

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

DOKTORA TEZİ

**MEDİKAL LİNEER HIZLANDIRICILARDA RADYOTERAPİ TEDAVİ
PLANLAMA ALGORİTMALARININ DOZİMETRİK DEĞERLENDİRİLMESİ**

Yelda ELÇİM

FİZİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**ANKARA
2018**

Her hakkı saklıdır

TEZ ONAYI

Yelda ELÇİM tarafından hazırlanan “**Medikal Lineer Hızlandırıcılarda Radyoterapi Tedavi Planlama Algoritmalarının Dozimetrik Değerlendirilmesi**” adlı tez çalışması 10/08/2018 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Mühendisliği Anabilim Dalı’nda **DOKTORA TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Danışman : Prof. Dr. Ömer YAVAŞ

Ankara Üniversitesi Fizik Mühendisliği Anabilim Dalı



Eş Danışman : Prof. Dr. Bahar DİRİCAN

Sağlık Bilimleri Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı

Jüri Üyeleri :

Başkan : Prof. Dr. Murat BEYZADEOĞLU

Sağlık Bilimleri Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı



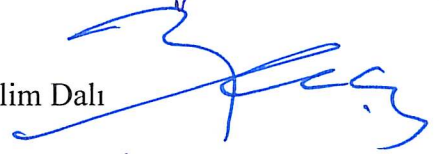
Üye : Prof. Dr. Hüseyin BORA

Gazi Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı



Üye : Prof. Dr. Ömer YAVAŞ

Ankara Üniversitesi Fizik Mühendisliği Anabilim Dalı



Üye : Prof. Dr. Ayşe HIÇSÖNMEZ

Ankara Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı



Üye : Doç. Dr. Turan OLĞAR

Ankara Üniversitesi Fizik Mühendisliği Anabilim Dalı



Yukarıdaki sonucu onaylarım.

Prof. Dr. Atilla YETİŞEMİYEN

Enstitü Müdürü

ETİK

Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez içindeki bütün bilgilerin doğru ve tam olduğunu, bilgilerin üretilmesi aşamasında bilimsel etiğe uygun davrandığımı, yararlandığım bütün kaynakları atıf yaparak belirttiğimi beyan ederim.

10/08/2018



Yelda ELÇİM

ÖZET

Doktora Tezi

MEDİKAL LİNEER HIZLANDIRICILARDA RADYOTERAPİ TEDAVİ PLANLAMA ALGORİTMALARININ DOZİMETRİK DEĞERLENDİRİLMESİ

Yelda ELÇİM

Ankara Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Fizik Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Ömer YAVAŞ

Eş Danışman: Prof. Dr. Bahar DİRİCAN

Radyoterapi tedavilerinde Pencil Beam (PB), Collapse Cone Convolution (CCC), Anisotropic Analytical Algorithm (AAA) ve Monte Carlo (MC) gibi farklı algoritmalar kullanılarak geliştirilen çeşitli Tedavi Planlama Sistemleri (TPS) kullanılmaktadır. Bu algoritmaların; ara yüz geçişleri, akciğerde hava ortamı, kemik ve cilt girişleri gibi heterojen ortamlarda doz hesaplama farklılıkları nedeniyle birbirlerine karşı avantaj ve dezavantajları vardır. Bu tez çalışmasında PB, CCC, AAA ve MC algoritmalarını kullanan 4 farklı tedavi planlama sisteminde; baş-boyun, akciğer, göğüs duvarı-supraklavüküler-arka aksilla ve prostat RT planlamaları hazırlanarak; Rando Fantom üzerinde belirlenen noktaların dozları bu noktalara yerleştirilen Termolüminesans Dozimetreler (TLD) ile ölçülmüş TPS'lerde elde edilen doz dağılımlarından bu noktalar için okunan nokta doz değerleri ile karşılaştırılmıştır. Baş-boyun, akciğer, göğüs duvarı-supraklavüküler-arka aksilla ve prostat radyoterapi (RT) planlamalarında hedef ve kritik organların aldığı minimum, ortalama ve maksimum dozlar Doz-Hacim Histogramları (DVH) üzerinden karşılaştırılmış ve farklı algoritmaların DVH'leri ve doz dağılımları karşılaştırmalı değerlendirilmiştir.

Ağustos 2018, 88 sayfa

Anahtar Kelimeler: Radyoterapi, Tedavi Planlama Sistemi Algoritmaları, Dozimetri, Medikal Lineer Hızlandırıcı

ABSTRACT

Ph.D. Thesis

DOSIMETRIC EVALUATION OF RADIOTHERAPY TREATMENT PLANNING ALGORITHMS IN MEDICAL LINEAR ACCELERATORS

Yelda ELÇİM

Ankara University

Institute of Science and Technology

Department of Physics Engineering

Supervisor: Prof.Dr. Ömer YAVAŞ

Co-Supervisor: Prof.Dr. Bahar DİRİCAN

In Radioterapy (RT) plannings, advanced Treatment Planning Systems (TPS); which were developped using variety of algorithms such as Pencil Beam (PB), Collapse Cone Convolution (CCC), Anisotropic Analytical Algorithm (AAA) and Monte Carlo (MC), are being used. These algorithms offer some advantages and disadvantages due to different dose calculation models within heterogen mediums, namely interface transition, air medium within lung, bone and skin enterance. In this thesis-study; four different TPSs, using PB, CCC, AAA and MC algorithms, have been used to create head and neck, lung, chestwall-supraclavicular-axilla treatment site and prostate radiotherapy (RT) plans to evaluate dose distributions of different algorithms by comparing Dose Volume Histogram (DVH) analysis of both target and critical organs' minimum, mean and maximum doses as well as measuring Thermoluminescence Dosimetry (TLD) doses from certain predefined rando phantom points.

August 2018, 88 pages

Key Words : Radiotherapy, Treatment Planning System Algorithms, Dosimetry, Medical Linear Accelerator

TEŞEKKÜR

Tez çalışmamın planlanmasında, araştırılmasında, yürütülmesinde ve oluşumunda ilgi ve desteklerini esirgemeyen, engin bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım, yönlendirme ve bilgilendirmeleriyle çalışmamı bilimsel temeller ışığında şekillendiren saygıdeğer danışman hocalarım Prof. Dr. Ömer YAVAŞ (Ankara Üniversitesi Fizik Mühendisliği Anabilim Dalı) ve Prof. Dr. Bahar DİRİCAN'a, (Sağlık Bilimleri Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı) görüş ve önerileri ile tezime ışık tutan Tez İzleme Komitesi hocalarım Prof. Dr. Ayşe HIÇSÖNMEZ'e (Ankara Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı) ve Doç. Dr. Turan OLGAR'a, (Ankara Üniversitesi Fizik Mühendisliği Anabilim Dalı) çalışmam boyunca benden desteklerini esirgemeyen SBÜ Gülhane Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Murat BEYZADEOĞLU ve Radyasyon Onkolojisi kliniği çalışma arkadaşlarıma, hayatımın her döneminde bana destek olan sevgili annem, babam ve canım kızım Selen'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Yelda ELÇİM

Ankara, Ağustos 2018

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI SAYFASI	
ETİK	i
ÖZET	ii
ABSTRACT	iii
TEŞEKKÜR	iv
KISALTMALAR DİZİNİ	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
ÇİZELGELER DİZİNİ	xiii
1. GİRİŞ	1
2. KURAMSAL TEMELLER.....	3
2.1 Medikal Lineer Hızlandırıcılar	3
2.2 Bilgisayarlı Tomografi	8
2.3 Tedavi Planlama Sistemleri.....	10
2.4 Doz Hesaplama Algoritmaları	12
2.4.1 Düzeltme tabanlı algoritmalar	15
2.4.1.1 Pencil beam algoritma	15
2.4.2 Model tabanlı algoritmalar	16
2.4.2.1 Konvolüsyon-süperpozisyon yöntemi.....	16
2.4.2.2 Anizotropik analitik algoritma	19
2.4.2.3 Monte Carlo yöntemi	20
2.4.2.3.1 Direkt MC	23
2.4.2.3.2 Özelleştirilmiş MC	24
2.5 Tedavi Sistemlerinin Kalite Kontrolü	24
2.6 Doz Hacim Histogramları.....	25
2.6.1 Doz tanımlamaları.....	26
3. MATERYAL VE YÖNTEM.....	28

3.1 Materyal.....	29
3.1.1 IMRT küp fantom.....	29
3.1.2 Benchmark IMRT fantom.....	30
3.1.3 Alderson Rando fantom.....	31
3.2 Yöntem	32
3.2.1 Baş-Boyun RT planlaması.....	32
3.2.2 Akciğer RT planlaması.....	35
3.2.3 Göğüs duvarı-supraklavüküler-arka aksilla bölge RT planlaması.....	37
3.2.4 Prostat RT planlaması	40
4. ARAŞTIRMA BULGULARI.....	42
4.1 IMRT Küp Fantom Ölçümleri.....	42
4.1.1 Küçük alanlarda farklı heterojenitelerde PB algoritmali iki TPS'nin değerlendirilmesi.....	42
4.1.2 Küçük alanlarda hava ve akciğer heterojenitelerinde PB ve CCC algoritmali iki TPS'nin MC simülasyonu ile karşılaştırılması.....	46
4.2 Benchmark IMRT Fantomu Ölçümleri.....	48
4.3 PB Algoritmali Tedavi Planlamaları.....	53
4.3.1 Baş-boyun RT planlamaları.....	53
4.3.2 Akciğer RT planlamaları.....	54
4.3.3 Göğüs duvarı-supraklavüküler-arka aksilla bölge RT planlamaları.....	54
4.3.4 Prostat RT planlamaları.....	55
4.4 CCC Algoritmali Tedavi Planlamaları	56
4.4.1 Baş-boyun RT planlamaları.....	56
4.4.2 Akciğer RT planlamaları.....	57
4.4.3 Göğüs duvarı-supraklavüküler-arka aksilla bölge RT planlamaları.....	57
4.4.4 Prostat RT planlamaları.....	58
4.5 AAA Algoritmali Tedavi Planlamaları	59
4.5.1 Baş-boyun RT planlamaları.....	59
4.5.2 Akciğer RT planlamaları.....	60

4.5.3 Göğüs duvarı-supraklavüküler-arka aksilla bölge RT planlamaları.....	60
4.5.4 Prostat RT planlamaları.....	61
4.6 MC Algoritmali Tedavi Planlamaları	62
4.6.1 Baş-boyun RT planlamaları.....	62
4.6.2 Akciğer RT planlamaları.....	63
4.6.3 Göğüs duvarı-supraklavüküler-arka aksilla bölge RT planlamaları.....	63
4.6.4 Prostat RT planlamaları.....	64
4.7 PB, CCC, AAA ve MC Algoritma Nokta Doz Karşılaştırma Sonuçları.....	65
4.7.1 Baş-boyun RT planlamaları.....	65
4.7.2 Akciğer RT planlamaları.....	66
4.7.3 Göğüs duvarı-supraklavüküler-arka aksilla bölge RT planlamaları.....	66
4.7.4 Prostat RT planlamaları.....	67
4.8 Doz Hacim Histogram Sonuçları	68
4.8.1 Baş-boyun RT planlamaları.....	69
4.8.2 Akciğer RT planlamaları.....	71
4.8.3 Göğüs duvarı-supraklavüküler-arka aksilla bölge RT planlamaları.....	73
4.8.4 Prostat tedavi planlamaları.....	75
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	78
KAYNAKLAR	85
ÖZGEÇMİŞ.....	87

KISALTMALAR DİZİNİ

1B	Bir boyutlu
2B	İki boyutlu
3B	Üç boyutlu
3B KRT	Üç boyutlu konformal radyoterapi
AAA	Anisotropic Analytical Algorithm
BEV	Demet gözünden bakış
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CCC	Collapsed Cone Convolution
CLT	Merkezi limit teoremi
CTV	Klinik hedef hacim
ÇYK	Çok yapraklı kolimatör
% DD	Derin doz yüzdesi
DRR	Yeniden yapılandırılmış dijital radyografi
DVH	Doz hacim histogramı
GTV	Görüntülenebilir hedef hacim
ICRU	International Commission Radiation Units
IMRT	Yoğunluk ayarlı radyoterapi
kV	Kilo Volt
LLN	Büyük sayılar kanunu
MC	Monte Carlo
MRG	Manyetik rezonans görüntüleme
MU	Monitör Unit
MV	Milyon Volt
PB	Pencil Beam
PET-BT	Pozitron emisyon bilgisayar tomografisi
PTV	Planlanan hedef hacim
RNG	Random Number Generator
RTOG QA	Radiation Therapy Oncology Group Quality Assurance
SAR	Saçılan-hava oranı
SBRT	Stereotaktik beden radyoterapisi

Sc	Kolimatör saçılma faktörü
Sp	Fantom saçılma faktörü
SSD	Kaynak cilt mesafesi
SRS	Stereotaktik radyoterapi
TAR	Doku-hava oranı
TLD	Termolüminesans Dozimetre
TMR	Doku-maksimum oranı
TPS	Tedavi planlama sistemi
VMAT	Volümetrik ark terapisi



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Elekta marka Synergy model medikal lineer hızlandırıcı.....	4
Şekil 2.2 Medikal lineer hızlandırıcı şematik temel yapısı	5
Şekil 2.3 Bir medikal lineer hızlandırıcı gantri yapısı	6
Şekil 2.4 Bir medikal lineer hızlandırıcıda ÇYK görünümü.....	7
Şekil 2.5 GE marka LightSpeed RT Bilgisayarlı tomografi cihazı.....	9
Şekil 2.6 TPS’de örnek bir hasta planı, kesitleri ve doz hacim histogramı	11
Şekil 2.7 Radyasyon taşınmasının geometrisi (Khan 2010)	17
Şekil 2.8 a. Birincil fotonlar tarafından harekete geçirilen elektronların primer katkısı, b. Birincil saçılım katkısı, c.Primer ve saçılan katkılarının toplamı	18
Şekil 2.9 Bir hava halkası içeren su fantomundaki MC tarafından oluşturulan 6 MeV primer foton Kernel’inin karşılaştırılması	19
Şekil 2.10 AAA için doz hesaplama bileşenleri	20
Şekil 2.11 MC simülasyonunda her bir parçacığın madde içinde izleyebileceği yollar ve etkileşimler	21
Şekil 2.12 Lineer hızlandırıcı için demet model tanımlama diagramı	21
Şekil 2.13 Bir prostat radyoterapi planlamasında elde edilen DVH	25
Şekil 2.14 Bir kümülatif DVH örneği	26
Şekil 2.15 Bir diferansiyel DVH örneği.....	26
Şekil 2.16 Maksimum, mean (ortalama) ve minimum doz tanımlamaları.....	26
Şekil 3.1 IMRT fantom	29
Şekil 3.2 Benchmark IMRT fantomu.....	30
Şekil 3.3 Alderson rando fantom	31
Şekil 3.4 Baş-boyun RT planlamasında kullanılan Rando fantom kesitleri	32
Şekil 3.5 Baş-boyun RT planlaması için TPS görüntüleri	33
Şekil 3.6 Rando fantom kesit ve TLD numaraları	34
Şekil 3.7 Akciğer RT planlamasında kullanılan Rando fantom kesitleri.....	35
Şekil 3.8 Akciğer RT planlaması için TPS görüntüleri.....	35
Şekil 3.9.a.Rando fantom kesit no:18 ve TLD no:1, b. Rando fantom kesit no: 17 ve TLD no:2, c. Rando fantom kesit no:16 ve TLD no:3-4-5-6, d. Rando fantom kesit no:15 ve TLD no:7.....	36
Şekil 3.10 Göğüs duvarı-supraklavüküler-arka aksilla bölge RT planlamasında kullanılan Rando fantom kesitleri.....	37
Şekil 3.11 Göğüs duvarı-supraklavüküler-arka aksilla bölge RT planlaması TPS görüntüleri	38
Şekil 3.12.a. Rando fantom kesit no:12 ve TLD no:21, b. Rando fantom kesit no:11 ve TLD no:10, c). Rando fantom kesit no:10 ve TLD no:11-24, d. Rando fantom kesit no:9 ve TLD no:12-13-14, e. Rando fantom kesit no:14 ve TLD no:18.....	39
Şekil 3.13 Prostat RT planlamasında kullanılan Rando fantom kesitleri.....	40
Şekil 3.14 Prostat RT planlaması TPS görüntüleri	40
Şekil 3.15.a. Rando Fantom kesit no:34 ve TLD no:26-28-29-30, b. Rando Fantom kesit no:33 ve TLD no:31, c. Rando Fantom kesit no:32 ve TLD no: 36-37-38.....	41
Şekil 4.1 Lineer hızlandırıcı cihazında IBA IMRT küp fantom ölçümleri	43

Şekil 4.2 Precise Plan ve ERGO++ TPS'lerinde IBA IMRT küp fantom ile tedavi planlama örnekleri	43
Şekil 4.3 6 MV Precise Plan nokta doz ölçümleri	44
Şekil 4.4 18MV Precise Plan nokta doz ölçümleri	45
Şekil 4.5 6 MV ERGO++ nokta doz ölçümleri.....	45
Şekil 4.6 18 MV ERGO++ nokta doz ölçümleri.....	45
Şekil 4.7 Hava ve akciğer heterojeniteleri ERGO++ TPS'inde doz dağılımları	47
Şekil 4.8 Hava ve akciğer heterojenitelerinde PB ve CCC algoritmali iki TPS'nin MC simülasyonu ile karşılaştırılması ile elde edilen % DD eğrileri	47
Şekil 4.9 Benchmark IMRT Fantomunda su ve kemik ölçümleri için set-up.....	48
Şekil 4.10 Benchmark IMRT Fantomunda akciğer ölçümleri için set-up	49
Şekil 4.11 Benchmark IMRT fantomunda su ortamında PB doz dağılımı	49
Şekil 4.12 Benchmark IMRT fantomunda kemik ortamı içinde PB doz dağılımı.....	49
Şekil 4.13 Benchmark IMRT fantomunda akciğer ortamı çıkışında PB doz dağılımı	50
Şekil 4.14 Benchmark IMRT fantomunda 6 MV enerjide su ortamında PB ve iyon odası nokta doz ölçümleri karşılaştırmaları.....	50
Şekil 4.15 Benchmark IMRT fantomunda 18 MV enerjide su ortamında PB ve iyon odası nokta doz ölçümleri karşılaştırmaları	50
Şekil 4.16 Benchmark IMRT fantomunda 6 MV enerjide akciğer ortamı çıkışında PB ve iyon odası nokta doz ölçümleri karşılaştırmaları	51
Şekil 4.17 Benchmark IMRT fantomunda 18 MV enerjide akciğer ortamı çıkışında PB ve iyon odası nokta doz ölçümleri karşılaştırmaları	51
Şekil 4.18 Benchmark IMRT fantomunda 6 MV enerjide kemik ortamı içinde PB ve iyon odası nokta doz ölçümleri karşılaştırmaları	51
Şekil 4.19 Benchmark IMRT fantomunda 18 MV enerjide kemik ortamı içinde PB ve iyon odası nokta doz ölçümleri karşılaştırmaları	52
Şekil 4.20 Baş-boyun RT planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritma nokta dozları.....	65
Şekil 4.21 Akciğer RT planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritma nokta dozları.....	66
Şekil 4.22 Göğüs duvarı-supraklaviküler bölge RT planlamalarda PB, CCC, AAA ve MC algoritma nokta dozları.....	67
Şekil 4.23 Prostat RT planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritma nokta dozları.....	68
Şekil 4.24 Baş-boyun planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları için minimum doz değerlendirmeleri	70
Şekil 4.25 Baş-boyun planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları için maksimum doz değerlendirmeleri.....	70
Şekil 4.26 Baş-boyun planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları için ortalama doz değerlendirmeleri.....	70
Şekil 4.27 Akciğer planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları için minimum doz değerlendirmeleri	72
Şekil 4.28 Akciğer planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları için maksimum doz değerlendirmeleri.....	72
Şekil 4.29 Akciğer planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları için ortalama doz değerlendirmeleri.....	73

Şekil 4.30 Göğüs duvarı+supraklavüküler+arka aksilla bölge planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları için minimum doz değerlendirmeleri	74
Şekil 4.31 Göğüs duvarı+supraklavüküler+arka aksilla bölge planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları için maksimum doz değerlendirmeleri.....	74
Şekil 4.32 Göğüs duvarı+supraklavüküler+arka aksilla bölge planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları için ortalama doz değerlendirmeleri.....	75
Şekil 4.33 Prostat planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları için minimum doz değerlendirmeleri	76
Şekil 4.34 Prostat planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları için maksimum doz değerlendirmeleri	76
Şekil 4.35 Prostat planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları için ortalama doz değerlendirmeleri	77

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1 Suya göre yüksek ve düşük yoğunluklu ortam geçişlerinde görülen etkiler.....	13
Çizelge 2.2 Doz hesaplama algoritmalarında doz hesaplama yöntemlerinin karşılaştırılması (Ahnesjö vd.2013)	14
Çizelge 3.1 Tez çalışmasında kullanılan lineer hızlandırıcı cihazları ve TPS algoritmaları	28
Çizelge 3.2 IMRT fantomu heterojenite yoğunlukları.....	30
Çizelge 3.3 Benchmark IMRT fantomu heterojenite yoğunlukları	31
Çizelge 3.4 Baş-Boyun RT planlamasında Rando fantomda kullanılan TLD 'lerin fantom kesitlerindeki yerleşimleri.....	33
Çizelge 3.5 Akciğer RT planlaması için Rando fantomda kullanılan TLD 'lerin fantom kesitlerindeki yerleşimleri.....	36
Çizelge 3.6 Göğüs duvarı-supraklavüküler-arka aksilla bölge RT planlaması için Rando fantomda kullanılan TLD 'lerin fantom kesitlerindeki yerleşimleri.....	38
Çizelge 3.7 Prostat RT planlaması için Rando fantomda kullanılan TLD 'lerin fantom kesitlerindeki yerleşimleri.....	41
Çizelge 4.1 TPS'lerde elde edilen nokta dozlar için; maksimum, minimum ve ortalama dozların % fark değerleri.....	44
Çizelge 4.2 Benchmark IMRT fantomunda 6 MV enerjide planlanan ve ölçülen nokta dozlar arasındaki % farklar.....	52
Çizelge 4.3 Benchmark IMRT fantomunda 18 MV enerjide planlanan ve ölçülen nokta dozlar arasındaki % farklar.....	52
Çizelge 4.4 PB algoritmali baş-boyun tedavi planlaması için planlanan ve ölçülen nokta dozlar arasındaki % farklar.....	53
Çizelge 4.5 PB algoritmali akciğer tedavi planlaması için planlanan ve ölçülen nokta dozlar arasındaki % farklar.....	54
Çizelge 4.6 PB algoritmali göğüs duvarı+supraklavüküler+arka aksilla bölge tedavi planlaması için planlanan ve ölçülen nokta dozlar arasındaki % farklar.....	55
Çizelge 4.7 PB algoritmali prostat tedavi planlaması için planlanan ve ölçülen nokta dozlar arasındaki % farklar.....	55
Çizelge 4.8 CCC algoritmali baş-boyun tedavi planlaması için planlanan ve ölçülen nokta dozlar arasındaki % farklar.....	56

Çizelge 4.9 CCC algoritmali akciğer tedavi planlaması için planlanan ve ölçülen nokta dozlar arasındaki % farklar.....	57
Çizelge 4.10 CCC algoritmali göğüs duvarı+supraklavüküler+arka aksilla bölge tedavi planlaması için planlanan ve ölçülen nokta dozlar arasındaki % farklar	58
Çizelge 4.11 CCC algoritmali prostat tedavi planlaması için planlanan ve ölçülen nokta dozlar arasındaki % farklar	58
Çizelge 4.12 AAA algoritmali baş-boyun tedavi planlaması için planlanan ve ölçülen nokta dozlar arasındaki % farklar	59
Çizelge 4.13 AAA algoritmali akciğer tedavi planlaması için planlanan ve ölçülen nokta dozlar arasındaki % farklar	60
Çizelge 4.14 AAA algoritmali göğüs duvarı-supraklavüküle-arka aksilla bölge tedavi planlaması için planlanan ve ölçülen nokta dozlar arasındaki % farklar	61
Çizelge 4.15 AAA algoritmali prostat tedavi planlaması için planlanan ve ölçülen nokta dozlar arasındaki % farklar	61
Çizelge 4.16 MC algoritmali baş-boyun tedavi planlaması için planlanan ve ölçülen nokta dozlar arasındaki % farklar	62
Çizelge 4.17 MC algoritmali akciğer tedavi planlaması için planlanan ve ölçülen nokta dozlar arasındaki % farklar	63
Çizelge 4.18 MC algoritmali göğüs duvarı+supraklavüküler+arka aksilla bölge tedavi planlaması için planlanan ve ölçülen nokta dozlar arasındaki % farklar	64
Çizelge 4.19 MC algoritmali prostat tedavi planlaması için planlanan ve ölçülen nokta dozlar arasındaki % farklar	64
Çizelge 4.20 Baş-boyun RT planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritma nokta dozu karşılaştırmaları.....	65
Çizelge 4.21 Akciğer RT planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritma nokta dozu karşılaştırmaları.....	66
Çizelge 4.22 Göğüs duvarı+supraklavüküler+arka aksilla bölge RT planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritma nokta dozu karşılaştırmaları	67
Çizelge 4.23 Prostat RT planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritma nokta dozu karşılaştırmaları.....	68
Çizelge 4.24 Baş-boyun planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları için DVH değerlendirmeleri	69

