of an accidental exposure of radiotherapy patients in Panama. Vienna, Austria, 2001.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : N. Burcu SAVTEKİN

Doğum Yeri: İstanbul

Doğum Tarihi : 04.09.1984

Medeni Hali : Bekar

Yabancı Dili: İngilizce

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl)

Lise : Hayrullah Kefoğlu Anadolu Lisesi, 2002

Lisans : Abant İzzet Baysal Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi,
Fizik Bölümü, 2008

Yüksek Lisans : Ankara Üniversitesi, Nükleer Bilimler Enstitüsü,
Medikal Fizik, 2012