Çizelge 4.25 Baş-boyun planlamalarında σ /maksimum doz ve σ /ortalama doz değerleri	71
Çizelge 4.26 Akciğer planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları için DVH değerlendirmeleri	72
Çizelge 4.27 Akciğer planlamalarında σ /maksimum doz ve σ /ortalama doz değerleri	73
Çizelge 4.28 Göğüs duvarı+supraklavüküler+arka aksilla bölge planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları için DVH değerlendirmeleri	74
Çizelge 4.29 Göğüs duvarı+supraklavüküler+arka aksilla bölge planlamalarında σ /maksimum doz ve σ /ortalama doz değerleri.....	75
Çizelge 4.30 Prostat planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları için DVH değerlendirmeleri	76
Çizelge 4.31 Prostat planlamalarında σ /maksimum doz ve σ /ortalama doz değerleri	77

1. GİRİŞ

Radyoterapide amaç; hasta tedavi planlamalarında maksimum tümör kontrolü sağlarken minimum sağlam doku komplikasyonları ile en iyi doz dağılımını elde etmektir. Bu nedenle günümüzde ileri tedavi planlama sistemleri ile hastada en uygun tedavi planlamaları elde edilmeye çalışılmakta ve ileri teknoloji ürünü medikal lineer hızlandırıcılar kullanılarak, radyoterapi planlamalarında kompleks tedavi planlamaları yapılmaktadır. Bu tedavi planlama sistemlerinde; Pencil Beam (PB), Collapse Cone Convolution (CCC), Anisotropic Analytical Algorithm (AAA) ve Monte Carlo (MC) gibi farklı algoritmaları kullanılarak tedavi edilecek bölgelerde doz dağılımları elde edilmektedir. Bu algoritmaların heterojen ortamlar arasındaki ara yüzler, akciğerdeki hava ortamı ve cilt girişleri gibi farklı ortamlarda doz hesaplamalarında farklılıkları olabilmektedir ve bu nedenle birbirlerine üstünlükleri ya da eksiklikleri vardır. Bu algoritmalar ile farklı tedavi bölgelerinde hesaplanan doz değerlerinin araştırılması ve karşılaştırılması amacıyla; PB algoritmali Precise Plan Release 2.16, CCC algoritmali Prowess Panther v 5.10, AAA algoritmali Eclipse, MC algoritmali Monaco v 5.10 olmak üzere 4 farklı TPS'nde kullanılan 4 farklı algoritma ve Elekta-Synergy®, Siemens® Artiste™, Varian Trilogy™ ve Elekta Synergy® Platform olmak üzere 4 farklı medikal lineer hızlandırıcı cihazı kullanılarak, baş-boyun, akciğer, göğüs duvarı-supraklavüküler-arka aksilla ve prostat tedavi bölgeleri için tedavi planlamaları ve uygulamaları yapılmıştır. Baş-boyun, akciğer, göğüs duvarı-supraklavüküler-arka aksilla ve prostat tedavi bölgeleri için hazırlanan tedavi planlamalarının doz doğrulamaları; standart insan vücudu eşdeğeri olan Alderson Rando fantom ile doku eşdeğeri Termoluminesans Dozimetre (TLD-100)'ler kullanılarak yapılmıştır. PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları ile yapılan baş-boyun, akciğer, göğüs duvarı-supraklavüküler-arka aksilla ve prostat bölgesi tedavi planlamalarında; hedef hacim ve tedavi bölgelerine bağlı kritik organlar için Doz Hacim Histogramları (DVH) elde edilerek minimum, maksimum ve ortalama doz değerleri elde edilmiştir. Planlamaların karşılaştırılmasında algoritma hesaplamalarının uyum kriteri olarak σ/Doz değerleri kabul edilmiştir. Sonuçlar $\sigma/\text{Doz} \leq \% 5$ olan değerler için Grup 1 ve $\sigma/\text{Doz} > \% 5$ olan değerler için Grup 2 olmak üzere 2 gruba ayrılmıştır. Grup 1, algoritmalar arası doz

hesaplamalarının uyumlu olduğu, Grup 2, uyumsuz olduğu, durumlar ve sonuçları değerlendirilmiştir.

Tez çalışmamız kapsamında küçük alanlarda ve 6-18 MV foton enerjilerinde; akciğer, yağ, kas ve kemik gibi heterojen ortamlarda algoritma doz hesaplama farklılıklarını değerlendirmek amacıyla IMRT Kúp fantom ve Benchmark IMRT fantom çalışmaları da yapılmıştır. PB algoritmali Precise Plan ve PB Kernel algoritmali ERGO++ TPS'lerinde, farklı inhomojeniteler içeren bu fantomlarda, küçük alanlarda elde edilen tedavi planlama doz hesaplamalarındaki nokta doz farklılıkları değerlendirilmiş ve CC01 iyon odası kullanılarak mutlak doz ölçümleri yapılmıştır. Çalışmamızda ayrıca IMRT kúp fantom kullanılarak küçük alanlarda hava ve akciğer heterojenitelerinde PB ve CCC algoritmali iki TPS'nin MC simülasyonu ile karşılaştırılmasıyla elde edilen % DD eğrileri arasındaki farklar da değerlendirilmiştir.

Yapılan tez çalışmasında; 3B KRT'de kullanılan PB, CCC, AAA ve MC algoritmali TPS'lerinin farklı heterojenite içeren baş-boyun, akciğer, göğüs duvarı-supraklavüküler-arka aksilla ve prostat tedavi bölgelerindeki elde edilen doz dağılımları karşılaştırmalı değerlendirilmiş ve küçük alanlarda heterojenite geçişlerinde fantom çalışmaları ile TPS'lerinde kullanılan algoritmalar arasındaki doz hesaplama farklılıkları da belirlenmiştir.

2. KURAMSAL TEMELLER

2.1 Medikal Lineer Hızlandırıcılar

Medikal lineer hızlandırıcılar yüksek giricilik özelliğine sahip yüksek enerjili X-ışınlarının elde edilebilirliğinden dolayı günümüzde derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde kullanılan en popüler sistemlerden biridir. Şekil 2.1’de görüldüğü gibi bir medikal lineer hızlandırıcı genel olarak; gantri (tedavi kafası), tedavi masası, monitörler ve el kumanda ünitelerinden oluşmaktadır. Tedavide hastanın doğru pozisyonlanması için yatay, dikey ve dönme hareketleri yapabilen bir tedavi masasına sahiptir. Radyasyon demetini üreten yapılar gantri ve stand içine monte edilmiştir; stand sabittir ve gantriye pozisyonunda tutar. Gantri hastada hedeflenmiş farklı açılardaki demetleri oluşturabilmesi için hasta etrafında 360° dönme yeteneğindedir. Kolimatörler gantrinin bitim noktasına içten monte edilmiştir. Günümüzde gelişen teknoloji ile birlikte, tedavi sırasında görüntüleme yöntemlerinden yararlanabilmek için, lineer hızlandırıcılara kV ve MV görüntüleme üniteleri adapte edilmiştir.

İlk medikal lineer hızlandırıcı 1952 yılında Londra’daki Hammersmith hastanesinde kurulmuştur ve bu cihazla ilk tedavi 1953 yılında 8 MV’ luk X-ışınlarıyla yapılmıştır. Eksternal demet radyoterapisinin (teleterapi) ilk uygulandığı dönemlerde konvansiyonel X-ışını tüpleri (anot ve katot ile) ve yüksek voltaj jeneratörlerinden elde edilen X-ışını demetlerinin enerjileri en fazla 300 keV’di. Radyoterapi terminolojisinde demet enerjilerinin elektron demetleri için eV, X-ışını demetleri için nominal hızlandırma potansiyel farkı biriminde (V) kullanılmasından dolayı bu noktadan itibaren X-ışını demeti enerjileri V cinsinden verilmektedir. 150 kV’a kadar yüzeysel ve 300 kV’a kadar orta-voltaj cihazlar cilt kanseri ve palyatif tedavilerde efektif olarak kullanılmaktaydı. Fakat bu cihazlarla elde edilen X-ışınlarının enerjileri düşük olduğundan, derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde tümörün üst kısmında bulunan sağlam dokuların yüksek doz almasına ve dolayısıyla ciltte komplikasyonların oluşmasına neden olmaktaydı. Ciltteki komplikasyonların önüne geçebilmek için tümöre verilmesi gereken dozun sınırlandırılması gerekiyordu. Düşük enerjili X-ışınlarının kemik ve yumuşak dokudaki soğurulma farklılıkları da yapılan tedavilerde sorun oluşturmuyordu.

Bu nedenle derine yerleşmiş tümörlerin etkin tedavisinde yeterli giriciliğe sahip, kemik ve yağ dokusunda birbirine yakın enerji soğurulması verecek, cilt ve sağlam dokulardaki olumsuz etkiyi azaltacak enerjilerde X-ışını üretebilecek cihazlar üzerinde çalışmalar yapıldı.

Lineer hızlandırıcı ile yüksek enerjili X-ışını elde edilebilir veya tedavi şekline bağlı olarak elektronlar tedavide kullanılabilir. Bir medikal lineer hızlandırıcı genellikle 4-6 MV gibi düşük ve 10-15-18 MV gibi yüksek enerjili X-ışını ve farklı enerjilerde (4-6-9-12-15-18-21 MeV) elektron demeti üretebilmektedir.

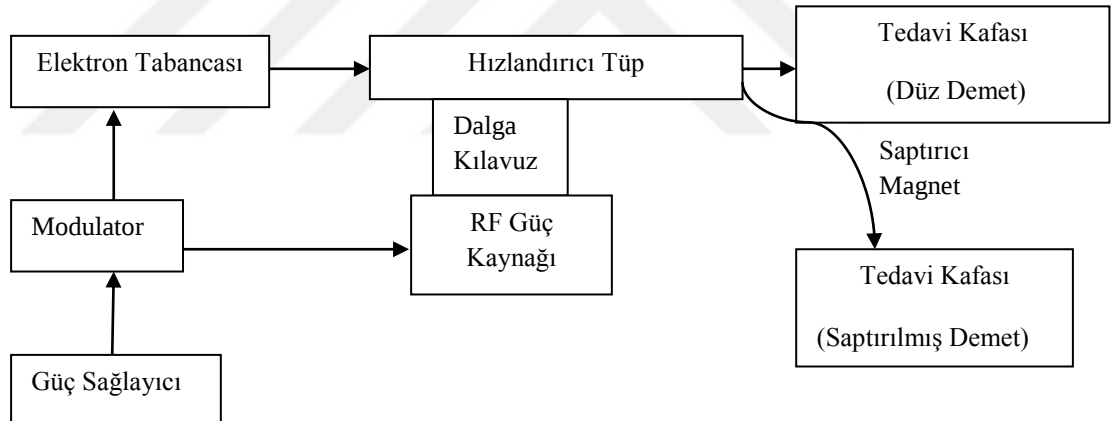


Şekil 2.1 Elekta marka Synergy model medikal lineer hızlandırıcı

Yüksek enerjili X-ışınlarında saçılma ileri doğrudur ve soğurulan dozun maksimum olduğu yer daha derindedir. Bundan dolayı cilt daha az hasar görür (Skin sparing effect). Işın eksenine dik bir düzlem boyunca, merkezi ışıktan uzaklaştıkça özellikle de alan kenarlarına yakın bölgelerde dozda bir azalma meydana gelir. Alan kenarlarında meydana gelen bu doz azalması penumbra olarak tanımlanır (Khan 2003).Yüksek enerjili X-ışınlarında penumbra küçüktür ve alan kenarlarında daha keskin doz düşüşleri görülür. Bunun nedeni lineer hızlandırıcıların, çapı yaklaşık 2 mm olan sanal kaynak boyutuna sahip olması ve enerjilerinin yüksek oluşudur. Başka bir üstünlüğü de

daha yüksek doz hızlarına (dakikada 1-10 Gy) sahip olmalarıdır. Bu nedenle daha kısa tedavi sürelerinde yüksek dozlar verilebilir (Madcalse vd. 2002).

1940 yılından sonra geliştirilen yüksek frekanslı, çok kısa dalga boylu osilatörler, lineer hızlandırıcılarda elektronların hızlandırılmasında kullanılmıştır. Daha sonra yüksek frekans kaynağı olarak 3000 MHz frekansta elektromanyetik dalga veren mikrodalga üreticisi (magnetron ve klaystron tüpleri) lineer hızlandırıcılarda kullanılmaya başlanmıştır. Magnetron veya klaystron, mikrodalga kavitelerinde yoğun elektromanyetik alanlar oluşturabilme yeteneğindedirler. Magnetron mikrodalga kaynağı, klaystron mikrodalga yükselticidir. Uygun dalga kılavuzu yapılarıyla birleştirildiklerinde, elektronları rölativistik hızlara ulaştırmayı mümkün kılar. Bu tüplerden elde edilen mikrodalga hızlandırıcı tüpün içine gönderilir. Şekil 2.2’de bir medikal lineer hızlandırıcı cihazının şematik yapısı görülmektedir.



Şekil 2.2 Medikal lineer hızlandırıcı şematik temel yapısı

Güç kaynağı; merkezinde katot, çevresinde anot bulunan silindirik yapıli impuls (atma) oluşturan şebeke ağı ve hidrojen thyatron lambalarını içeren modülatöre doğru akım verir. Elektrik akımı modülatörde depolanır ve bir kontrol sistemi bu akımla belli aralıklarla mikrodalga oluşturur. Modülatörden çıkan yüksek voltajlı atmalar magnetron veya klystron tüplerine ve aynı zamanda elektron tabancasına iletilir. 15 MeV’den daha yüksek enerjili elektronlar için klystron kullanılır. Hızlandırıcı dalga kılavuzu silindirik

tüpten oluşmuş seri bakır odacıklardan ibarettir. Bu tüpe yüksek derecede vakum uygulanır.

Elektron tabancasından elde edilen elektronlar 50 keV'luk enerji ile hızlandırıcı bakır tüpün içerisine gönderilir. Magnetron veya klystrondan çıkan elektromanyetik dalgalar hızlandırıcı tüpe gelir. Böylece odacıklarda 3000 MHz frekansında titreşimler oluşturulur. Odacıkta oluşan bu yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar, odacığın ortasındaki kanala iletilir. Bu arada elektron tabancasından elde edilen elektronlar, 50 keV ile hızlandırıcı bakır tüpe girer, elektromanyetik dalgalara bindirilir ve odacıktan odacığa bu kanal boyunca doğrusal olarak hızlanarak ilerler. Bir elektron AC geriliminin periyodunun yarısına eşit bir zaman için, alan olmayan bir bölgeye sürüklenir. Bu yolla gerilim kutuplanması, elektronun sürüklenme tüpü içerisinde geçirdiği sürede tersine çevrilir ve bir sonraki boşluğu geçerken hızlandırılır. Son odacıktan çıkan elektronların hızları her odacıktan aldıkları hızların toplamına eşit olur. Bu işleme lineer hızlandırma denir. Lineer hızlandırma odacıklarına iletilen titreşimlerin hepsinin aynı frekansta olmasını sağlamak, frekans düzenleyicisi ve lineer hızlandırıcı tüpünde oluşabilecek iyonları tutarak daha önce oluşturulan vakumu sağlamak için vakum pompası kullanılır. Elektronları bir demet halinde toplamak ve bu halde hedefe göndermek için manyetik odaklayıcılar bulunmaktadır. Daha yüksek enerjili demetler elde etmek için tüp ile hedef arasındaki yönlendirici mıknatıs (bending) ile 90 derece veya 270 derece saptırılarak şekil 2.3'de görüldüğü gibi hedef (target) veya kolimatör sistemine yönlendirilir.

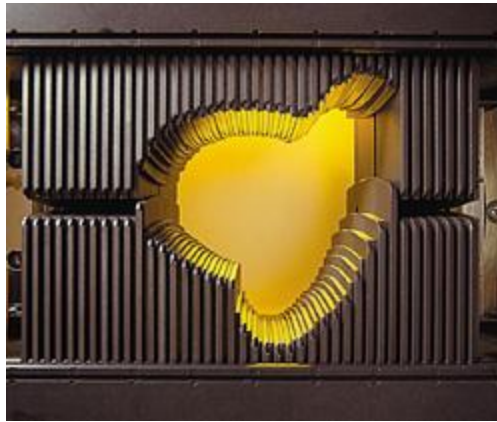


Şekil 2.3 Bir medikal lineer hızlandırıcı gantri yapısı

Bir birincil sabit kolimatör (genellikle tungsten) hedefin altına düzleştirici filtrenin üzerine monte edilir. İki ucu açık küçük eğimli bir koni şeklindeki bu cihaz, sadece ileri doğru saçılan X-ışınlarının lineer hızlandırıcı dışına çıkmasına izin verir. Bu kolimatör kafa sızıntısından yani gantriden saçılan fotonlardan kaçınmaya yardımcı olur. Bu kolimatörün boyutları genellikle ikincil kolimatörün olmadığı durumda 100 cm SSD'ye yaklaşık 50 cm çap verecek kadardır (Madcalse 2002).

Bir ikincil kolimatör sistemi genellikle yaklaşık 8 cm kalınlığında tungsten veya kurşundan yapılmış iki çift metal bloktan oluşur. Çene içinden sızan doz, zırhlanmamış demetten kaynaklanan dozun yaklaşık % 0.4'ü kadardır. Hastada her çene (Jaw) için kolimatörler 0-40 cm aralığında farklı dikdörtgensel alanlar oluşturmak için ayarlanabilirler (Madcalse 2002) .

Kurşun, serrobend ya da tungstenden yapılan üçüncül kolimatörler dairesel alanları sınırlandırmak için kullanılırlar. Bu kolimatörler demet merkezi eksenine paralel ya da demet diverjansına (ışın demetinin kaynaktan olan uzaklığın artmasına bağlı olarak açılmasıdır) uyumlu olarak dizayn edilebilirler. Bu kolimatörler genellikle hızlandırıcının kafasına bağlanan yuvalara monte edilirler. Böylece bu kolimatörler hızlandırıcının ikincil kolimatörlerinin altına yerleştirilmiş olurlar. Şekil 2.4'de görüldüğü gibi farklı yaprak kalınlıklarına sahip Çok Yapraklı Kolimatör (ÇYK) sistemleri vardır.



Şekil 2.4 Bir medikal lineer hızlandırıcıda ÇYK görünümü

Demet penumbrasını minimuma indirmek için kolimatör yuvasının dizaynıyla üçüncül kolimatörler X-ışını kaynağına yakın olarak dizayn edilebilir ve bu dizayn gantriye hasta etrafında daha büyük bir hareket özgürlüğü sağlar (Khan 2003).

Lineer hızlandırıcılar X-ışını modunda çalıştırıldığında elektron demeti bir hedefe çarpar ve Bremsstrahlung X-ışını üretilir, elektron modunda çalıştırıldığında elektronlar genellikle lineer hızlandırıcı çıkışında bir saçıcı foile çarparlar.

Lineer hızlandırıcının çalışmasında kritik olan diğer sistemler ve yardımcı sistemler; lineer hızlandırıcı bileşenlerinin sıcaklığını düzenlemek için bir soğutma sistemi, hızlandırıcı dalga kılavuzunda vakum oluşturmak için bir iyon pompası sistemi, pnömatik sürücüler için bir basınç sistemi, iletici dalga kılavuzunun dielektrik dayanıklılığını artırmak için bir gaz sistemidir.

2.2 Bilgisayarlı Tomografi

Radyoterapide tedavi edilmesi ve korunması gereken hacimlerin doğru belirlenebilmesi için BT cihazları kullanılmaktadır. Şekil 2.5’de görüldüğü gibi BT cihazı; X-ışın tüpü ve dedektörlerin içinde bulunduğu gantri, hasta masası ve kontrol ünitesinden oluşmaktadır.

Bilgisayarlı tomografide, X-ışını tüpü kullanılarak, belirli bir derinlikteki obje görüntülenmektedir. Temelde dar ışın veren X-ışını tüpü ile hastanın karşısındaki radyasyon dedektörü beraber hareket ederek tarama yapmaktadır. BT’de yüksek kalitede görüntü elde edilebilmektedir. Hasta yüksek radyasyon dozu soğurmasına rağmen, yumuşak dokular için görüntü kalitesi düşüktür.



Şekil 2.5 GE marka LightSpeed RT Bilgisayarlı tomografi cihazı

Görüntülerdeki düzeltmeler ve matematiksel işlemler, bilgisayar tarafından yapılmaktadır. Soğurma katsayılarına bağlı BT numaraları üretilmektedir. BT numaraları -1000 ile +1000 arasındadır. Hounsfield birimi de denilen BT numarası (HU) Denklem 2.1’de gösterildiği gibi hesaplanmaktadır.

$$HU = \frac{\mu_{\text{doku}} - \mu_{\text{su}}}{\mu_{\text{su}}} \times 1000 \quad (2.1)$$

Buradaki μ lineer soğurma katsayısıdır. Hounsfield numarası suyun soğurma katsayısındaki % 0,1’lik değişimi vermektedir. BT numarası, gri skalaya dönüştürülerek görüntü meydana gelmektedir. BT numarası değiştirilerek, istenilen organ görüntüsü elde edilebilmektedir.

Bir BT görüntüsü, BT tarafından ölçülmüş göreceli doğrusal azalım katsayısının matrisinden yeniden yapılandırılır. Tipik bir matris 1024x1024 piksel denilen resim elemanından oluşur. Her bir piksel, BT tarayıcısında kullanılan tarayıcı demet için dokunun göreceli doğrusal azalım katsayısının bir ölçüsüdür. Doku temsilcilerini içeren fantomları (BT fantomları) kullanarak BT tarayıcılarının kalibrasyonunun yapılmasıyla, piksel değeri (BT numaraları) ve doku yoğunluğu arasındaki ilişki kurulabilir. Bu, doz

dağılımlarının hesaplanmasında doku homojensizlikleri için piksel düzeltme sağlar (Schneider vd. 1996) .

3B tedavi planlamasının en önemli özelliklerinden biri, özgün çaprazlama ile (enine) görüntünün başka düzlemlerde yeniden yapılandırılma kabiliyetidir. Buna “digitally reconstructed radiograph” (DRR) denir. Yüksek kaliteli DRR elde etmek, sadece yüksek kontrast ve çözünürlükte görüntüler değil, aynı zamanda yeterli derecede küçük kesit kalınlığı gerektirir. Kesit kalınlığı, ihtiyaca bağlı olarak genelde 2-10 mm arasında seçilir; örneğin, daha ince kesitler tümör konumu ya da yüksek kalitede DRR için ve daha kalın kesitler tümör hacminin dışındaki bölgeler içindir. Spiral ya da sarmal BT tarayıcıları, hasta tarayıcı çemberine doğru ilerlerken, X-ışını tüpünün sürekli dönüşüne izin verir. Bu önemli ölçüde toplam tarama süresini azaltır ve bu yüzden yüksek kalitede BT görüntüleri ve DRR için gerekli büyük sayıda ince kesitin kazancına izin verir.

Yüksek görüntü kaliteli BT taramasının yanı sıra, tedavi planlaması, hasta pozisyonlanması, hareketsizliğinin sağlanması ve görüntülerde görülebilen dış işaretleyiciler gibi özel etmenler gerektirir. Tedavi planlaması için BT masası düz olmalı ve hasta asıl tedavideki gibi aynı pozisyonda ayarlanabilmelidir. Hareketsizliğin sağlanması durumları 3B KRT için önemlidir ve tedavide olduğu gibi BT için de aynı olmalıdır. Hasta cildinde belirleyici noktalar BT görüntülerinde görülebilir olmalıdır (Khan 2003).

2.3 Tedavi Planlama Sistemleri

Radyoterapide bir tedavi planının amacı en az sağlıklı doku komplikasyonu ile maksimum tümör kontrolü sağlamaktır. En uygun tedavi planı için optimum demet şekillendirilmesi ile optimum doz dağılımı elde edilmelidir.

Tedavi planlamaları 1960’larda standart izodoz kartları kullanılarak hasta konturları üzerinden elle planlamalarla başlamıştır. Teknolojinin gelişmesi ile 1965’lerden sonra 2B bilgisayarlı planlamalara geçilmiş daha sonra BT görüntüleri kullanılarak 3B

planlamalar yapılmıştır. Günümüzde şekil 2.6’da görüldüğü gibi ticari olarak geniş bir yelpazede yazılım ve donanım seçeneklerine sahip TPS’ler mevcuttur.



Şekil 2.6 TPS’de örnek bir hasta planı, kesitleri ve doz hacim histogramı

TPS belirli bir program altında çalışabilen yazılımdan oluşan bir sistemdir. Bilgisayar ortamında farklı enerjilerde, farklı eşmerkez, farklı SSD ve istenilen alan boyutlarında foton ya da elektron demetleri oluşturmak ve bu demetleri farklı tedavi teknikleri ile hastaya yöneltmek ışınlanan bölgedeki doz dağılımlarını elde etmek mümkündür.

Tedavi planlamaları; hasta teşhisi, tümör sınıflandırılması, tedavi planlamaları için BT, MRG ya da PET-BT gibi görüntülerin elde edilmesi, tedavi edilecek hacimler (GTV, CTV, PTV) ve kritik organ ya da dokuların belirlenmesi, optimal demet yerleştirme ve tedavi simülasyonu ile doz optimizasyonu yapılarak tamamlanmaktadır.

Bir tedavi planlamasının optimizasyonu sadece uygun alan ayarlamalarının tasarımını değil, aynı zamanda demet yönlerinin, alan sayılarının, demet ağırlıklarının ve kama filtreler, kompensatörler, dinamik çok yapraklı kolimatörler gibi değiştiricilerin yoğunluğunun ayarlanmasını da gerektirir. İleri planlama sisteminde bu parametreler tekrarlayıcı ya da deneme-yanılma esasına göre seçilir ve bu nedenle karışık bir durum için, eğer yüksek dereceli optimizasyon isteniyorsa, tüm işlem çok yoğun bir çaba ister. Bununla birlikte uygulamada, çoğu uygulamacı standart teknikle başlar ve onu, verilen hasta için BEV, 3B doz gösterimleri, aynı düzlemde olmayan demet seçimleri,

yoğunluk ayarı ve doz-hacim histogramları gibi araçları kullanarak optimize eder. Zaman, 3B KRT planlamak için verilen durumun karışıklığına ve tedavi planlama sisteminin hızına bağlıdır. Son tedavi planı, hasta bilgi girdisinin kalitesi, görüntü kesitleri, görüntü kaydı, alan ayarları, doz ölçümü, plan değerlendirmesi ve plan optimizasyonu kadar iyi olmalıdır.

TPS'ler içerdği özel algoritmalar yardımıyla, sisteme önceden girilen ışınlama cihazına ait demet enerjisi, doz verimi, % DD, TAR, SAR, TMR, Sc ve Sp gibi dozimetrik parametrelerden gerekli olanlarını, sonradan girilen hedefe (yani hastaya), tedavi tekniğine ışınlamaya ait parametreleri ilişkilendirerek doz hesabı yapmaktadır. Bu hesaplamalar sonunda, radyasyonun hedef içindeki dağılımı, komşu doku ve organlar ile tümörün alacağı doz belirlenebilmektedir.

TPS'lerde tedavide kullanılan cihaza ait dozimetrik parametreler kuruluş aşamasında yüklenmekte ve periyodik olarak kontrol edilmektedir. Hastaya ait bilgiler ise tedavi aşamasında girilmektedir. Hastanın ışınlanacak bölgesinde yer alan kritik organlar, tümör hacmi ve ışınlanması planlanan hedef hacim belirtilmelidir. Daha sonra istenilen özelliklere sahip foton ya da elektron demetleri oluşturularak, hedef bölge üzerine gönderilmektedir. Yazılım girilen tüm bilgileri göz önünde tutarak MU ve izodoz hesaplamaları, DVH ve DRR oluşturma, IMRT optimizasyonları gibi istenilen dozimetrik hesaplamaları gerçekleştirmektedir (Khan 2003) .

2.4 Doz Hesaplama Algoritmaları

Günümüzde tedavi planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC gibi çeşitli algoritmalar kullanılmaktadır. Kullanılan bu algoritmaların birbirlerine kıyasla avantajları ve dezavantajları vardır. Bu algoritmalarda; yüksek ve düşük yoğunluklu ortam geçişlerinde, ara yüzlerde, akciğerdeki hava ortamında, cilt girişlerinde tedavi alanlarının küçük ve düzensiz olması gibi durumlarda farklılıklar yaşanmaktadır. Çizelge 2.1'de yüksek ve düşük yoğunluklu ortam geçişlerinde, ortamda suya göre yoğunluk farkından kaynaklı etkileri göstermektedir.

Çizelge 2.1 Suyu göre yüksek ve düşük yoğunluklu ortam geçişlerinde görülen etkiler

Ortam	Yoğunluk (g/cm ³)	Suya Göre Oran	Etki
Hava	0.0012	1/800	Azalım ve Saçılma
Akciğer	0.2-0.3	1/5	Azalım ve Saçılma
Su (Yumuşak Doku)	1.000	1.0	
Kemik	1.6	1.6X	Azalım ve Saçılma
Titanyum	4.5	4.5X	Azalım
Çelik	7.5	7.5X	Azalım

Bir hastada nokta dozun hesaplanması için uygun olan yarıküresel yöntemler geliştirilmiştir. Kontur düzensizlikleri ve doku heterojeniteleri düzeltmeleri için yöntemler vardır. Bu yöntemlerdeki bazı bileşenler ticari TPS algoritmaları doz hesaplamalarına adapte edilmiştir. Modern TPS'ler yazılımlarını doz hesaplamaları, özel 3B grafikler, veri girişi ve işlenmesi konularında güncellemişlerdir. Bazı 3B planlama sistemleri 2B temel doz hesaplama algoritmaları (herhangi bir kesitte verilen doz dağılımının hesaplanması komşu kesitlerdeki doku kompozisyonun değişikliğinden etkilenmeyen) kullanmaya devam etmektedir, ancak 3B'a interpolasyon yaparak geçmektedir. Doku heterojeniteleri olması durumunda komşu kesitler dozun hesaplandığı kesitteki doku kompozisyonu ile benzer varsayılmaktadır. Bu varsayım o kadar kötü olmasa da yanlıştır. Komşu kesitlerden gelen lateral saçılım, tümör tedavisinde küçük alanlar kullanılması veya akciğer ya da büyük hava kaviteleri ile çevrilmiş yapılar gibi durumlar haricinde ikincil öneme sahiptir. Diğer yandan komşu kesitler için aynı yapının olduğu varsayımı doz hesaplama sürecini daha basit algoritmalar kullanarak önemli ölçüde hızlandırır. Ancak nonkoplanar demetlerin sıklıkla kullanıldığı ve doz dağılımlarının birden çok düzlemde değerlendirildiği 3B KRT'de doz hesaplama algoritmasının homojen ortamlar için $\pm\% 3$ ve heterojen ortamlar için $\pm\% 5$ doğrulukta hesap yapabilmesi hayati öneme sahiptir. Plan optimizasyonu tekrar eden bir süreç olduğu için hesaplama hızı çok önemlidir. Bu nedenle en iyi algoritma doğruluk ve hız açısından en dengeli olanıdır.

Algoritmalar; düzeltme tabanlı, model tabanlı ve direkt MC olmak üzere 3 kategoriye ayrılır. Bu yöntemlerden herhangi biri 3B tedavi planlaması için kullanılabilir ancak hız

ve doğrulukları birbirlerine göre değişebilir. Ancak model tabanlı algoritmalar ve direkt MC günümüzün tercih edilen algoritmaları olarak görünmektedir. Bunun nedeni 3B’te radyasyon taşınmasını simüle edebilmeleri, dolayısıyla, akciğer gibi düşük yoğunluktaki dokular ve heterojen dokular altında meydana gelebilecek yüklü parçacık eşitsizliğinde (elektronik dengenin sağlanamaması durumunda) daha doğru doz dağılımı elde edebilmeleridir. Günümüzde her ne kadar düşük hızda olsalar da modern bilgisayarların veri depolama kapasitesi ve artan hızları sayesinde bu sınırlama ortadan kalkmaktadır. Çizelge 2.2’de doz hesaplama algoritmalarında doz hesaplama yöntemlerinin karakteristik özellikleri ve kullanım farklarında önemli noktaları verilmektedir.

Çizelge 2.2 Doz hesaplama algoritmalarında doz hesaplama yöntemlerinin karşılaştırılması (Ahnesjö vd. 2013)

	Yöntem karakteristikleri	Farkları
MC (Model Tabanlı)	Açık ve belirgin parçacık taşıma simülasyonu; Doğru ve kesindir. Gürültü dağılımı yoktur.	Geliştirilmekte olan klinik kullanımlarda standart araştırma aracıdır.
Nokta Kernel metotları Konvolüsyon/Süperpozisyon, CCC (Model Tabanlı)	Saklı parçacık taşıma; Doğru ve kesindir. Küçük sistematik hatalar yoktur.	Akciğerde doğru hesaplamalar için kullanılan yöntemlerdir.
Kalem (Pencil) Kernel Yöntemler (Model Tabanlı- Düzeltilme Tabanlı)	Heterojenite etkisi düzeltmelerle hesaba katılır.	Klinik uygulamaların çoğunda kullanılmaktadır.
Saçılan Doz Tahminleri (Düzeltilme Tabanlı)	‘Yarı’ kalem kernel yöntemleri kullanır.	Düzeltilme tabanlı hesaplamalarda sıklıkla kullanılır.
1D heterojenite düzeltmeleri (Düzeltilme Tabanlı)	Modeller sadece olayın olduğu yönde hesaplar.	Herhangi yöntemde heterojeniteler için doğru doz hesaplamada kullanılabilir.

2.4.1 Düzeltme tabanlı algoritmalar

Bu algoritmalar yarı küreseldir. Temel olarak kübik su fantomundan elde edilmiş ölçülen verilere dayanır. Hasta içindeki doz dağılımını hesaplamak için analitik fonksiyon veya faktörler şeklinde çeşitli düzeltmeler uygulanabilir. Tipik olarak bu düzeltmeler; kontur düzensizlikleri için azalım düzeltmeleri, saçılma hacmi, alan boyutu, alan şekli ve radyal mesafenin bir fonksiyonu olan saçılım düzeltmeleri, ters kare kanununa göre kaynaktan hesaplama noktasına olan mesafe için geometrik düzeltmeler, kama filtreler, kompensatörler, bloklar gibi demet yoğunluğu düzenleyicileri için azalım düzeltmeleri, radyolojik yol uzunluğuna dayalı doku heterojeniteleri için azalım düzeltmeleridir.

Düzeltme tabanlı algoritmalar basitçe ölçülmüş derin dozu interpolate etmekten özel durumlar altındaki çeşitli düzeltme faktörlerini öngörmede kullanılan özel formüle edilmiş analitik fonksiyonları kullanmaya kadar geniş bir çeşitliliğe sahiptir. Herhangi bir noktadaki toplam doz, genellikle ayrı ayrı hesaplanan birincil ve saçılım bileşenlerini toplayarak hesaplanır. % DD, TAR, TMR Clarkson metodu (herhangi bir şekile sahip doz integrasyonu) hesaplamaları açısından örnektir. Bu yöntemler elle hesaplamalarda kullanılabileceği gibi hastanın herhangi bir noktasındaki soğurulan dozu hesaplamak için düzeltme tabanlı bir bilgisayar algoritmasında kullanılabilir (Khan 2010). Düzeltme tabanlı algoritmaların doğruluğu, özellikle elektronik dengenin tam olarak sağlanamadığı akciğer ve doku ara yüzlerinde 3-B heterojenite düzeltmeleri için sınırlıdır.

2.4.1.1 Pencil beam algoritma

PB algoritmalar da doz hesaplaması sonsuz dar kalem demetlerle doz dağılımına dayanmaktadır. Doz kernelleri homojen su ortamında yapılan doz ölçümlerinde elde edilmektedir. PB algoritmalar da inhomojenite düzeltmesi sadece demet yöneliminde merkezi eksen doğrultusunda hesaba katılmaktadır. Bu durum yüksek ya da düşük yoğunluk heterojenitesi içeren bir akciğerdeki tümör ya da göğüs duvarı tedavi ederken doz hesaplamalarında beklenilmeyen hatalara neden olabilir.

Gerçek hasta vücudu farklı yoğunlukları içerir. Her bir kalem demette düzeltme faktörü uygulamaya ihtiyaç vardır ve demet azalımında bu düzeltme faktörünü hesaba katar. Düzeltmenin ihmal edilmesi potansiyel doz hatalarına neden olur. (Dorje 2014) tarafından yapılan bir çalışmada; yüksek yoğunluklu bir ortamda PB algoritma hesaplamasında dozun % 7.3'den fazla hesaplandığı gösterilmiştir.

2.4.2 Model tabanlı algoritmalar

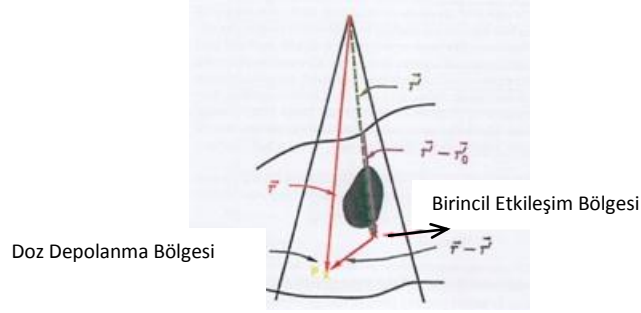
Model tabanlı algoritmalar küreseldir ve gerçek radyasyon taşınmasını simüle eden fiziksel bir modelle doz dağılımını hesaplar. Birincil foton etkileşimini takip eden enerji dağılımı ve herhangi bir noktadaki primer foton enerji akışı olayını modelleme yeteneğinden dolayı, etkileşim bölgesinden uzaktaki saçılmış fotonların ve elektronların taşınmasını simüle edebilir.

2.4.2.1 Konvolüsyon-süperpozisyon yöntemi

Model tabanlı algoritmaların bir sınıfı olan konvolüsyon-süperpozisyon 1980'lerin ortasından itibaren geliştirilmektedir. Bir konvolüsyon-süperpozisyon yöntemi, primer foton etkileşimden ortaya çıkan saçılan foton ile elektronları ve primer fotonun taşınmasını ayrı bir şekilde göz önüne alan bir konvolüsyon denklemine sahiptir.

$$\begin{aligned} D(\vec{r}) &= \int \frac{\mu}{\rho} \Psi_p(\vec{r}') A(\vec{r} - \vec{r}') d^3 \vec{r}' \\ &= \int T_p(\vec{r}') A(\vec{r} - \vec{r}') d^3 \vec{r}' \end{aligned} \quad (2.2)$$

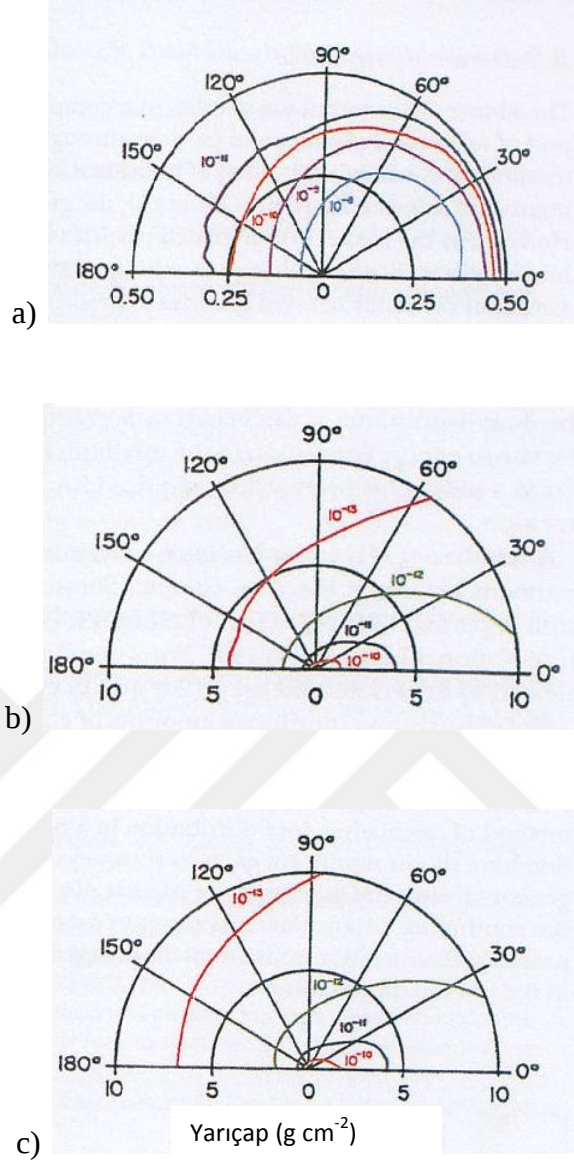
Burada μ/ρ kütle azalım katsayısı, $\Psi_p(\vec{r}')$ primer foton enerji akışı ve $A(\vec{r} - \vec{r}')$ konvolüsyon Kernel'idir (primer foton etkileşim bölgesinde harekete geçen saçılmış fotonlar ile elektronların doz dağılım aktarımının bir matriksidir). Şekil 2.7 radyasyon taşınmasının geometrisini göstermektedir. Kütle azalım katsayısı ve primer enerji akısının ürünü Terma (birim kütle için bırakılan toplam enerji) olarak adlandırılır.



Şekil 2.7 Radyasyon taşınmasının geometrisi (Khan 2010)

Terma, fotonlar tarafından harekete geçirilen elektron formunda birim kütle başına bırakılan kinetik enerjiyi tanımlayan Kerma'ya benzerdir. Kernel etkileşim bölgesindeki birim Terma tarafından oluşturulan doz matriksidir. Bir hacim üzerinde birleştirildiğinde Terma ve doz Kernel'inin ürünü Denklem 2.2'de verilen doz değerini gösterir. $A(\vec{r} - \vec{r}')$ Konvolüsyon kerneli, doğrudan ölçüm ya da hesaplamayla elde edilen doz saçılım düzeni tarafından tanımlanabilir. En sık kullanılan yöntem, primer foton etkileşim bölgesinden kaynaklanan saçılan fotonlar ve elektronlar tarafından tüm yönlerdeki doz aktarımlarını belirleyen ve yüksek sayıdaki primer fotonların etkileşimlerini simüle eden MC'dur. Şekil 2.8'de MC programı tarafından oluşturulan Co-60'ın su için Kernel'ini göstermektedir. Kernel'deki doz dağılımının incelenmesi MV foton demetlerinden beklendiği gibi Kernel tarafından yapılan doz aktarımının ön tarafa doğru pik yaptığını göstermektedir. Primer foton taşınmasının modellenmesi de lineer hızlandırıcı X-ışını demetleri için doz Kernel'inin hesaplanması foton enerji spektrum bilgisi gerektirir. Kernel hastadaki herhangi bir noktadaki dozun hesaplanması için kullanılan konvolüsyon denkleminin hayati bir bileşenidir. Denklem 2.3'deki gibi bir konvolüsyon denklemi kullanan TPS'nin kabul edilmesindeki önemli görevlerden biri, modellenmiş demetin ölçülen DD dağılımı ve demete dik düzlemdeki doz profilini alan boyutu ve derinliğin bir fonksiyonu olacak şekilde uygun hale getirmek maksadıyla MC tarafından oluşturulan enerji spektrumunun düzenlenmesidir.

Şekil 2.8'de MC simülasyonu ile hesaplanmış su için Co-60'ın doz Kernelleri verilmiştir. İzodeğer çizgilerinin birimleri cGy.MeV olarak gösterilmektedir (Khan, 2010).



Şekil 2.8 a. Birincil fotonlar tarafından harekete geçirilen elektronların primer katkısı, b. Birincil saçılım katkısı, c. Primer ve saçılan katkılarının toplamı

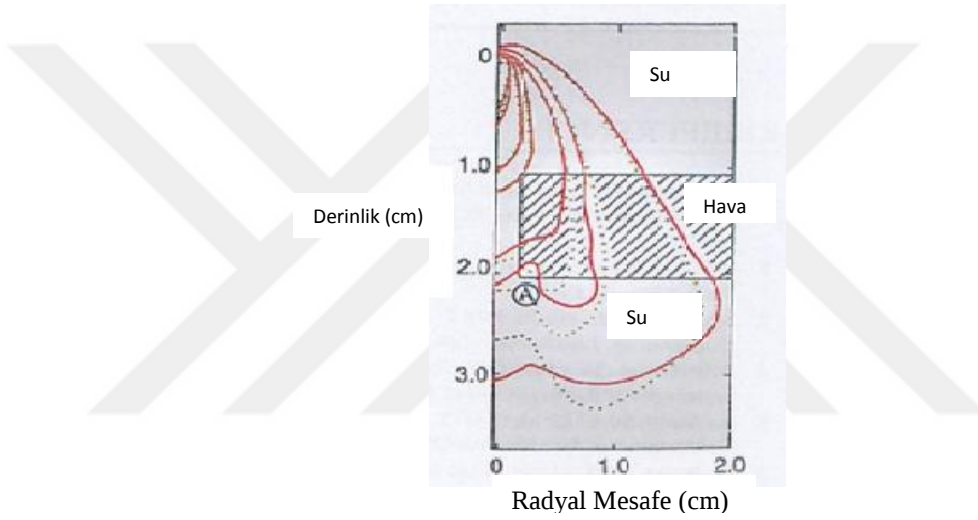
Bir konvolüsyon denklemi radyolojik yol uzunluğu için (suya göre elektron yoğunluğunun mesafe düzeltmesi) düzenlendiğinde konvolüsyon-süperpozisyon denklemi olarak adlandırılır.

$$D(\vec{r}) = \int T_p(\rho_{\vec{r}} \cdot \vec{r}') A(\rho_{\vec{r}-\vec{r}'} \cdot (\vec{r} - \vec{r}')) d^3 \vec{r}'$$

(2.3)

Burada $\rho_{\vec{r} \cdot \vec{r}'}$, kaynaktan birincil foton etkileşim bölgesine olan radyolojik yol uzunluğudur. $\rho_{\vec{r} - \vec{r}' \cdot (\vec{r} - \vec{r}')}$ ise, primer foton etkileşim bölgesinden doz aktarım bölgesine kadar olan radyolojik yol uzunluğudur.

Doz Kernel $A(\rho_{\vec{r} - \vec{r}' \cdot (\vec{r} - \vec{r}')})$ sudaki MC tarafından oluşturulan mesafe skalası kullanılarak hesaplanabilir. Şekil 2.9 ranj skalası yöntemi ile elde edilen Kernel'in MC tarafından doğrudan homojen ortam için oluşturduğu Kernel ile iyi bir şekilde mukayese edilebileceği gösterilmektedir.



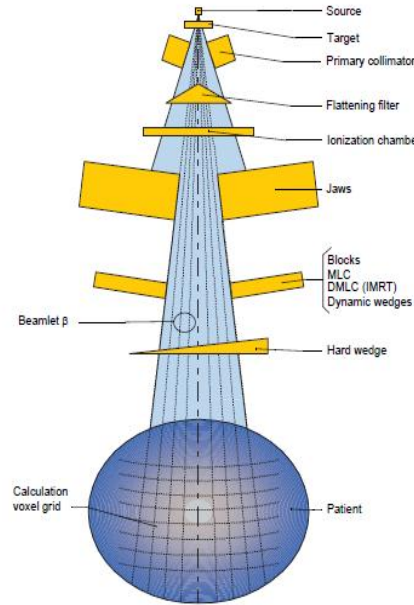
Şekil 2.9 Bir hava halkası içeren su fantomundaki MC tarafından oluşturulan 6 MeV primer foton Kernel'inin karşılaştırılması

Düz çizgi heterojen durumlar için ifade edilen Kernel'in hesaplanmasıdır. Kesikli çizgi ise ranj skalandırılması kullanılarak heterojen fantom için düzenlenmiş olan Kernel'dir (Khan 2010).

2.4.2.2 Anizotropik analitik algoritma

AAA gerçek doz hesaplaması için gerekli temel fiziksel parametrelerin tanımlanmasını birincil demet modellemesi ve ikincil demet modellemesi ile yapmaktadır. Parçacık akıları, foton ve elektrondan oluşan klinik demet enerji spektrumunu kullanmaktadır. Klinik demet bir çoklu kaynak demeti kullanılarak temsil edilmektedir. Birincil foton

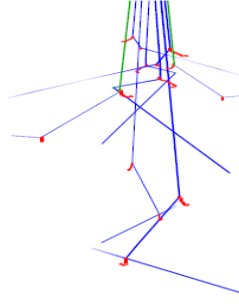
enerji akısı (birincil kaynak), ekstra foton enerji akısı (ekstra odak kaynak), kontamine elektron akısı (elektron kontamine kaynağı) ve fiziksel kama filtreden foton saçılması (kama filtre saçılma kaynağı) parametrelerini hesaba katarak doz hesaplaması yapmaktadır. AAA algoritmada doz hesaplama için hesaba katılan bileşenler şekil 2.10'da gösterilmektedir.



Şekil 2.10 AAA için doz hesaplama bileşenleri

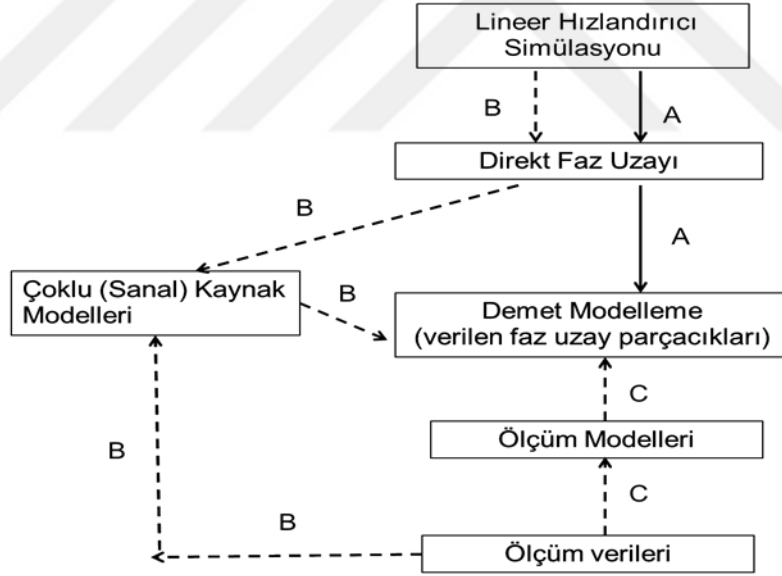
2.4.2.3 Monte Carlo yöntemi

Pratikte karşılaşılan zorlukların giderilmesi için fiziksel fantomlar yerine matematiksel fantomlar kullanılmaktadır. X-ışını tetkiklerinin matematiksel benzeşimleri yapılarak organ dozlarının hesaplanmaları gerçekleştirilmektedir. MC yönteminde, belirli bir X-ışını spektrumuna ait her bir fotonun fantom ya da hasta boyunca yol aldığı mesafe izlenmekte ve bu yol boyunca yapabilecekleri etkileşmelerin olasılıkları kullanılarak tamamen soğuruldukları noktada ortama verdikleri enerji bulunmaktadır. Şekil 2.11'de MC simülasyonu ile her bir parçacığın madde içinde izleyebileceği yollar ve yapabileceği etkileşimlere örnek verilmektedir.



Şekil 2.11 MC simülasyonunda her bir parçacığın madde içinde izleyebileceği yollar ve etkileşimler

İnsan vücudunun son derece kompleks anatomisinin ve gerçek X-ışını spektrumunun matematiksel fantomlarda kullanılan geometrik ifadelerle tanımlanması bu yöntemdeki en önemli hata kaynağıdır. Matematiksel fantomda, organların temsilinde dikkate alınan yoğunluklar ve farklı elementlerin kompozisyonu tam olarak insan vücudunu yansıtmadığından bir miktar hata ortaya çıkacaktır.



Şekil 2.12 Lineer hızlandırıcı için demet model tanımlama diagramı

Burada A; lineer hızlandırıcı tedavi kafasının (gantri) simülasyonundan faz uzay bilgilerinin direkt kullanımı, B; faz uzay bilgisi ile ya da ölçülen verilerden çoğaltma olmadan türetilmiş çoklu (sanal) kaynak modelleri, C; ölçümlerden türetilmiş diğer modellerin geliştirilmesidir.

MC terminolojisi:

- RNG (Random Number Generator-Rastgele Sayı Üretici): 0 ve 1 arasında rasgele bir sayı seçerek, parçacığın (fotonun) yolunu belirler.
- Tarihçe: Bir parçacığın izidir. Parçacığın (fotonun) ortamdan geçerken kaybettiği enerjidir.
- Faz uzayı: 6 boyutta karakterize edilir.
- Olaylar: Fotoelektrik etki, kompton olayı, çift oluşumu ve elektron etkileşimleridir.
- Örneklem: Kullanılan RNG parametrelerinin olası dağılımından olay parametrelerinin çizimidir.
- Puanlama: İlgilenilen simülasyon süresince kazanılan değerdir.
- Tahmin edici: Puanlama yönteminin matematiksel ve algoritmik tanımlamasıdır.
- Kernel: Kalem ya da nokta bir MC simülasyonunda, puanlanmış bir küçük kalem demet bu yolda olayları ya da bir noktada meydana gelmesini içerir.

MC yönteminde; örneklemede olayların (etkileşimlerin) sonuçları tahmin edilerek, bilinen olasılıklar ve olasılık dağılımları kullanılır.

MC’da iki teorem kullanılır:

- 1- LLN (Law of Large Numbers- Büyük sayılar kanunu): Bu teoreme göre; çok sayıda izlenen parçacıklardan elde edilen sonuçların ortalaması beklenen değere yakın olmalıdır ve daha fazla izleri takip ederek sonuca daha yakın olma eğiliminde olacaktır.
- 2- CLT (Central Limit Teorem- Merkezi Limit Teoremi): örneğin; 3x3x3 mm vokselde 2 Gy doz 10^{11} foton ile çapraz bu voksel vokselde teslim edilebilir. Ancak 10^{11} foton simülasyonu alan boyutunda çarpılırsa sonsuz zaman alacaktır. LLN’ye göre tüm alanlar için 10^7 foton simülasyonun yapılabilir, böylece sonuçlar CLT’ye göre % 1 doğrulukla olacaktır.

MC yönteminde parçacıklar 6 boyutta faz uzayında karakterize edilir. $r = (x, y, z)$ ve $6D = (x, y, z, \theta, \phi, E)$ dir.

MC yönteminde; EGS4, EGSnrc, GEANT, PENELOPE, MCNP, MCNPx, FLUKA olarak tanımlanan MC kodları kullanılmaktadır.

2.4.2.3.1 Direkt MC

MC tekniği MC kodlarının olduğu, foton ve parçacıkların kendi etkileşimlerinin olası dağılımlarını belirlemek için milyonlarca foton ve parçacıkların madde içinden geçmesini simüle eden fiziğin temel kanunlarının kullanıldığı bir bilgisayar programını içerir. Daha fazla sayıda simüle edilmiş parçacıklar kullanılarak bu dağılımların doğruluğu daha iyi tahmin edilir. Ancak simüle edilen parçacık sayısı arttırıldığında, hesaplama süresi engelleyici bir şekilde uzun olacaktır. Dolayısıyla bir MC kod yazılımında zorluklar vardır. Parçacık demetinin ortalama davranış şeklini tahmin etmek için rastgele seçilen parçacıkların göreceli bir küçük örneğini kullanmak mümkündür. Doz dağılımı voksellerdeki biriken iyonizasyon olayları tarafından hesaplanmaktadır. Tahmin edilir ki; birkaç yüz milyondan bir milyar parçacığa taşıma uygun hassaslık ile radyoterapi tedavi planlama için gereklilik olacaktır. Hesaplama süresinin aşırı uzun olmasına rağmen, hastada hesaplanan doz dağılımlarında en doğru yöntemdir. MC simülasyonu ile yapılan örnek planlar, özellikle heterojen dokuların ara yüzlerinde ve akciğerde doz hesaplamasının doğruluğunda önemli kazançlar sağlamıştır. Burada parçacık dengesizliği belirli koşullar altında meydana gelebilir. Bilgisayar teknolojisinde ve hesaplama algoritmalarındaki devamlı gelişmeler ile günümüzde MC yöntemi rutin tedavi planlama uygulamalarında kullanılmaya başlamıştır (Khan 2010).

TPS'lerinde radyasyon taşıma simülasyonunda çok sayıda MC kod kullanılır; Electron Gamma Shower Version 4 (EGS4), ETRAN/ITS, Monte Carlo N-particle (MCNP), PENELOPE ve PEREGRINE (Lawrence Liver more National Laboratory).

Aşırı uzun hesaplama süresine rağmen, MC hastada en doğru doz dağılımını veren hesaplama yöntemidir. MC simülasyonu ile yapılan örnek planlar özellikle heterojen dokuların ara yüzlerinde ve akciğerde belirli koşullar altında meydana gelen parçacık dengesizliğinde doğru doz hesaplamada önemli kazançlar göstermiştir.

2.4.2.3.2 Özelleştirilmiş MC

Çalışma prensibi varyans azaltma tabanlı simülasyon ya da enerji taşıma tanımlanmasında belirli sadeleştirmelere dayanmaktadır. Ağırlıklı olarak tahmin ediciler kullanılır. FLUKA ve MCNPX nötron transport modülü, DPM elektron-foton kodları gibi özel amaçlı kodlar kullanılmaktadır (Colleen 2013).

2.5 Tedavi Sistemlerinin Kalite Kontrolü

Radyoterapide klinik sonuçları en iyi seviyeye getirmek ve tedavi alan her hastada gerekli kaliteyi sağlamak için TPS'lerin kalite kontrollerinin özenle yapılması gereklidir. Genellikle hastanın görüntüsünün alınmasıyla başlayan ve tedavi planlamasıyla devam eden radyoterapi süreci oldukça karmaşıktır. Tedavinin iyi yanıt vermesi ve tedavi güvenliği, planlanan radyasyon dozunun belirlenen hedefe doğru şekilde verilmesi ile sağlanır. Radyoterapide kalite kontrolün amacı, planlama ve tedavinin her aşamasında oluşabilecek hataları önlemektir. Bu nedenle tedavi planlamasında kullanılan BT gibi görüntüleme cihazları ve TPS'ler ile hastaya ait tedavi planlama bilgilerinin belirli aralıklarla ölçülmesi ve kontrol edilmesi gerekmektedir.

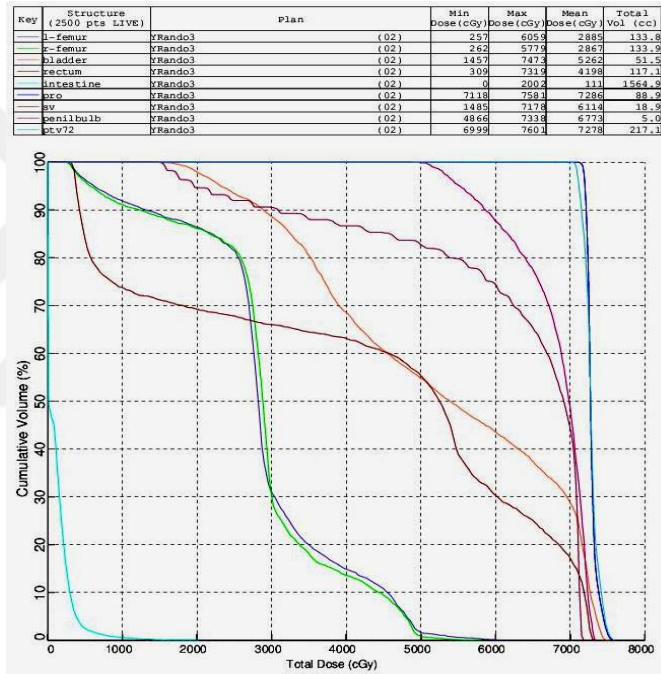
Hasta doz verifikasyonu yapılabilmesi için TPS'lerde hesaplanan doz dağılımlarının dozimetrik araçlar kullanılarak doğruluğunun kontrol edilmesi gerekmektedir.

Hasta tedavi planlamalarında ICRU 62'ye göre CTV ve PTV gibi oluşturulan hacimler ile hedef ve kritik organların konturlamaları yapılmaktadır.

RTOG QA grubu tarafından kullanılması önerilen doz hesaplama algoritmaları vardır.

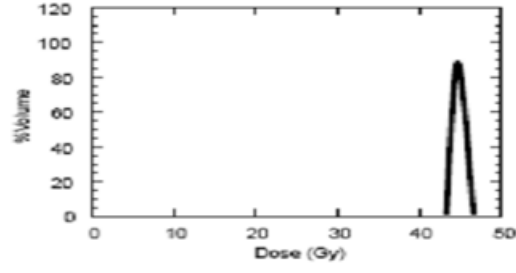
2.6 Doz Hacim Histogramları

Radyoterapide dozimetrik açıdan plan değerlendirmeleri; izodoz eğrileri ve doz hacim histogramları (kümülatif ve diferansiyel) aracılığı ile yapılmaktadır. DVH'ları hedef hacmin ya da kritik organların planlama sonucunda hacimsel olarak ne kadar doz aldığı konusunda bilgi vermektedir. Şekil 2.13'de bir prostat tedavi planlamasından elde edilen diferansiyel DVH görülmektedir. Radyoterapide plan değerlendirmelerinde genellikle diferansiyel DVH'ları kullanılmaktadır.

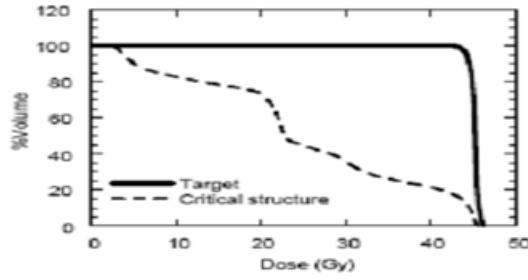


Şekil 2.13 Bir prostat radyoterapi planlamasında elde edilen DVH

Kümülatif ve diferansiyel olmak üzere iki tip DVH'ları vardır. Şekil 2.14'de görüldüğü gibi kümülatif (integral) DVH; hedef hacimde ya da kitir organlarda en az verilen dozu alan ve doza karşı çizilen hacmi, şekil 2.15'de görüldüğü gibi diferansiyel (direkt) DVH ise belirli bir dozu alan hacmi göstermektedir.

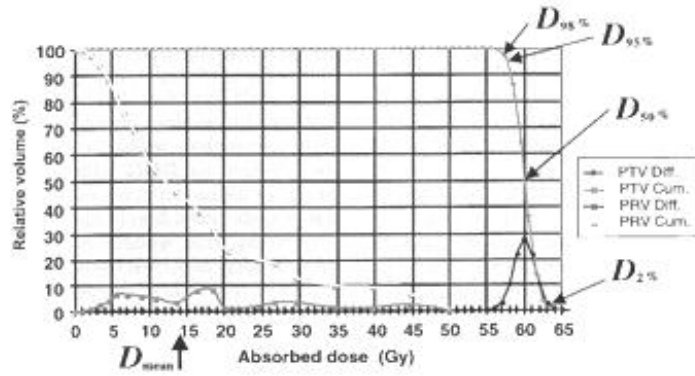


Şekil 2.14 Bir kümülatif DVH örneği



Şekil 2.15 Bir diferansiyel DVH örneği

ICRU 83 raporuna göre; DVH üzerinde maksimum doz $D_{2\%}$, mean doz (median doz) $D_{50\%}$, minimum doz $D_{98\%}$ olarak tanımlanmaktadır. Şekil 2.16 üzerinde $D_{2\%}$, $D_{50\%}$, $D_{95\%}$ ve $D_{98\%}$ görülmektedir.



Şekil 2.16 Maksimum, mean (ortalama) ve minimum doz tanımlamaları

2.6.1 Doz tanımlamaları

Doz tanımlamaları üç düzeyde yapılmaktadır:

Düzey I (Level I): ICRU 29, 50, 62, 71 raporlarına göre; referans nokta dozu tanımlanmaktadır. Hedef hacim içindeki minimum ve maksimum doz noktaları standart izodoz eğrileri ve derin doz tablolarından yararlanılarak tahmin edilebilmektedir. Bu düzey her merkezin en az tanımlaması gereken düzeydir, ancak gelişen teknolojilerle sadece palyatif tedavilerde referans nokta tanımları önerilmektedir (Anonyomus 1993).

Düzey II (Level II): İleri teknikte BT ve MR görüntülerinden yararlanılarak GTV; CTV, PTV, OAR ve PRV tanımlanır. Ayrıca tüm planlarda ve hacimlerde geçerli doz dağılımları DVH temelli tanımlamadır (ICRU 50, 62, 78, 83). Kalite güvenirliği (QA) programlarının olması ve uygulanması gereklidir (Anonyomus 1993).

Düzey III (Level III): Planlanan tedavi hacmi içinde doz dağılımının homojen olması gerekir ve +% 7; -% 5 doz farklılığına izin verilir (ICRU 50, 62). Dmak: 2B planlamada PTV ve riskli organdaki maksimum doz noktasıdır, 3B planlamada hacimdir. Dmin: PTV'deki minimum doz noktasıdır, hacim limiti yoktur.

Hesaplanan doz noktalarının ortalama, mean ve “en sık” dozları olan Dortalama ve Dmean bilgisayarlı tedavi sistemleri dışında verilmez. Sıcak nokta: PTV dışındaki yüksek doz alanlarıdır. Yüzde 100 üzerindeki izodozların geçtiği ve 15 mm'den büyük çapta anlamlıdır, özellikle göz, sinir, larenks gibi küçük riskli organlarda dikkat edilmelidir (Anonyomus 1993).

3. MATERYAL VE YÖNTEM

Bu tez çalışmasında çizelge 3.1’de gösterilen, farklı radyoterapi merkezlerinde bulunan lineer hızlandırıcı cihazları ve tedavi planlama algoritmaları kullanılmıştır. Baş-boyun, göğüs duvarı-supraklavükula bölgesi, akciğer ve prostat tedavi bölgeleri tedavi planlamaları için Alderson rando fantom ve doz doğrulamaları için TLD-100’ler kullanılmıştır. Işınlanan TLD-100’ler Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Dozimetre Laboratuvarında WinReims programı ve Harshaw 3500 TLD okuyucu sistemi kullanılarak doz değerlendirilmiştir. Küçük alanlarda ve farklı foton enerjilerinde (6-18 MV), akciğer, yağ, kas ve kemik gibi heterojenite ortamlarında doz dağılım farklılıklarını değerlendirmek için IMRT küp fantomu ve Benchmark IMRT fantomu kullanılmıştır.

Çizelge 3.1 Tez çalışmasında kullanılan lineer hızlandırıcı cihazları ve TPS algoritmaları

Sistem No.	Lineer Hızlandırıcı	TPS	TPS Algoritması
1	Elekta-Synergy® (Gülhane Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi, Ankara)	Precise Plan Release 2.16	PB
2	Siemens® Artiste™ (ONKO Radyoterapi Merkezi, Ankara)	Prowess Panther v 5.10	CCC
3	Varian Trilogy™ (Demetevler Onkoloji Hastanesi, Ankara)	Eclipse	AAA
4	Elekta Synergy® Platform (Celal Bayar Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi, Manisa)	Monaco v 5.10	MC

ICRU kriterlerine göre; radyoterapi kliniklerinde faaliyet gösteren medikal lineer hızlandırıcıların doz hesaplama doğruluğu % 2-3 içinde olmalıdır. Bu nedenle çizelge 3.1’de kullanılan lineer hızlandırıcı sistemlerinin doz verim değerleri kalibrasyon koşullarında 1cGy=1MU olacak şekilde kalibre edilerek, ışınlamalarda $\pm\%$ 1 aralığında olmasına özen gösterilmiştir.

3.1 Materyal

Dozimetrik ekipman olarak TLD, iyon odası, katı su fantomları, doku eşdeğeri homojen ya da farklı heterojenitelere sahip fantomlar ve Rando fantom kullanılmıştır.

3.1.1 IMRT küp fantom

Fantom (Şekil 3.1); baş-boyun küpü, iki lateral saçıcı vücut ve Torso fantom parçalarından oluşmaktadır. Tüm fantom boyutları 33cm x 36cm x 18cm dir. Fantom RW_3 ; su eşdeğeri polyester malzemesinden yapılmıştır. Bu malzeme yüksek enerjili X-ışınları ile kullanıldığında su eşdeğeri olarak kabul edilmektedir. Fantom içerisinde ölçüm yapılmak istenilen konuma film yerleştirilebilmektedir. 1 cm'lik bir grid içinde küp şeklindeki tüm noktalarda iyon odası kullanılabilmektedir.



Şekil 3.1 IMRT fantom

Fantom içerisinde 1mm, 2mm, 5mm ve 1cm kalınlıklarında RW_3 plakalar vardır. Akciğer, yağ (adipose), kas ve kemik yapıları temsilen elektron yoğunlukları çizelge 3.2'de verilen farklı heterojenite eklentileri bulunmaktadır.

Çizelge 3.2 IMRT fantomu heterojenite yoğunlukları

Heterojenite malzemesi	Suya göre elektron yoğunluğu	Fiziksel yoğunluk (g/cm ³)
Akciğer	0.193	0.20
Yağ	0.946	0.95
Kas	1.045	1.06
Kemik	1.544	1.63

3.1.2 Benchmark IMRT fantom

Benchmark IMRT fantomu su eşdeğeri malzemeden yapılmıştır. Tüm fantom boyutları 30cmx18cmx35cm dir. Fantom içerisinde belirli konumlara film yerleştirilebilmektedir ve şekil 3.2’de gösterilen konumlarda iyon odası kullanılabilmektedir. Akciğer ve kemik heterojenitelerini temsilen çizelge 3.2’de verilen yoğunluklara sahip eklentiler bulunmaktadır.



Şekil 3.2 Benchmark IMRT fantomu

Çizelge 3.3 Benchmark IMRT fantomu heterojenite yoğunlukları

Malzeme	Yoğunluk (g/cc)
Sanal su	1.030
Akciğer	0.30
Kemik	1.823

3.1.3 Alderson Rando fantom

Doku eşdeğeri bir maddeden yapılmış olup, şekil 3.3’de görüldüğü gibi insan vücudu veya bir organın radyasyon soğurma karakteristiklerini tayin etmek üzere kullanılır. Fantom malzemesi X ışını ve elektronlar için insan dokusunun radyasyona karşı eşdeğerleridir. Yumuşak doku, kemik ve akciğerler gerçek yoğunluklarına eşdeğerdirler. Yumuşak dokular ısı ile sertleşmiş ve sentetik bir maddeden üretilen rando plastiktir. Etkin atom numarası $7,30 \pm 1,25$ ve kütle yoğunluğu $0,985 \pm 1,25$ g/cm³ tür. Akciğerler, yumuşak doku ile aynı etkin atom numarasına (7,30) sahip olmalarına rağmen yoğunlukları $0,32 \pm 0,01$ g/cm³ tür. Fantomdaki kemikler insan kemikleridir ve fantomda da insan vücudunda bulunan boşluklar mevcuttur. Fantom 2,5 cm kalınlığında kesitlerden oluşmuştur. Her bir kesitte 3x3 cm² aralıklarla TLD yerleştirmek için dozimetre boşlukları vardır. Dozimetre boşlukları standart 5-6 mm çapındadır.



Şekil 3.3 Alderson rando fantom

3.2 Yöntem

BT’de Rando fantomun tomografi görüntüleri çekilerek GE Advance SimMD konturlama sisteminde Baş-Boyun, Akciğer, Göğüs Duvarı-Supra-Aksilla ve Prostat bölgeleri için ICRU protokolüne uygun olarak GTV, CTV ve PTV gibi hedef hacim konturlamaları ile ilgili kritik organlar konturlanmıştır. Baş-Boyun RT, Akciğer RT, Göğüs Duvarı-Supra-Aksilla RT ve Prostat RT tedavi planlamaları yapılmıştır.

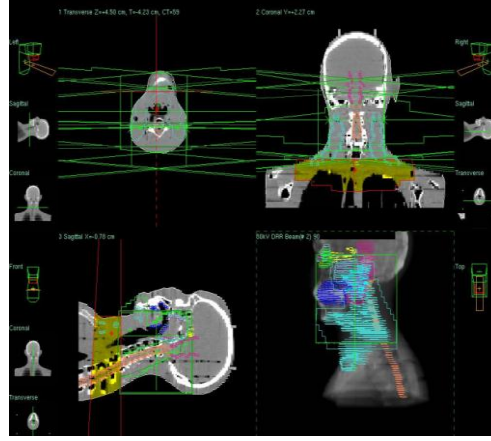
Tüm tedavi planlamaları Sistem no:1,2,3 ve 4 için aynı koşullarda hazırlanarak, elde edilen doz dağılımları için Rando fantom kullanılan lineer hızlandırıcı cihazlarında 2 Gy/fraksiyon olarak ışınlanmıştır.

3.2.1 Baş-Boyun RT planlaması

T2N0M0 evreli bir Nazofarenks hastası simülasyonu yapılarak, günlük 2 Gy olacak şekilde toplamda 50 Gy Nazofarenks -Supraklaviküler bölge tedavi planlaması 6 MV foton enerjisi kullanılarak hazırlanmıştır. Şekil 3.4’de görüldüğü gibi Rando fantomda tedavi bölgesinde uygun kesitlere TLD’ler yerleştirilerek 1 günlük tedavisi için ışınlanmıştır. Şekil 3.5’de görülen Baş-boyun RT planlama için; Rando fantom kesit numarası, Rando fantomda kullanılan TLD’lerin numaraları ve yerleşimleri çizelge 3.4’de verilmektedir.



Şekil 3.4 Baş-boyun RT planlamasında kullanılan Rando fantom kesitleri

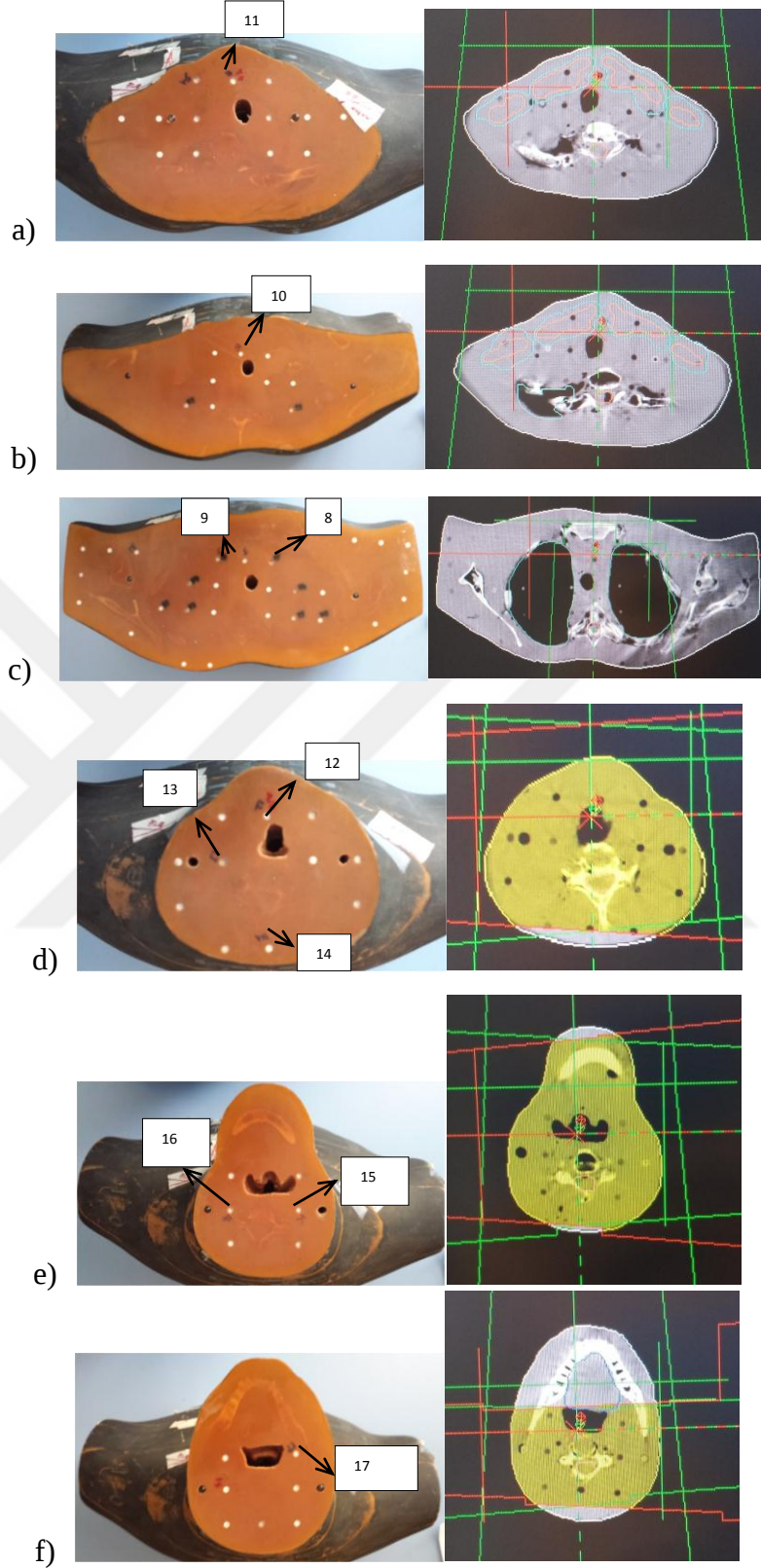


Şekil 3.5 Baş-boyun RT planlaması için TPS görüntüleri

Çizelge 3.4 Baş-Boyun RT planlamasında Rando fantomda kullanılan TLD 'lerin fantom kesitlerindeki yerleşimleri

Rando Fantom kesit no.	TLD no.	TLD yeri
7	17	ciltten 3cm içeride, sağ
8	15	ciltten 3 cm içeride, sağ
8	16	ciltten 3cm içeride, sol
9	12	ciltten 3 cm içeride
9	13	ciltten 3,5 cm içeride, sol
9	14	ciltten 1cm içeride, arka
10	11	ciltten 2,8 cm içeride
11	10	ciltten 4 cm içeride
12	8	ciltten 5 cm içeride, orta hat
12	9	ciltten 5 cm içeride, akciğer içinde

Şekil 3.6.a-f'de Baş-boyun RT planlaması için Rando fantomda kullanılan TLD'lerin fantom kesitlerindeki yerleşimleri gösterilmektedir.



Şekil 3.6 Rando fantom kesit ve TLD numaraları

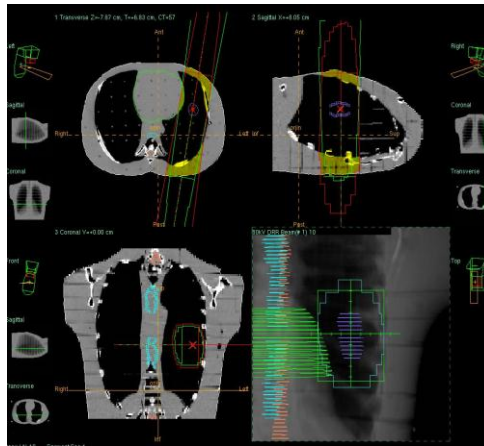
a. Rando fantom kesit no:10 ve TLD no:11, b. Rando fantom kesit no:11 ve TLD no:10, c. Rando fantom kesit no:12 ve TLD no:8-9, d. Rando fantom kesit no:9 ve TLD no:12-13-14, e. Rando fantom kesit no:8 ve TLD no:15-16, f. Rando fantom kesit no:7 ve TLD no:17

3.2.2 Akciğer RT planlaması

Rando fantomun akciğer bölgesinde simülasyonu yapılarak günlük 2 Gy olacak şekilde toplamda 60 Gy akciğer tedavi planlaması 6 MV foton enerjisi kullanılarak hazırlanmıştır. Şekil 3.7’de görüldüğü gibi Rando fantomda tedavi bölgesinde uygun kesitlere TLD’ler yerleştirilerek 1 günlük tedavisi için ışınlanmıştır. Şekil 3.8’de görülen Akciğer RT planlama için; Rando fantom kesit numaraları, Rando fantomda kullanılan TLD’lerin numaraları ve yerleşimleri çizelge 3.5’de verilmektedir.



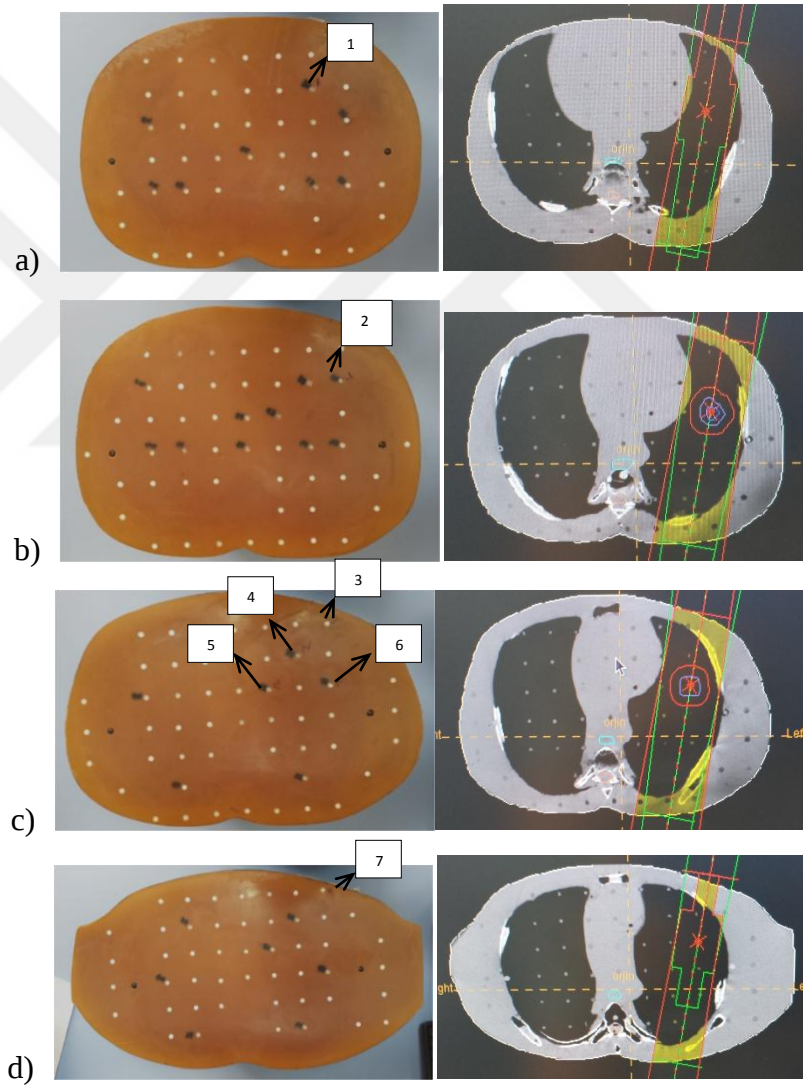
Şekil 3.7 Akciğer RT planlamasında kullanılan Rando fantom kesitleri



Şekil 3.8 Akciğer RT planlaması için TPS görüntüleri

Çizelge 3.5 Akciğer RT planlaması için Rando fantomda kullanılan TLD 'lerin fantom kesitlerindeki yerleşimleri

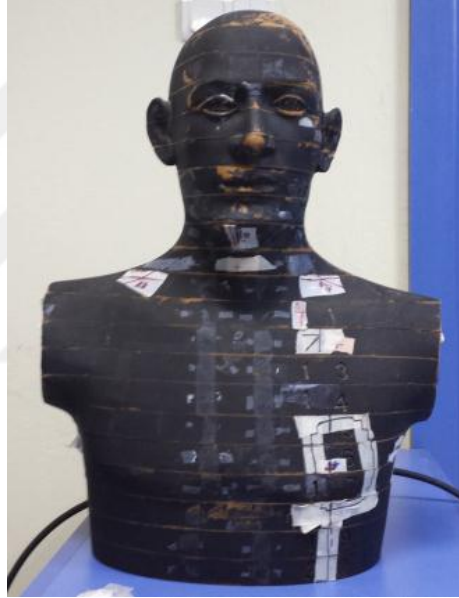
Rando Fantom kesit no.	TLD no.	TLD yeri
15	7	ciltten 7 mm içeride
16	3	ciltten 15mm içeride, akciğer kenarı
16	4	ciltten 5 cm içeride, akciğer, alan kenarı
16	5	ciltten 9 cm içeride, kalp
16	6	ciltten 7 cm içeride, akciğer, merkez
17	2	ciltten 5 cm içeride, akciğer
18	1	ciltten 5,5 cm içeride kalp-alan dışı 1 cm



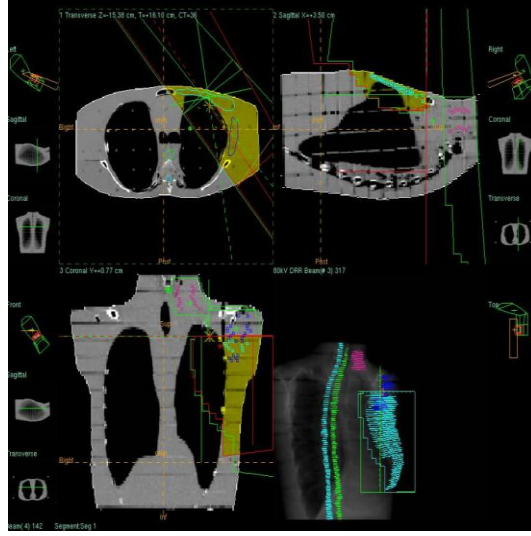
Şekil 3.9.a.Rando fantom kesit no:18 ve TLD no:1, b. Rando fantom kesit no:17 ve TLD no:2, c. Rando fantom kesit no:16 ve TLD no:3-4-5-6, d. Rando fantom kesit no:15 ve TLD no:7

3.2.3 Göğüs duvarı-supraklavüküler-arka aksilla bölge RT planlaması

T3N2M0 evreli bir meme hastasına 2 tanjansiyel göğüs duvarı+supraklavüküler+arka aksilla bölge simülasyonu yapılarak, günlük 2 Gy olacak şekilde toplamda 50 Gy tedavi planlaması 6 MV foton enerjisi kullanılarak hazırlanmıştır. Şekil 3.10'da görüldüğü gibi Rando fantomda tedavi bölgesinde uygun kesitlere TLD'ler yerleştirilerek 1 günlük tedavisi için ışınlanmıştır. Şekil 3.11'de görülen Akciğer RT planlaması için; Rando fantom kesit numarası, Rando fantomda kullanılan TLD'lerin numaraları ve yerleşimleri çizelge 3.6'da verilmektedir.



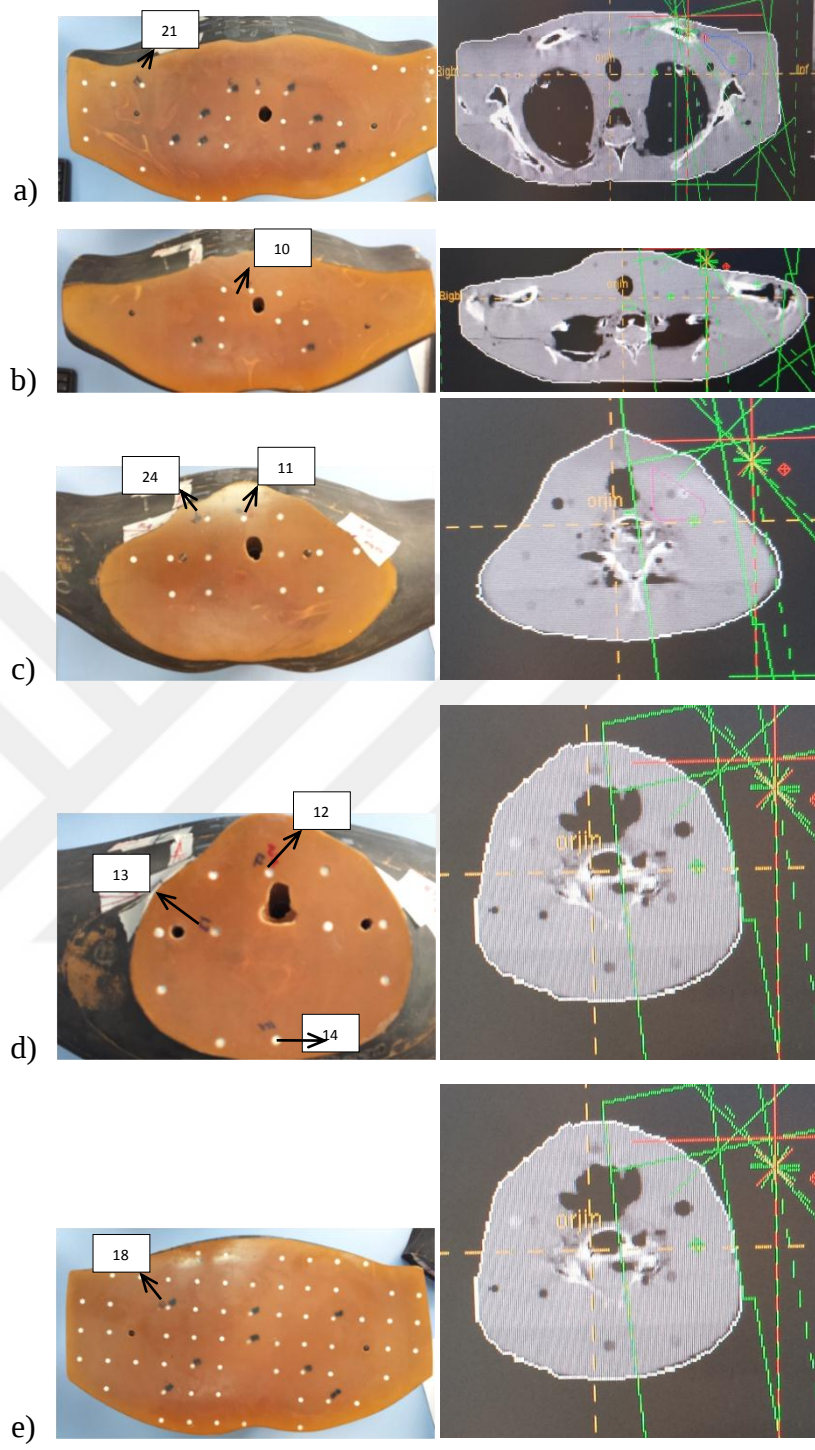
Şekil 3.10 Göğüs duvarı-supraklavüküler-arka aksilla bölge RT planlamasında kullanılan Rando fantom kesitleri



Şekil 3.11 Göğüs duvarı-supraklavüküler-arka aksilla bölge RT planlaması TPS görüntüleri

Çizelge 3.6 Göğüs duvarı-supraklavüküler-arka aksilla bölge RT planlaması için Rando fantomda kullanılan TLD 'lerin fantom kesitlerindeki yerleşimleri

Rando kesit no.	TLD no.	TLD yeri
9	14	ciltten 1cm içeride, arka
9	13	ciltten 3,5 cm içeride, sol
9	12	ciltten 3 cm içeride
12	21	ciltten2,2 cm içeride
13	20	ciltten 2,6 cm içeride
14	19	ciltten 0,8 cm içeride
14	18	ciltten 5,6 cm içeride
11	10	ciltten 3,8 içeride
10	24	ciltten 1,2 içeride
10	11	ciltten 2,6 içeride



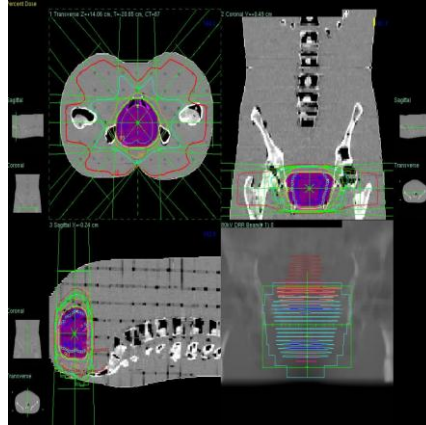
Şekil 3.12.a. Rando fantom kesit no:12 ve TLD no:21, b. Rando fantom kesit no:11 ve TLD no:10, c. Rando fantom kesit no:10 ve TLD no:11-24, d. Rando fantom kesit no:9 ve TLD no:12-13-14, e. Rando fantom kesit no:14 ve TLD no:18

3.2.4 Prostat RT planlaması

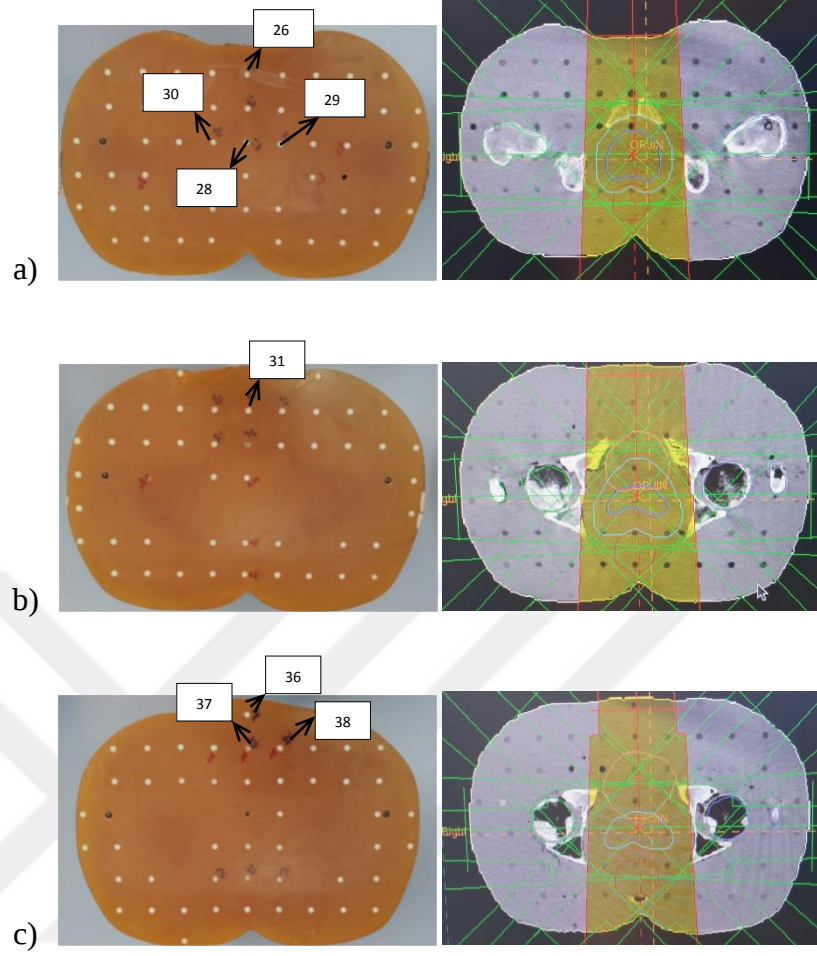
Orta riskli bir prostat hastasının simülasyonu yapılarak, günlük 2 Gy olacak şekilde toplamda 72 Gy tedavi planlaması 6 MV foton enerjisi kullanılarak 7 alandan hazırlanmıştır. Şekil 3.13’de görüldüğü gibi Rando fantomda tedavi bölgesinde uygun kesitlere TLD’ler yerleştirilerek 1 günlük tedavisi için ışınlanmıştır. Şekil 3.14’de görülen prostat RT planlama için; Rando fantom kesit numarası, Rando fantomda kullanılan TLD ‘lerin numaraları ve yerleşimleri çizelge 3.7’de verilmektedir.



Şekil 3.13 Prostat RT planlamasında kullanılan Rando fantom kesitleri



Şekil 3.14 Prostat RT planlaması TPS görüntüleri



Şekil 3.15.a. Rando Fantom kesit no:34 ve TLD no:26-28-29-30, b. Rando Fantom kesit no:33 ve TLD no:31, c. Rando Fantom kesit no:32 ve TLD no: 36-37-38

Çizelge 3.7 Prostat RT planlaması için Rando fantomda kullanılan TLD'lerin fantom kesitlerindeki yerleşimleri

Rando Fantom kesit no.	TLD no.	TLD yeri
32	36	ciltten 1,1 cm içeride
32	37	ciltten 4 cm içeride
32	38	ciltten 3,7 cm içeride, solda
32	39	ciltten 4,7 cm içeride, arkadan
32	40	ciltten 6 cm içeride, arkadan, sag
32	41	ciltten 6 cm içeride, arkadan, sol
33	31	ciltten 3,3 cm içeride
34	26	ciltten 2,1 cm içeride
34	28	ciltten 8 cm içeride
34	29	ciltten 8,4 cm içeride, sol
34	30	ciltten 9,1 cm içeride, sol

4. ARAŞTIRMA BULGULARI

Küçük alanlarda heterojenite geçişlerinde Precise Plan ve ERGO++ TPS algoritmalarının davranışlarını incelemek için; IMRT küp fantom ve Benchmark IMRT fantomları ile ölçümler yapılmıştır. Farklı fantomların heterojenitelerinin fiziksel boyutları ve yoğunlukları ve heterojenite konumları farklı olduğu için bir algorithmada farklı enerji ve küçük alanlarda bütün bu parametrelerin etkileri değerlendirilmiştir.

Küçük alan planlamalarında fantomun insert boyutlarının alan dışında kalan kısmında doz dağılımı homojen etkisi göstermektedir; bu nedenle heterojeniteler arasında geçiş farklılıkları azalmaktadır. Fantomlarda insert konumlarına bağlı olarak heterojenite geçişleri arasındaki mesafe elektronik dengeyi etkilediğinden buna bağlı doz farklılıkları ortaya çıkmaktadır.

4.1 IMRT Küp Fantom Ölçümleri

Gülhane Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde bulunan PB algoritmali iki farklı TPS olan Precise Plan Release 2.16 ve ERGO++ ile yapılan planlamalar Elekta-Synergy® lineer hızlandırıcı cihazı ile IMRT küp fantomu ışınlanarak ölçümler yapılmıştır. Bu ölçümlerde küçük alanlarda farklı heterojenitelerde PB algoritmali iki farklı TPS'nin 6 MV ve 18 MV foton demeti enerjileri için doz sonuçlarının değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

4.1.1 Küçük alanlarda farklı heterojenitelerde PB algoritmali iki TPS'nin değerlendirilmesi

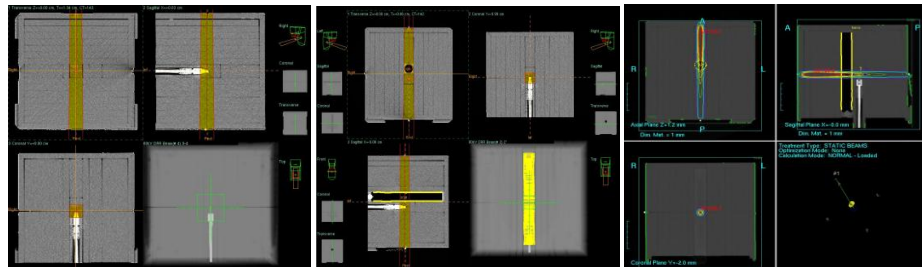
Elekta-Synergy® lineer hızlandırıcı cihazında 6 MV ve 18 MV foton enerjilerinde PTW elektrometre ve IBA marka CC01model 0.01cc iyon odası kullanılarak TPS'lerde hesaplanan nokta dozların doğrulama ölçümleri yapılmıştır. CC01 iyon odası doz verim kalibrasyonu 10 cm x 10 cm alan boyutlarında, Gantri=0° ve SSD=100 cm referans kalibrasyon koşullarında PMMA katı su fantomu içine yerleştirilerek 1cGy=1MU olacak şekilde yapılmıştır. İyon odası 6 MV foton enerjisi için 5 cm, 18 MV foton

enerjisi için 10 cm fantom derinliğinde protokol IAEA TRS 398'e göre kalibre edilmiştir.

IBA IMRT fantomu katı su fantomu içinde hava, yağ, kemik, kas ve metal olarak farklı heterojenite eklentilerine sahiptir. Bu heterojeniteler ile BT görüntüsü alınarak, heterojenite eklentileri konturlanmıştır. Precise Plan ve ERGO++ TPS'lerine gönderilerek; 6 MV ve 18 MV foton enerjilerinde 1x1, 2x2, 3x3 ve 4x4 cmxcm küçük alanlarda tüm bu heterojeniteler için planlamalar yapılarak şekil 4.1'de görüldüğü gibi her biri için ayrı ayrı nokta doz ölçümleri yapılmıştır. Şekil 4.2'de farklı TPS'lerde planlama görüntülerine örnekler verilmektedir. TPS'lerden okunan ve iyon odası ile ölçülen nokta dozlar karşılaştırılarak; çizelge 4.1'de TPS'lerde elde edilen nokta dozlar için; maksimum, minimum ve ortalama dozların % fark değerleri verilmektedir.



Şekil 4.1 Lineer hızlandırıcı cihazında IBA IMRT küp fantom ölçümleri



Şekil 4.2 Precise Plan ve ERGO++ TPS'lerinde IBA IMRT küp fantom ile tedavi planlama örnekleri

Çizelge 4.1 TPS’lerde elde edilen nokta dozlar için; maksimum, minimum ve ortalama dozların % fark değerleri

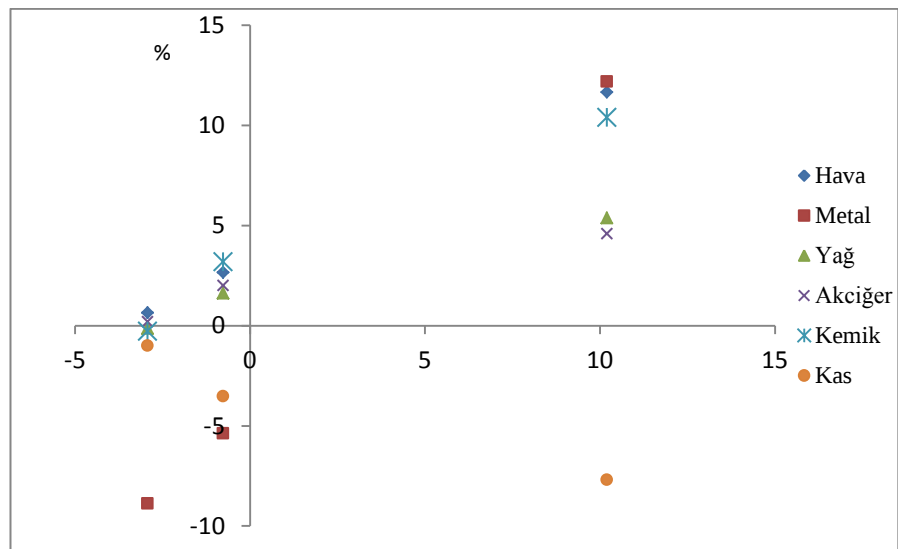
		6 MV			18 MV		
		Maksimum (%)	Minimum (%)	Ortalama (%)	Maksimum (%)	Minimum (%)	Ortalama (%)
KATI SU	PP-PD	10,2	-2,92	-0,76	8,75	0,31	2,01
	E-ED	7,07	-4,24	-2,11	4,51	-2,95	-1,87
HAVA	PP-PD	11,65	0,64	2,65	2,71	-0,33	0,49
	E-EM	13,6	4,96	7,43	0,87	-0,16	0,23
METAL	PP-PD	12,18	-8,89	-5,38	-5,53	-0,06	-2,42
	E-ED	-17,4	-11,1	-15,65	-5,91	0,9	-3,68
YAĞ	PP-PD	5,37	-0,15	1,61	-7,82	-0,94	-3,31
	E-ED	7,62	-3,02	-0,18	-2,79	-1,84	-2
AKCİĞER	PP-PD	4,58	0,2	2	-6,37	-3,64	-4
	E-ED	8,1	-1,99	0,22	6,09	-0,64	1,66
KEMİK	PP-PD	10,38	-0,28	3,18	4,4	-0,32	0,8
	E-ED	5,65	-2,16	0,14	7,34	-0,45	2,93
KAS	PP-PD	-7,7	-1	-3,53	-4,89	-0,64	2,8
	E-ED	-6,8	0,34	-3,13	4,08	1,3	-0,84

PP-PD: Percise Plan TPS’de elde edilen nokta dozlar ile ölçülen dozlar arasındaki % fark

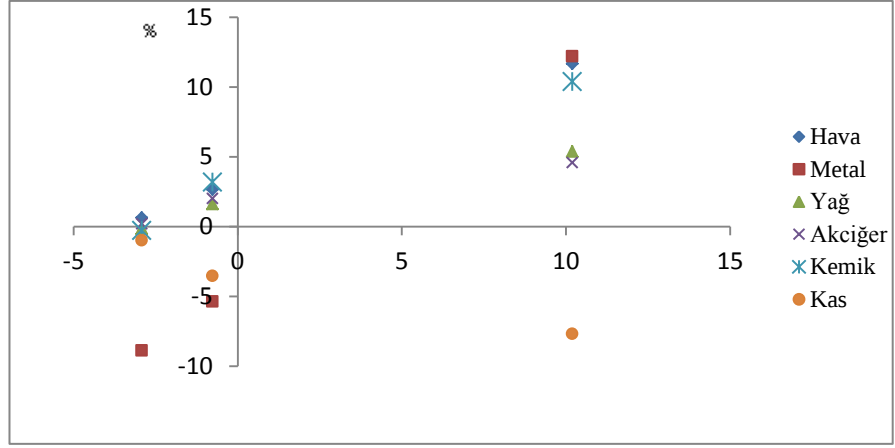
E-ED: ERGO++ TPS’de elde edilen nokta dozlar ile ölçülen dozlar arasındaki % fark

PD: Precise Plan Ölçümleri

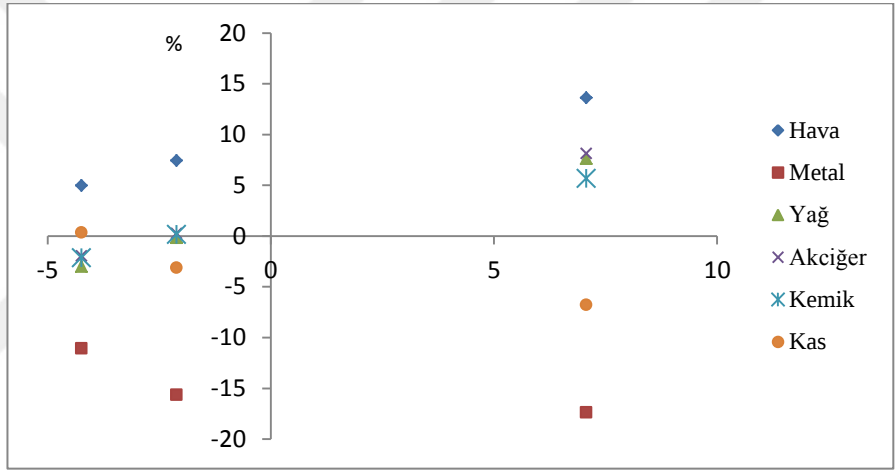
ED: ERGO++ Ölçümleri



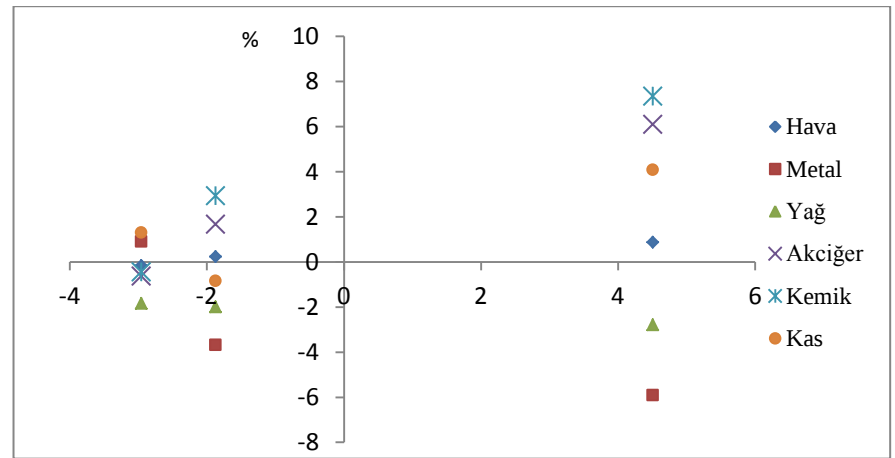
Şekil 4.3 6 MV Precise Plan nokta doz ölçümleri



Şekil 4.4 18MV Precise Plan nokta doz ölçümleri



Şekil 4.5 6 MV ERGO++ nokta doz ölçümleri

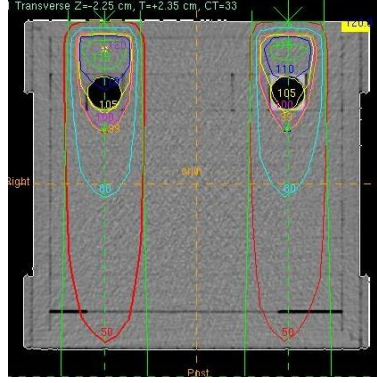


Şekil 4.6 18 MV ERGO++ nokta doz ölçümleri

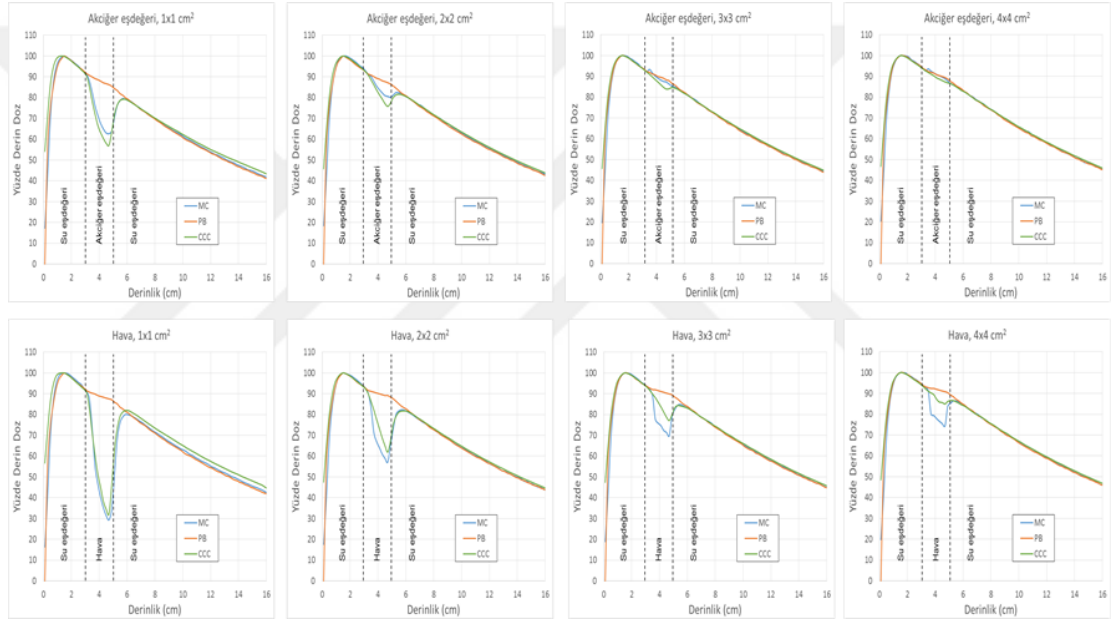
Bu çalışmada TPS'den elde edilen nokta dozlar ile aynı koşullarda ışınlanan IMRT küp fantomu ile ölçülen nokta dozlar karşılaştırılmıştır. 6 MV enerjide metal ortamda maksimum % fark; Precise Plan TPS'de için 1x1 cmxcm alan boyutlarında ve ERGO++ TPS'de 4x4 cmxcm alan boyutlarında bulunmuştur. 18 MV enerjide metal ortamda maksimum % fark; Precise Plan TPS'de 3x3 cmxcm alan boyutlarında ve ERGO++ TPS'de 1x1 cmxcm alan boyutlarında bulunmuştur. Precise Plan ve ERGO++ TPS'lerinin her ikisi için de 6-18 MV enerjilerde katı su, hava, yağ, akciğer kemik ve kas ortamlarında 1x1 cmxcm alan boyutlarında maksimum % fark bulunmuştur. Bu da gösterir ki 1x1 cmxcm alan boyutlarından daha büyük alanlardaki doz değerleri daha doğru hesaplanabilmektedir. Precise Plan ve ERGO++ TPS'leri için 6 MV ve 18 MV enerjilerinde maksimum doz farkları; metal hariç, katı su, hava, yağ, akciğer, kemik ve kas ortamlarında $100 \pm 0,01$ cGy bulunmuştur. Metal ortamda nokta dozları Precise Plan TPS'de 6 MV için $100 \pm 0,03$ cGy ve 18 MV için $100 \pm 0,02$ cGy, ERGO++ TPS'de 6-18 MV enerjilerde $100 \pm 0,01$ cGy bulunmuştur.

4.1.2 Küçük alanlarda hava ve akciğer heterojenitelerinde PB ve CCC algoritmali iki TPS'nin MC simülasyonu ile karşılaştırılması

IMRT küp fantomunda oluşturulan akciğer eşdeğeri materyal ve hava heterojenitelerinden geçen 1x1 cmxcm ile 4x4 cmxcm arasında değişen açık alanlar kullanılarak her iki TPS'de planlamalar yapılmıştır. Şekil 4.7'de ERGO++ TPS'inde elde edilen doz dağılımına bir örnek verilmektedir. Planlarda Elekta Synergy lineer hızlandırıcısının 6 MV foton enerjisi kullanılmıştır. Aynı planların EGSnrc/BEAMnrc Monte Carlo kodu ile fantomun BT görüntüsü kullanılarak simülasyonu yapılmıştır. Heterojenitelerin merkezlerinden geçen % DD değerleri üç sistem için karşılaştırılmıştır ve şekil 4.8'de hava ve akciğer heterojenitelerinde PB ve CCC algoritmali iki TPS'nin MC simülasyonu ile karşılaştırılması ile elde edilen % DD eğrilerindeki değişimler gösterilmektedir.



Şekil 4.7 Hava ve akciğer heterojeniteleri ERGO++ TPS’inde doz dağılımları



Şekil 4.8 Hava ve akciğer heterojenitelerinde PB ve CCC algoritmaları iki TPS’nin MC simülasyonu ile karşılaştırılması ile elde edilen % DD eğrileri

Her iki planlama sisteminde elde edilen derin doz eğrilerinde heterojenite dışındaki su eşdeğeri alanlarda MC’ya göre anlamlı farklılık gözlenmemiştir. 1x1 cmxcm’lik akciğer eşdeğeri alanlarda MC-CCC farkı yaklaşık % 5 iken, MC ile PB arasındaki fark % 24’e çıkmaktadır. Bu farklar hava için sırasıyla % 3 ve % 48’dir. Daha büyük alanlarda farkın azaldığı izlenmiştir. Bu azalmanın temel nedeni fantomdaki heterojenitelerin genişliğinin 1.8 cm olmasıdır. Büyük alanlardaki lateral elektron saçılmaları heterojen alandaki derin doz değerlerini yükseltmektedir. CCC algoritmaları MC hesaplamasına oldukça yakın doz dağılımı ortaya koymaktadır. PB algoritmaları

sistemlerin özellikle küçük alanlarda ve düşük yoğunluklu yapılarda yüksek hesaplama hatası yaptığı literatürdeki çalışmalarda da ortaya koyulmaktadır. Birincil demet ve saçılan fotonların soğurulmasındaki değişimlerde, ikincil elektron akısındaki değişikliklerin PB algoritmali sistemde yeterli oranda modellenemediğinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Yüksek enerjili foton demetleri için düşük yoğunluklu materyallerin ya da hava kavitelerinin civarında elektronik denge kaybı vardır. Özellikle küçük alanlarda ve yüksek enerjilerde heterojenite sınırlarında doz dağılımı daha komplekstir.

4.2 Benchmark IMRT Fantomu Ölçümleri

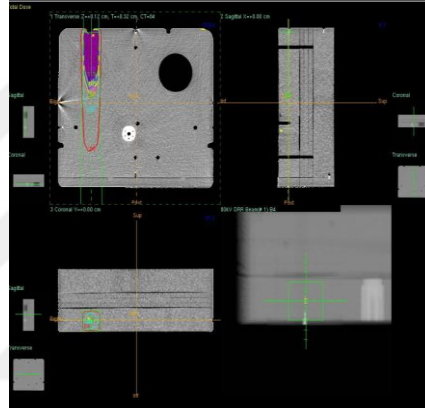
Benchmark IMRT fantomu; BT görüntülemesi ve konturlama işlemleri yapılarak Precise Plan TPS'ine gönderilmiştir. Precise Plan TPS'inde Elekta Synergy lineer hızlandırıcı cihazında; 6 MV ve 18 MV foton enerjilerinde, 1x1, 2x2, 3x3, 4x4 cmxcm alan boyutlarında 100 cGy'lik dozlar verilerek doz dağılımları elde edilmiştir. Şekil 4.9'da su ve kemik heterojenitesi için ve şekil 4.10'da akciğer heterojenitesi için ölçüm koşulları gösterilmektedir. Şekil 4.11'de görüldüğü gibi su ortamında, şekil 4.12'de görüldüğü gibi kemik içinde ve şekil 4.13'de görüldüğü gibi akciğer ortamı çıkışında iyon odası ile nokta dozlar ölçülmüştür.



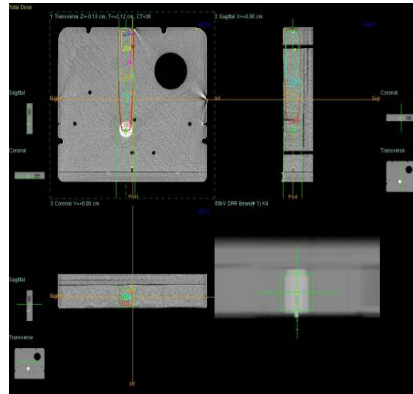
Şekil 4.9 Benchmark IMRT Fantomunda su ve kemik ölçümleri için set-up



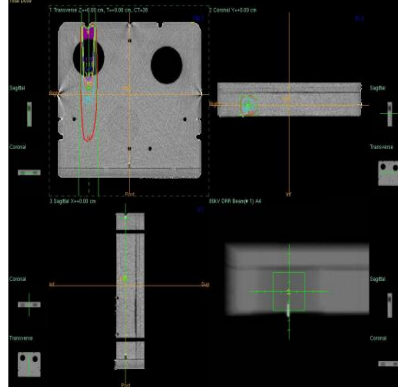
Şekil 4.10 Benchmark IMRT Fantomunda akciğer ölçümleri için set-up



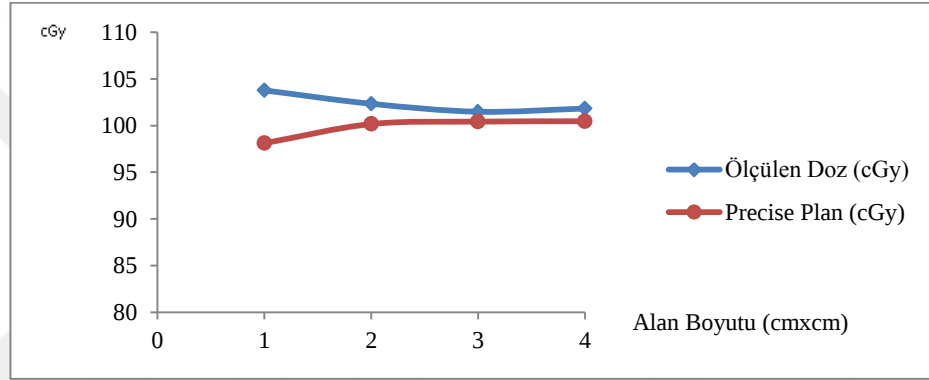
Şekil 4.11 Benchmark IMRT fantomunda su ortamında PB doz dağılımı



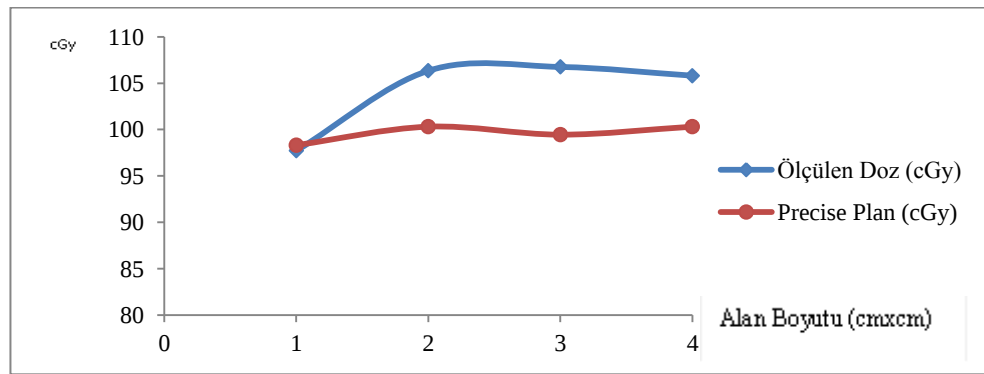
Şekil 4.12 Benchmark IMRT fantomunda kemik ortamı içinde PB doz dağılımı



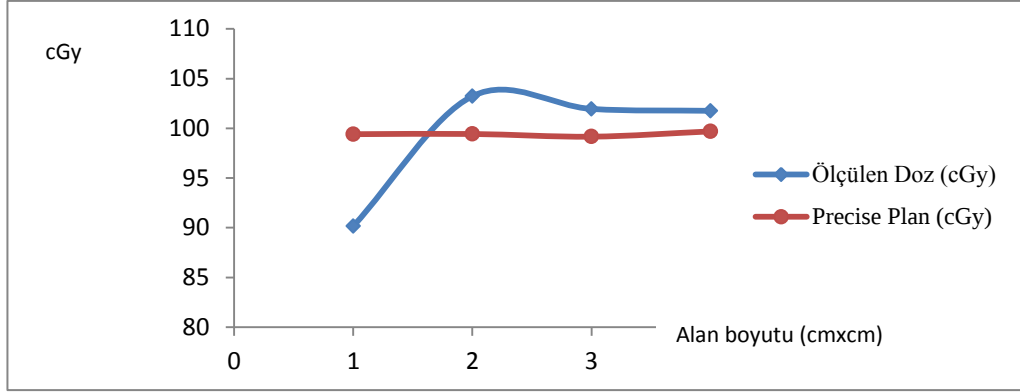
Şekil 4.13 Benchmark IMRT fantomunda akciğer ortamı çıkışında PB doz dağılımı



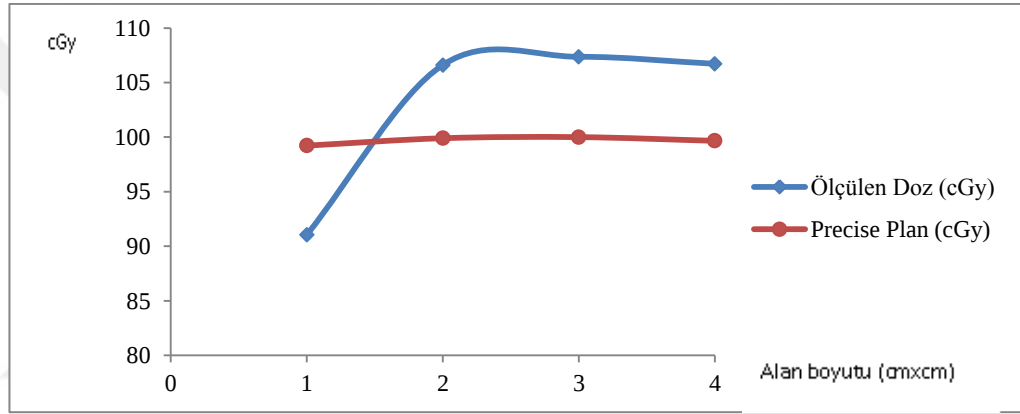
Şekil 4.14 Benchmark IMRT fantomunda 6 MV enerjide su ortamında PB ve iyon odası nokta doz ölçümleri karşılaştırmaları



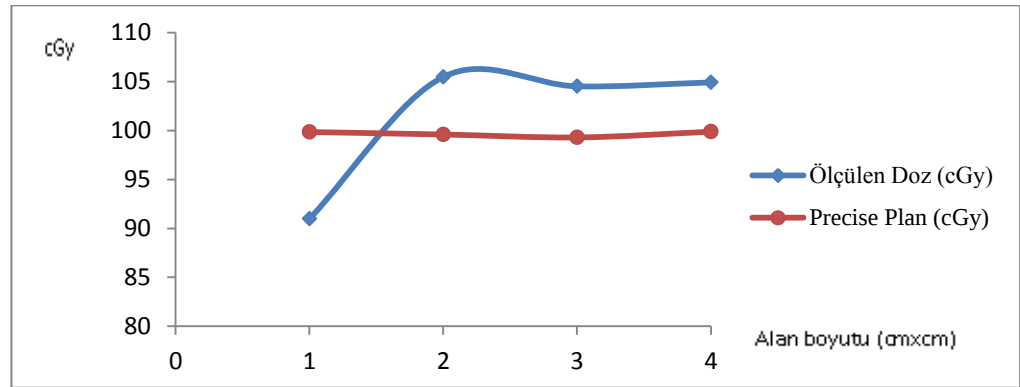
Şekil 4.15 Benchmark IMRT fantomunda 18 MV enerjide su ortamında PB ve iyon odası nokta doz ölçümleri karşılaştırmaları



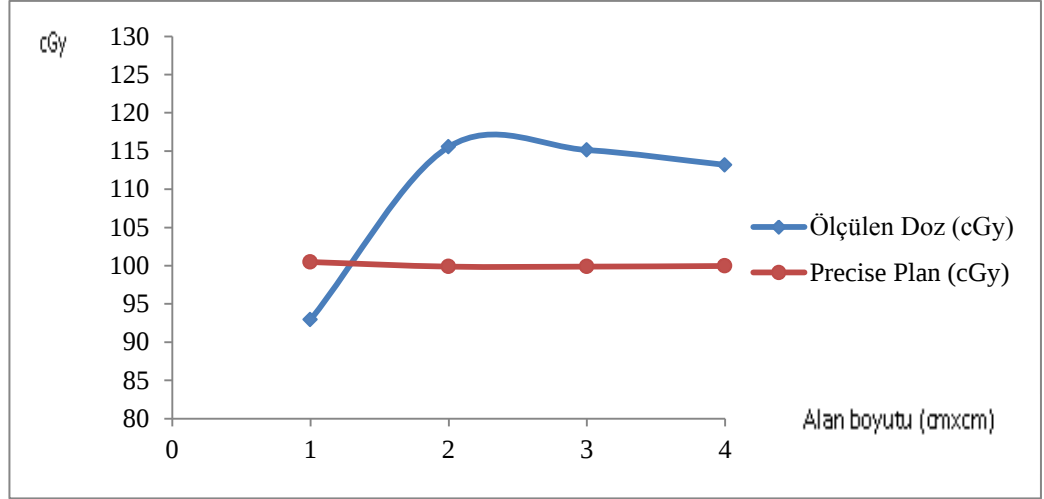
Şekil 4.16 Benchmark IMRT fantomunda 6 MV enerjide akciğer ortamı çıkışında PB ve iyon odası nokta doz ölçümleri karşılaştırmaları



Şekil 4.17 Benchmark IMRT fantomunda 18 MV enerjide akciğer ortamı çıkışında PB ve iyon odası nokta doz ölçümleri karşılaştırmaları



Şekil 4.18 Benchmark IMRT fantomunda 6 MV enerjide kemik ortamı içinde PB ve iyon odası nokta doz ölçümleri karşılaştırmaları



Şekil 4.19 Benchmark IMRT fantomda 18 MV enerjide kemik ortamı içinde PB ve iyon odası nokta doz ölçümleri karşılaştırmaları

Benchmark IMRT fantomda kullanılarak yapılan ölçümlerde çizelge 4.2-4.3’de görüldüğü gibi; 6 MV enerjide su, akciğer ve kemik ortamlarında en büyük fark 1x1 cmxcm olan en küçük alanda ve 18 MV enerjide; en büyük fark akciğerde 1x1 cmxcm olan en küçük alanda kemikte bulunmuştur.

Çizelge 4.2 Benchmark IMRT fantomunda 6 MV enerjide planlanan ve ölçülen nokta dozlar arasındaki % farklar

6 MV	Su	Akciğer	Kemik
1x1cm ²	-5,77	9,29	8,89
2x2cm ²	-2,17	-3,82	-5,9
3x3cm ²	-1,06	-2,81	-5,26
4x4cm ²	-1,35	-2,08	-5,05

Çizelge 4.3 Benchmark IMRT fantomunda 18 MV enerjide planlanan ve ölçülen nokta dozlar arasındaki % farklar

18 MV	Su	Akciğer	Kemik
1x1cm ²	0,62	8,23	7,5
2x2cm ²	-6,01	-6,27	-15,7
3x3cm ²	-7,34	-7,4	-15,3
4x4cm ²	-5,48	-7,1	-13,2

4.3 PB Algoritmali Tedavi Planlamaları

Rando fantomun BT görüntüleri üzerinde hazırlanan; baş-boyun, akciğer, göğüs duvarı-supraklaviküler bölge ve prostat tedavi plan konturlamaları ile PB algoritmali Precise Plan Release 2.16 TPS kullanılarak tedavi planlamaları hazırlanmıştır. Her bir tedavi planı için Elekta-Synergy® lineer hızlandırıcı cihazı kullanılarak tedavi alanları ışınlanmış ve ışınlamalar sırasında Rando fantomun uygun yerlerine TLD'ler yerleştirilerek doz verifikasyon ölçümleri yapılmıştır.

4.3.1 Baş-boyun RT planlamaları

Bölüm 3.2.1'de anlatıldığı gibi Rando fantomda simülasyonu yapılan bir Nazofarenks hastasında, günlük 2 Gy olacak şekilde 6 MV foton enerjisi kullanılarak ve şekil 3.4'de görüldüğü gibi Rando fantomda tedavi bölgesinde uygun kesitlere TLD'ler yerleştirilerek 1 günlük tedavisi için ışınlanmıştır. PB algoritmali TPS'nden okunan nokta dozlar ile TLD ışınlamaları sonucu elde edilen doz karşılaştırmaları çizelge 4.4'de verilmektedir.

Çizelge 4.4 PB algoritmali baş-boyun tedavi planlaması için planlanan ve ölçülen nokta dozlar arasındaki % farklar

Rando Fantom kesit no.	TLD no.	PB Doz (cGy)	TLD (cGy)	% fark
7	17	212,45	199,2	6,24
8	15	215,61	197	8,63
8	16	222,03	199,3	10,24
9	12	209,3	170,3	18,63
9	13	198,11	187,4	5,41
9	14	129,05	130,5	-1,12
10	11	214,91	199,8	7,03
11	10	200,41	197,6	1,40
12	8	147	137	6,80
12	9	133,42	123,1	7,73

4.3.2 Akciğer RT planlamaları

Bölüm 3.2.2’de anlatıldığı gibi Rando fantomda simülasyonu yapılan bir akciğer hastasında, günlük 2 Gy olacak şekilde 6 MV foton enerjisi kullanılarak ve şekil 3.7’de görüldüğü gibi Rando fantomda tedavi bölgesinde uygun kesitlere TLD’ler yerleştirilerek 1 günlük tedavisi için ışınlanmıştır. PB algoritmali TPS’nden okunan nokta dozlar ile TLD ışınlamaları sonucu elde edilen doz karşılaştırmaları çizelge 4.5’de verilmektedir.

Çizelge 4.5 PB algoritmali akciğer tedavi planlaması için planlanan ve ölçülen nokta dozlar arasındaki % farklar

Rando Fantom kesit no.	TLD no.	PB Doz (cGy)	TLD (cGy)	% fark
15	7	23,14	92,37	74,9
16	3	206,09	190	8,46
16	4	34,07	32,74	4,06
16	5	7,62	7,24	5,25
16	6	199,38	196,1	1,67
17	2	190,18	193,7	-1,81
18	1	10,66	12,56	15,12

4.3.3 Göğüs duvarı-supraklavüküler-arka aksilla bölge RT planlamaları

Bölüm 3.2.3’de anlatıldığı gibi Rando fantomda simülasyonu yapılan bir göğüs duvarı+supraklavüküler+arka aksilla hastasında, günlük 2 Gy olacak şekilde 6 MV foton enerjisi kullanılarak ve şekil 3.10’da görüldüğü gibi Rando fantomda tedavi bölgesinde uygun kesitlere TLD’ler yerleştirilerek 1 günlük tedavisi için ışınlanmıştır. PB algoritmali TPS’nden okunan nokta dozlar ile TLD ışınlamaları sonucu elde edilen doz karşılaştırmaları çizelge 4.6’da verilmektedir.

Çizelge 4.6 PB algoritmali göğüs duvarı+supraklavüküler+arka aksilla bölge tedavi planlaması için planlanan ve ölçülen nokta dozlar arasındaki % farklar

Rando kesit no.	TLD no.	PB Doz (cGy)	TLD (cGy)	% fark
9	14	9,16	13,05	-42,47
9	13	215,87	212,4	1,61
9	12	72,53	70,3	3,07
12	21	73,19	176	140,47
13	20	198,16	190,5	3,87
14	19	192,02	197,5	2,85
14	18	211,63	194,4	8,14
11	10	14,31	17,98	-25,65
10	24	220,81	194	12,14
10	11	90,13	170,3	-88,95

4.3.4 Prostat RT planlamaları

Bölüm 3.2.4’de anlatıldığı gibi Rando fantomda simülasyonu yapılan bir prostat hastasında, günlük 2 Gy olacak şekilde 6 MV foton enerjisi kullanılarak ve şekil 3.13’de görüldüğü gibi Rando fantomda tedavi bölgesinde uygun kesitlere TLD’ler yerleştirilerek 1 günlük tedavisi için ışınlanmıştır. PB algoritmali TPS’nden okunan nokta dozlar ile TLD ışınlamaları sonucu elde edilen doz karşılaştırmaları çizelge 4.7’de verilmektedir.

Çizelge 4.7 PB algoritmali prostat tedavi planlaması için planlanan ve ölçülen nokta dozlar arasındaki % farklar

Rando Fantom kesit no.	TLD no.	PB Doz (cGy)	TLD (cGy)	% fark
32	36	6,02	4,061	32,54
32	37	8,47	6,52	23,02
32	38	8,72	6,038	30,76
32	39	22,89	15,86	30,71
32	40	19,44	14,43	25,77
32	41	20,39	14,45	29,13
33	31	52,44	43,61	16,84
34	26	56,73	47,07	17,03
34	28	205,62	198,7	3,37
34	29	205,71	197	4,23
34	30	201,5	196,1	2,68

4.4 CCC Algoritmali Tedavi Planlamaları

Rando fantomun BT görüntüleri üzerinde hazırlanan; baş-boyun, akciğer, göğüs duvarı-supraklaviküler-arka aksilla bölge ve prostat tedavi plan konturlamaları ile CCC algortimalı Prowess Panther TPS kullanılarak tedavi planlamaları hazırlanmıştır. Herbir tedavi planı için Siemens® Artiste™ lineer hızlandırıcı cihazı kullanılarak tedavi alanları ışınlanmış ve ışınlamalar sırasında Rando fantomun uygun yerlerine TLD'ler yerleştirilerek doz doğrulama ölçümleri yapılmıştır.

4.4.1Baş-boyun RT planlamaları

Bölüm 3.2.1'de anlatıldığı gibi Rando fantomda simülasyonu yapılan bir Nazofarenks hastasında, günlük 2 Gy olacak şekilde 6 MV foton enerjisi kullanılarak ve şekil 3.4'de görüldüğü gibi Rando fantomda tedavi bölgesinde uygun kesitlere TLD'ler yerleştirilerek 1 günlük tedavisi için ışınlanmıştır. CCC algoritmali TPS'nden okunan nokta dozlar ile TLD ışınlamaları sonucu elde edilen doz karşılaştırmaları çizelge 4.8'de verilmektedir.

Çizelge 4.8 CCC algoritmali baş-boyun tedavi planlaması için planlanan ve ölçülen nokta dozlar arasındaki % farklar

Rando Fantom kesit no.	TLD no.	CCC Doz (cGy)	TLD (cGy)	% fark
7	17	212,99	209,5	1,64
8	15	211,14	200,1	5,23
8	16	208,04	197,9	4,87
9	12	203,24	186,1	8,43
9	13	195,34	187,4	4,06
9	14	83,35	62,17	25,4
10	11	199,38	175,7	11,9
11	10	197,64	183,3	7,26
12	8	135,2	141,53	4,48
12	9	101,25	132,67	31

4.4.2 Akciğer RT planlamaları

Bölüm 3.2.2’de anlatıldığı gibi Rando fantomda simülasyonu yapılan bir akciğer hastasında, günlük 2 Gy olacak şekilde 6 MV foton enerjisi kullanılarak ve şekil 3.7’de görüldüğü gibi Rando fantomda tedavi bölgesinde uygun kesitlere TLD’ler yerleştirilerek 1 günlük tedavisi için ışınlanmıştır. CCC algoritmali TPS’nden okunan nokta dozlar ile TLD ışınlamaları sonucu elde edilen doz karşılaştırmalar çizelge 4.9’da verilmektedir.

Çizelge 4.9 CCC algoritmali akciğer tedavi planlaması için planlanan ve ölçülen nokta dozlar arasındaki % farklar

Rando Fantom kesit no.	TLD no.	CCC Doz (cGy)	TLD (cGy)	% fark
15	7	205,52	137,4	33,1
16	3	209,3	244	-16,6
16	4	34,79	37,8	-8,65
16	5	2,74	50,67	84
16	6	200,77	224	-11,6
17	2	199,91	229,4	-14,8
18	1	22,44	100,7	45

4.4.3 Göğüs duvarı-supraklavüküler-arka aksilla bölge RT planlamaları

Bölüm 3.2.3’de anlatıldığı gibi Rando fantomda simülasyonu yapılan bir göğüs duvarı-supraklavüküler-arka aksilla bölge hastasında, günlük 2 Gy olacak şekilde 6 MV foton enerjisi kullanılarak ve şekil 3.10’da görüldüğü gibi Rando fantomda tedavi bölgesinde uygun kesitlere TLD’ler yerleştirilerek 1 günlük tedavisi için ışınlanmıştır. CCC algoritmali TPS’nden okunan nokta dozlar ile TLD ışınlamaları sonucu elde edilen doz karşılaştırmaları çizelge 4.10’da verilmektedir.

Çizelge 4.10 CCC algoritmali göğüs duvarı+supraklavüküler+arka aksilla bölge tedavi planlaması için planlanan ve ölçülen nokta dozlar arasındaki % farklar

Rando Fantom kesit no.	TLD no.	CCC Doz (cGy)	TLD (cGy)	% fark
9	14	12,46	6,217	50,10
9	13	210,02	187,4	10,77
9	12	188,45	186,1	1,25
12	21	196,23	197,8	-0,80
13	20	202,36	197,7	2,30
14	19	197,38	194,7	1,36
14	18	203,45	199,5	1,94
11	10	23,6	21,2	10,17
10	24	205,12	205,3	-0,09
10	11	201,96	198,9	1,52

4.4.4 Prostat RT planlamaları

Bölüm 3.2.4’de anlatıldığı gibi Rando fantomda simülasyonu yapılan bir prostat hastasında, günlük 2 Gy olacak şekilde 6 MV foton enerjisi kullanılarak ve Şekil 3.13’de görüldüğü gibi Rando fantomda tedavi bölgesinde uygun kesitlere TLD’ler yerleştirilerek 1 günlük tedavisi için ışınlanmıştır. CCC algoritmali TPS’nden okunan nokta dozlar ile TLD ışınlamaları sonucu elde edilen doz karşılaştırmaları çizelge 4.11’de verilmektedir.

Çizelge 4.11 CCC algoritmali prostat tedavi planlaması için planlanan ve ölçülen nokta dozlar arasındaki % farklar

Rando Fantom kesit no.	TLD no.	CCC Doz (cGy)	TLD (cGy)	% fark
32	36	6,53	4,189	35,85
32	37	6,21	6,52	4,99
32	38	6,58	6,475	1,60
32	39	39,19	28,55	27,15
32	40	69,18	65,81	4,87
32	41	66,98	66,52	0,69
33	31	52,55	45,9	12,65
34	26	53,6	50,29	6,18
34	28	204,43	197,6	3,34
34	29	205,12	198,1	3,42
34	30	198,9	212,5	-6,84

4.5 AAA Algoritmali Tedavi Planlamaları

Rando fantomun BT görüntüleri üzerinde hazırlanan; baş-boyun, akciğer, göğüs duvarı+supraklavüküler+arka aksilla bölge ve prostat tedavi plan konturlamaları ile AAA algoritmali Eclipse TPS kullanılarak tedavi planlamaları hazırlanmıştır. Herbir tedavi planı için Varian Trilogy™ lineer hızlandırıcı cihazı kullanılarak tedavi alanları ışınlanmış ve ışınlamalar sırasında Rando fantomun uygun yerlerine TLD'ler yerleştirilerek doz verifikasyon ölçümleri yapılmıştır.

4.5.1 Baş-boyun RT planlamaları

Bölüm 3.2.1'de anlatıldığı gibi Rando fantomda simülasyonu yapılan bir Nazofarenks hastasında, günlük 2 Gy olacak şekilde 6 MV foton enerjisi kullanılarak ve şekil 3.4'de görüldüğü gibi Rando fantomda tedavi bölgesinde uygun kesitlere TLD'ler yerleştirilerek 1 günlük tedavisi için ışınlanmıştır. AAA algoritmali TPS'nden okunan nokta dozlar ile TLD ışınlamaları sonucu elde edilen doz karşılaştırmaları çizelge 4.12'de verilmektedir.

Çizelge 4.12 AAA algoritmali baş-boyun tedavi planlaması için planlanan ve ölçülen nokta dozlar arasındaki % farklar

Rando Fantom kesit no.	TLD no.	AAA Doz (cGy)	TLD (cGy)	% fark
7	17	209,7	231	-9,2
8	15	218	220,1	-0,96
8	16	215,6	220	-2,04
9	12	205,4	227,8	-9,83
9	13	196,4	222,1	-11,57
9	14	119,2	83,01	-43,6
10	11	215	223,5	- 3,80
11	10	199,7	216,8	-7,89
12	8	26,8	23,5	-14,04
12	9	44	43,2	-1,85

4.5.2 Akciğer RT planlamaları

Bölüm 3.2.2’de anlatıldığı gibi Rando fantomda simülasyonu yapılan bir akciğer hastasında, günlük 2 Gy olacak şekilde 6 MV foton enerjisi kullanılarak ve şekil 3.7’de görüldüğü gibi Rando fantomda tedavi bölgesinde uygun kesitlere TLD’ler yerleştirilerek 1 günlük tedavisi için ışınlanmıştır. AAA algoritmali TPS’nden okunan nokta dozlar ile TLD ışınlamaları sonucu elde edilen doz karşılaştırmaları çizelge 4.13’de verilmektedir.

Çizelge 4.13 AAA algoritmali akciğer tedavi planlaması için planlanan ve ölçülen nokta dozlar arasındaki % farklar

Rando Fantom kesit no.	TLD no.	AAA Doz (cGy)	TLD (cGy)	% fark
15	7	79,1	77,99	1,42
16	3	81,4	82,2	-0,97
16	4	105	108,9	-3,58
16	5	3,4	3,79	-10,29
16	6	200,5	211,8	-5,34
17	2	202,3	209,4	-3,39
18	1	5,82	7	-16,85

4.5.3 Göğüs duvarı-supraklavüküler-arka aksilla bölge RT planlamaları

Bölüm 3.2.3’de anlatıldığı gibi Rando fantomda simülasyonu yapılan bir göğüs duvarı+supraklavüküler+arka aksilla bölge hastasında, günlük 2 Gy olacak şekilde 6 MV foton enerjisi kullanılarak ve şekil 3.10’da görüldüğü gibi Rando fantomda tedavi bölgesinde uygun kesitlere TLD’ler yerleştirilerek 1 günlük tedavisi için ışınlanmıştır. AAA algoritmali TPS’nden okunan nokta dozlar ile TLD ışınlamaları sonucu elde edilen doz karşılaştırmaları çizelge 4.14’de verilmektedir.

Çizelge 4.14 AAA algoritmali göğüs duvarı-supraklavüküle-arka aksilla bölge tedavi planlaması için planlanan ve ölçülen nokta dozlar arasındaki % farklar

Rando Fantom kesit no.	TLD no.	AAA Doz (cGy)	TLD (cGy)	% fark
9	14	39,5	43	-8,14
9	13	223,2	227,8	-2,02
9	12	218,3	225	-2,98
12	21	191,2	200	4,60
13	20	195,8	225,2	15,01
14	19	187,9	178,3	-5,11
14	18	225,6	236,6	-4,65
11	10	29,1	27,8	4,68
10	24	223,2	227,8	-2,02
10	11	210,5	219,9	-4,27

4.5.4 Prostat RT planlamaları

Bölüm 3.2.4’de anlatıldığı gibi Rando fantomda simülasyonu yapılan bir prostat hastasında, günlük 2 Gy olacak şekilde 6 MV foton enerjisi kullanılarak ve şekil 3.13’de görüldüğü gibi Rando fantomda tedavi bölgesinde uygun kesitlere TLD’ler yerleştirilerek 1 günlük tedavisi için ışınlanmıştır. PB algoritmali TPS’nden okunan nokta dozlar ile TLD ışınlamaları sonucu elde edilen doz karşılaştırmaları çizelge 4.15’de verilmektedir.

Çizelge 4.15 AAA algoritmali prostat tedavi planlaması için planlanan ve ölçülen nokta dozlar arasındaki % farklar

Rando Fantom kesit no.	TLD no.	AAA Doz (cGy)	TLD (cGy)	% fark
32	36	5	6,06	21,2
32	37	8,3	8,813	6,18
32	38	8,3	8,784	5,83
32	39	21,6	19,16	-11,3
32	40	20,2	18,83	-6,78
32	41	21,1	19,66	-6,83
33	31	55,1	51,65	-6,26
34	26	57,3	56,21	-1,90
34	28	203,6	219,2	7,66
34	29	200	218,4	9,20
34	30	205	225,1	9,81

4.6 MC Algoritmali Tedavi Planlamaları

Rando fantomun BT görüntüleri üzerinde hazırlanan; baş-boyun, akciğer, göğüs duvarı+supraklavüküler+arka aksilla bölge ve prostat tedavi plan konturlamaları ile MC algoritmali Monaco TPS kullanılarak tedavi planlamaları hazırlanmıştır. Herbir tedavi planı için Elekta Synergy® Platform lineer hızlandırıcı cihazı kullanılarak tedavi alanları ışınlanmış ve ışınlamalar sırasında Rando fantomun uygun yerlerine TLD'ler yerleştirilerek doz verifikasyon ölçümleri yapılmıştır.

4.6.1 Baş-boyun RT planlamaları

Bölüm 3.2.1'de anlatıldığı gibi Rando fantomda simülasyonu yapılan bir Nazofarenks hastasında, günlük 2 Gy olacak şekilde 6 MV foton enerjisi kullanılarak ve şekil 3.4'de görüldüğü gibi Rando fantomda tedavi bölgesinde uygun kesitlere TLD'ler yerleştirilerek 1 günlük tedavisi için ışınlanmıştır. MC algoritmali TPS'nden okunan nokta dozlar ile TLD ışınlamaları sonucu elde edilen doz karşılaştırmaları çizelge 4.16'da verilmektedir.

Çizelge 4.16 MC algoritmali baş-boyun tedavi planlaması için planlanan ve ölçülen nokta dozlar arasındaki % farklar

Rando Fantom kesit no.	TLD no.	MC Doz (cGy)	TLD (cGy)	% fark
7	17	203	208,1	-2,45
8	15	199,2	197,4	0,91
8	16	203,2	202,8	0,20
9	12	198,2	195,3	1,49
9	13	187,7	199,6	-5,96
9	14	48,7	51,22	-4,92
10	11	214	201,52	6,19
11	10	201,6	199,5	1,05
12	8	180,1	184,9	-2,6
12	9	173,6	173,3	0,17

4.6.2 Akciğer RT planlamaları

Bölüm 3.2.2’de anlatıldığı gibi Rando fantomda simülasyonu yapılan bir akciğer hastasında, günlük 2 Gy olacak şekilde 6 MV foton enerjisi kullanılarak ve şekil 3.7’de görüldüğü gibi Rando fantomda tedavi bölgesinde uygun kesitlere TLD’ler yerleştirilerek 1 günlük tedavisi için ışınlanmıştır. CCC algoritmali TPS’nden okunan nokta dozlar ile TLD ışınlamaları sonucu elde edilen doz karşılaştırmaları çizelge 4.17’de verilmektedir.

Çizelge 4.17 MC algoritmali akciğer tedavi planlaması için planlanan ve ölçülen nokta dozlar arasındaki % farklar

Rando Fantom kesit no.	TLD no.	MC Doz (cGy)	TLD (cGy)	% fark
15	7	93,3	122,9	-24,08
16	3	204	193,3	5,54
16	4	64,6	61,98	4,22
16	5	7,1	6,75	5,18
16	6	193	189	2,12
17	2	190,4	190,4	0,99
18	1	24,9	29,24	14,84

4.6.3 Göğüs duvarı-supraklavüküler-arka aksilla bölge RT planlamaları

Bölüm 3.2.3’de anlatıldığı gibi Rando fantomda simülasyonu yapılan bir göğüs duvarı+supraklavüküler+arka aksilla bölge hastasında, günlük 2 Gy olacak şekilde 6 MV foton enerjisi kullanılarak ve şekil 3.10’da görüldüğü gibi Rando fantomda tedavi bölgesinde uygun kesitlere TLD’ler yerleştirilerek 1 günlük tedavisi için ışınlanmıştır. MC algoritmali TPS’nden okunan nokta dozlar ile TLD ışınlamaları sonucu elde edilen doz karşılaştırmaları çizelge 4.18’de verilmektedir.

Çizelge 4.18 MC algoritmali göğüs duvarı+supraklavüküler+arka aksilla bölge tedavi planlaması için planlanan ve ölçülen nokta dozlar arasındaki % farklar

Rando Fantom kesit no.	TLD no.	MC Doz (cGy)	TLD (cGy)	% fark
9	14	26,8	29,22	-8,28
9	12	213,5	195,3	9,3
9	13	198,1	199,63	-0,62
10	11	202,9	197,3	2,84
10	24	203,5	195,3	4,20
11	10	28,8	28,98	-0,62
12	21	193,1	192,9	0,10
13	20	212,9	208,4	2,16
14	18	174,3	183,5	-5,01
14	19	214,9	233,3	-7,89

4.6.4 Prostat RT planlamaları

Bölüm 3.2.4’de anlatıldığı gibi Rando fantomda simülasyonu yapılan bir prostat hastasında, günlük 2 Gy olacak şekilde 6 MV foton enerjisi kullanılarak ve şekil 3.13’de görüldüğü gibi Rando fantomda tedavi bölgesinde uygun kesitlere TLD’ler yerleştirilerek 1 günlük tedavisi için ışınlanmıştır. MC algoritmali TPS’nden okunan nokta dozlar ile TLD ışınlamaları sonucu elde edilen doz karşılaştırmaları çizelge 4.19’da verilmektedir.

Çizelge 4.19 MC algoritmali prostat tedavi planlaması için planlanan ve ölçülen nokta dozlar arasındaki % farklar

Rando Fantom kesit no.	TLD no.	MC Doz (cGy)	TLD (cGy)	% fark
32	36	6,3	6,6	4,55
32	37	9,9	9,35	-5,88
32	38	10	9,79	2,15
32	39	27,4	26,5	3,40
32	40	24	24,43	-1,76
32	41	24,2	25,82	-6,27
33	31	64	65,04	-1,6
34	26	55,4	58,12	-4,68
34	28	205	202,6	-1,19
34	29	205,6	206,8	-0,58
34	30	200,2	205,8	-2,72

4.7 PB, CCC, AAA ve MC Algoritma Nokta Doz Karşılaştırma Sonuçları

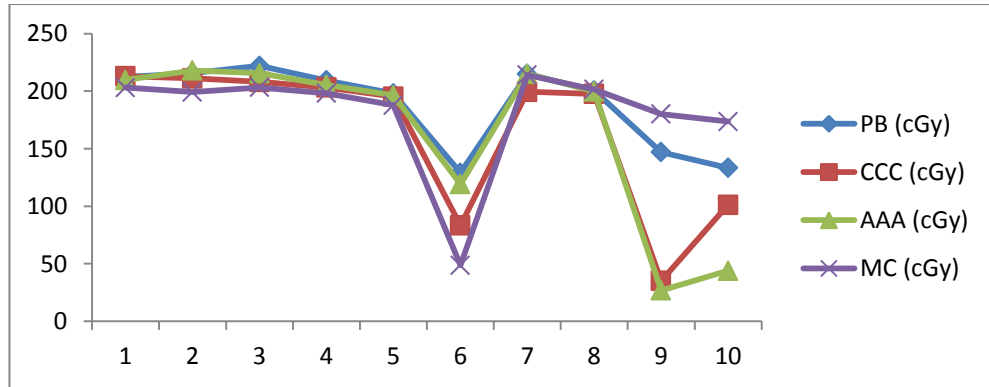
Bölüm 3.2’de anlatıldığı gibi Rando fantomda simüle edilen baş-boyun, akciğer, göğüs duvarı-supraklaviküler-aksilla ve prostat tedavi planlamalarında; PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları TPS’lerde aynı noktalarda elde edilen nokta dozlar karşılaştırılmıştır.

4.7.1 Baş-boyun RT planlamaları

Baş-boyun tedavi planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritma nokta dozu karşılaştırmaları çizelge 4.20’de verildiği gibi elde edilerek, şekil 4.20’deki grafik üzerinde gösterilmiştir.

Çizelge 4.20 Baş-boyun RT planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritma nokta dozu karşılaştırmaları

Rando kesit no.	TLD no.	PB (cGy)	CCC (cGy)	AAA (cGy)	MC (cGy)
7	17	212,45	212,99	209,7	203
8	15	215,61	211,14	218	199,2
8	16	222,03	208,04	215,6	203,2
9	12	209,3	203,24	205,4	198,2
9	13	198,11	195,34	196,4	187,7
9	14	129,05	83,35	119,2	48,7
10	11	214,91	199,38	215	214
11	10	200,41	197,64	199,7	201,6
12	8	147	135,2	26,8	180,1
12	9	133,42	101,25	44	173,6



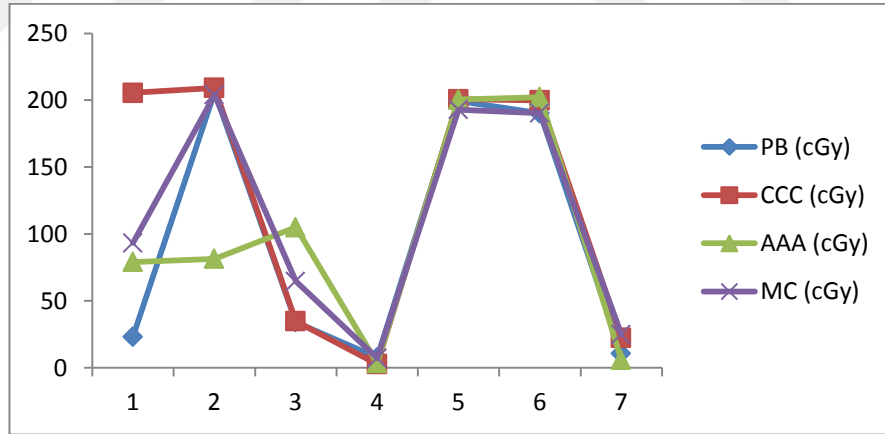
Şekil 4.20 Baş-boyun RT planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritma nokta dozları

4.7.2 Akciğer RT planlamaları

Akciğer tedavi planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritma nokta dozu karşılaştırmaları çizelge 4.21’de verildiği gibi elde edilerek, şekil 4.21’deki grafik üzerinde gösterilmiştir.

Çizelge 4.21 Akciğer RT planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritma nokta dozu karşılaştırmaları

Rando kesit no.	TLD no.	PB (cGy)	CCC (cGy)	AAA (cGy)	MC (cGy)
15	7	23,14	205,52	79,1	93,3
16	3	206,09	209,3	81,4	204
16	4	34,07	34,79	105	64,6
16	5	7,62	2,74	3,4	7,1
16	6	199,38	200,77	200,5	193
17	2	190,18	199,91	202,3	190,4
18	1	10,66	22,44	5,82	24,9



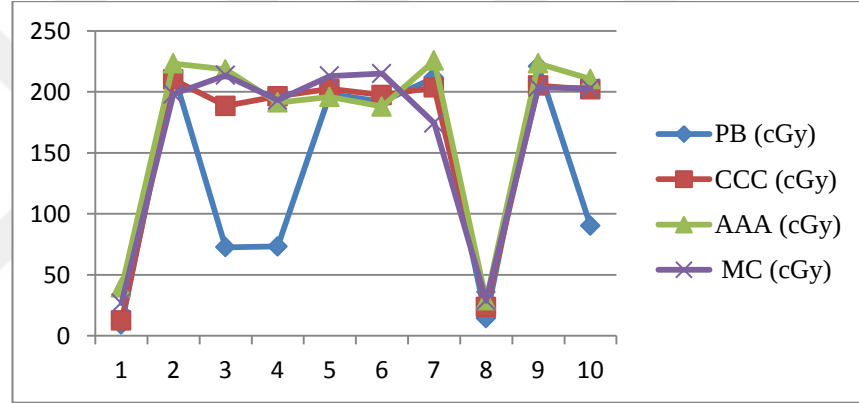
Şekil 4.21 Akciğer RT planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritma nokta dozları

4.7.3 Göğüs duvarı-supraklaviküler-arka aksilla bölge RT planlamaları

Göğüs duvarı-supraklaviküler bölge tedavi planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritma nokta dozu karşılaştırmaları çizelge 4.22’de verildiği gibi elde edilerek, şekil 4.22’deki grafik üzerinde gösterilmiştir.

Çizelge 4.22 Göğüs duvarı+supraklaviküler+arka aksilla bölge RT planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritma nokta dozu karşılaştırmaları

Rando kesit no.	TLD no.	PB (cGy)	CCC (cGy)	AAA (cGy)	MC (cGy)
9	14	9,16	12,46	39,5	26,8
9	13	215,87	210,02	223,2	198,1
9	12	72,53	188,45	218,3	213,5
12	21	73,19	196,23	191,2	193,1
13	20	198,16	202,36	195,8	212,9
14	19	192,02	197,38	187,9	214,9
14	18	211,63	203,45	225,6	174,3
11	10	14,31	23,6	29,1	28,8
10	24	220,81	205,12	223,2	203,5
10	11	90,13	201,96	210,5	202,9



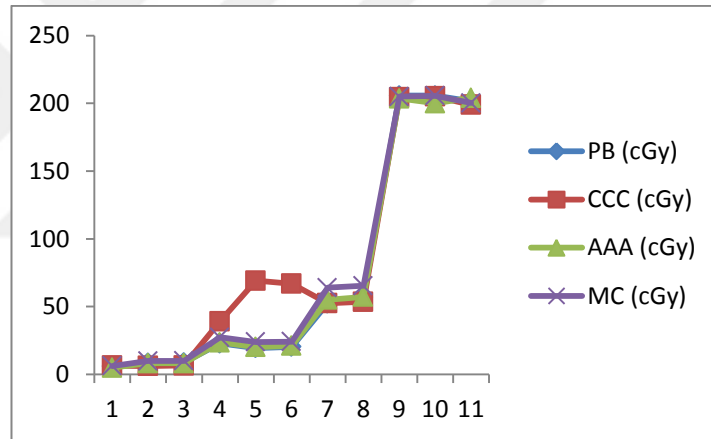
Şekil 4.22 Göğüs duvarı-supraklaviküler bölge RT planlamalarda PB, CCC, AAA ve MC algoritma nokta dozları

4.7.4 Prostat RT planlamaları

Prostat tedavi planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritma nokta dozu karşılaştırmaları çizelge 4.23’de verildiği gibi elde edilerek, şekil 4.23’deki grafik üzerinde gösterilmiştir.

Çizelge 4.23 Prostat RT planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritma nokta dozu karşılaştırmaları

Rando kesit no.	TLD no.	PB (cGy)	CCC (cGy)	AAA (cGy)	MC (cGy)
32	36	6,02	6,53	5	6,3
32	37	8,47	6,21	8,3	9,9
32	38	8,72	6,58	8,3	10
32	39	22,89	39,19	21,6	27,4
32	40	19,44	69,18	20,2	24
32	41	20,39	66,98	21,1	24,2
33	31	52,44	52,55	55,1	64
34	26	56,73	53,6	57,3	55,4
34	28	205,62	204,43	203,6	205
34	29	205,71	205,12	200	205,6
34	30	201,5	198,9	205	200,2



Şekil 4.23 Prostat RT planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritma nokta dozları

4.8 Doz Hacim Histogram Sonuçları

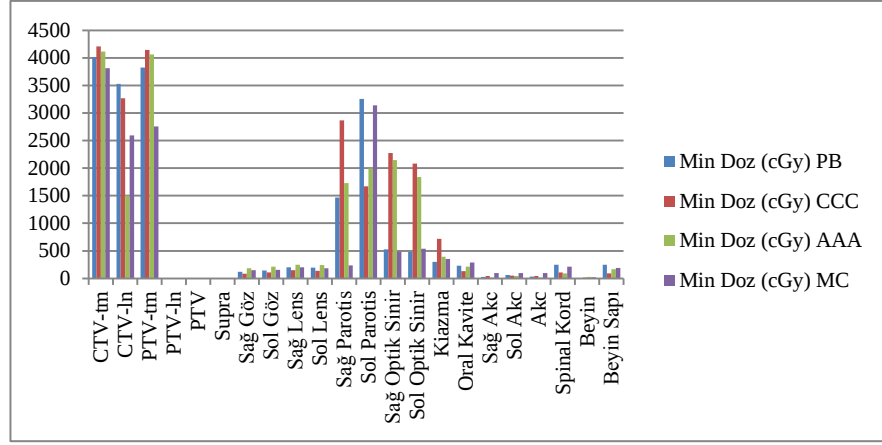
Baş-boyun RT, Akciğer RT, Göğüs duvarı-supraklaviküler bölge RT ve Prostat RT planlamalarının; PB, CCC, AAA ve MC algoritma hesaplamalarına göre hedef organ ve kritik organlar açısından DVH değerlendirmeleri yapılmıştır.

4.8.1 Baş-boyun RT planlamaları

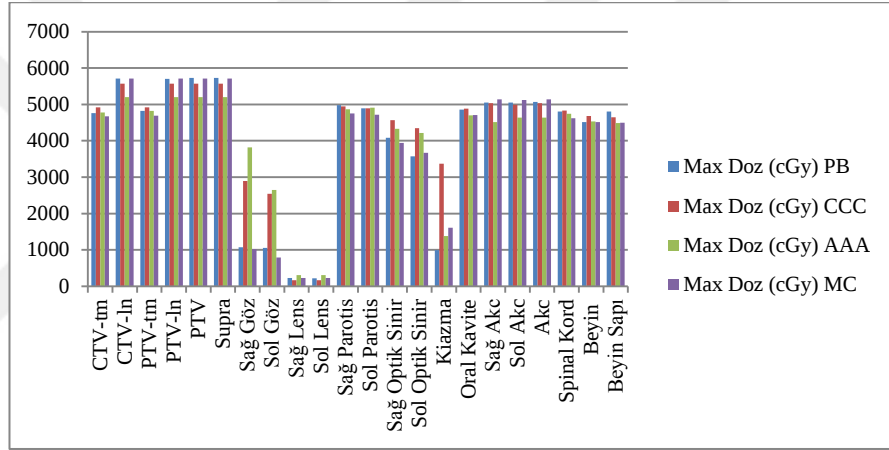
PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları TPS'lerde hazırlanan baş-boyun planlamalarında hedef organlar ve kritik organlar için; çizelge 4.24'de minimum doz, maksimum doz ve ortalama dozlar ile şekil 4.24'de minimum doz, şekil 4.25'de maksimum doz ve şekil 4.26'da ortalama doz sonuçları verilmiştir. Maksimum doz ve ortalama dozlar kullanılarak σ/doz değerleri çizelge 4.25'de hesaplanmıştır. $\sigma/\text{doz} \leq 5\%$ olduğu durumlar Grup 1 ve $\sigma/\text{doz} > 5\%$ olduğu durumlar Grup 2 olarak değerlendirilmiştir.

Çizelge 4.24 Baş-boyun planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları için DVH değerlendirmeleri

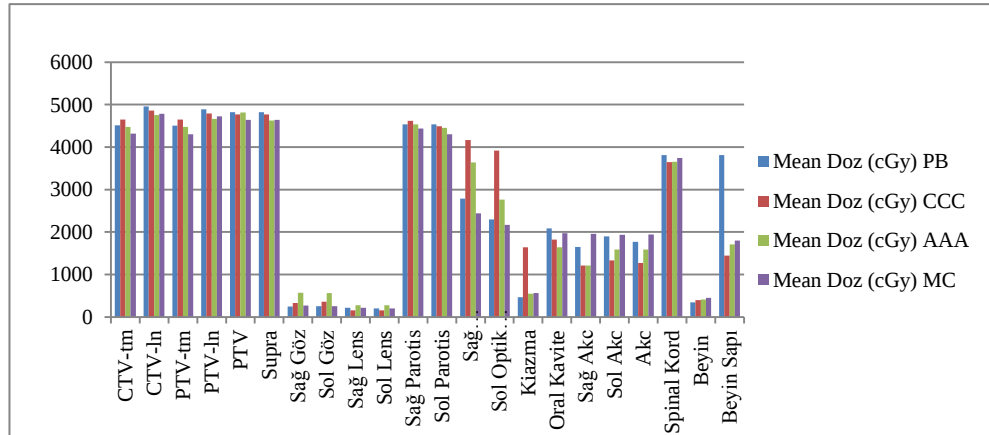
	Minimum Doz (cGy)				Maksimum Doz (cGy)				Ortalama Doz (cGy)			
Yapılar	PB	CCC	AAA	MC	PB	CCC	AAA	MC	PB	CCC	AAA	MC
CTV-tm	4018	4209,2	4117,1	3813,2	4760	4915,9	4778,9	4675,8	4513	4646,7	4473	4320,9
CTV-ln	3531	3264,4	1499,4	2595,1	5715	5568,8	5200,8	5708,8	4957	4858,4	4757,1	4783,1
PTV-tm	3823	4146,4	4059,9	2758,5	4821	4920,6	4823,7	4689,8	4505	4646,1	4474,5	4302,5
PTV-ln	0	0	0	0	5705	5573,6	5200,8	5708,8	4889	4794,4	4662,9	4721
PTV	0	0	0	0	5727	5573,6	5200,8	5708,8	4825	4768,6	4811,7	4644,9
Supraklaviküler	0	0	0	0	5727	5573,6	5200,8	5708,8	4825	4768,6	4628,5	4644,9
Sağ Göz	120	88	186,4	146,7	1070	2890,2	3822,7	1016,4	248	331,3	572,7	267,5
Sol Göz	142	109,1	213,3	155,4	1053	2546,1	2643,7	793,2	257	361,6	566,7	254,4
Sağ Lens	201	146,8	247	200,6	227	169,1	306,2	229,1	214	159,5	277,7	213,6
Sol Lens	193	140,3	244,8	186,5	217	168,1	303,7	222,5	204	158	276,5	205,2
Sağ Parotis	1469	2869,4	1727,7	233,89	4978	4946,9	4870,1	4751,5	4539	4616	4535,4	4437,2
Sol Parotis	3254	1670,5	1992,9	3137,9	4891	4894,9	4910,9	4717,1	4539	4489,2	4453	4301,6
Sağ Optik Sinir	524	2273,7	2147,4	487,8	4087	4570,3	4330,1	3938,2	2786	4165,8	3640,2	2441,3
Sol Optik Sinir	483	2081,1	1838,3	536,9	3569	4343,4	4217	3665,8	2301	3921,7	2762	2166,8
Kiazma	302	719,2	390,7	355	995	3368,6	1383,5	1608,1	466	1639	549,3	565,5
Oral Kavite	228	131,9	214,6	287,8	4856	4882,1	4696,7	4711,7	2089	1824,5	1644	1971
Sağ Akc	27	45,8	16	96,4	5054	5035,5	4512,4	5142,1	1647	1213,3	1208,5	1959,5
Sol Akc	60	48,1	46,03	97,40	5050	4991,7	4638,9	5119	1897	1332	1590,2	1931,8
Akc	31	45,8	16	96,4	5073	5035,5	4638,9	5142,1	1770	1270,3	1590,2	1946,2
Spinal Kord	246	106,7	90,4	214,9	4808	4827,5	4744,7	4616,3	3811	3645,6	3651,4	3747,4
Beyin	0	13,8	26,5	22,1	4515	4685,4	4528,3	4513,6	347	397,4	414,2	449,8
Beyin Sapı	246	88,9	168,4	188,8	4808	4646,3	4485,6	4492,9	3811	1445,4	1709,1	1800,3



Şekil 4.24 Baş-boyun planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları için minimum doz değerlendirmeleri



Şekil 4.25 Baş-boyun planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları için maksimum doz değerlendirmeleri



Şekil 4.26 Baş-boyun planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları için ortalama doz değerlendirmeleri

Çizelge 4.25 Baş-boyun planlamalarında σ /maksimum doz ve σ /ortalama doz değerleri

Yapılar	σ /Maksimum Doz		σ /Ortalama Doz	
	Grup 1	Grup 2	Grup 1	Grup 2
CTV-tm	1,8		2,6	
CTV-ln	3,8		1,6	
PTV-tm	1,7		2,7	
PTV-ln	3,7		1,8	
PTV	3,8		1,5	
Supra	3,8		1,8	
Beyinsapı		54,7		43,1
Sağ göz		47,8		36,5
Sol göz		20,9		35,3
Sağ lens		21,4		19,4
Sol lens	1,8			20,1
Sağ parotis	1,6		1,4	
Sol parotis		5,7	2	
Sağ optik sinir		8,5		20,9
Sol optik sinir		49,5		24,8
Kiazm	1,7			60
Oral kavite	5			8,8
Sağ akciğer	3,7			21
Sol akciğer	3,9			14,5
Akciğerler	1,7			15,2
Spinal kord	1,6		1,9	
Beyin	2,9			9,2

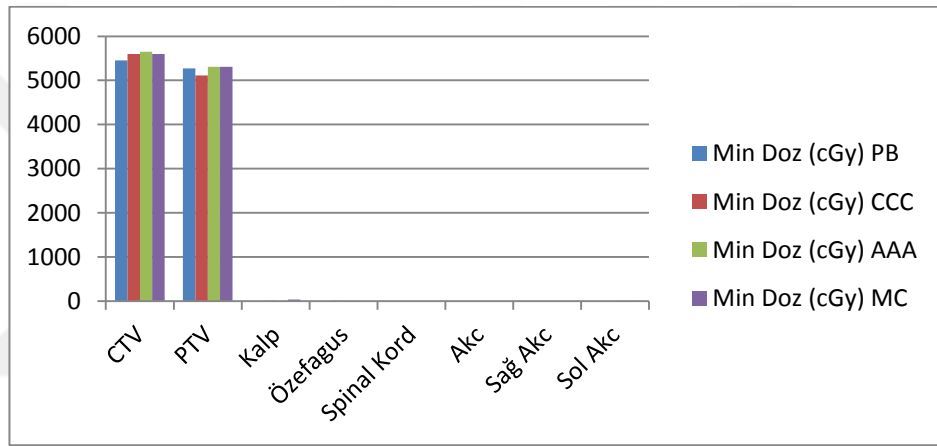
4.8.2 Akciğer RT planlamaları

PB, CCC, AAA ve MC algoritmali TPS'lerde hazırlanan akciğer planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları için; hedef organlar ve kritik organlar için;

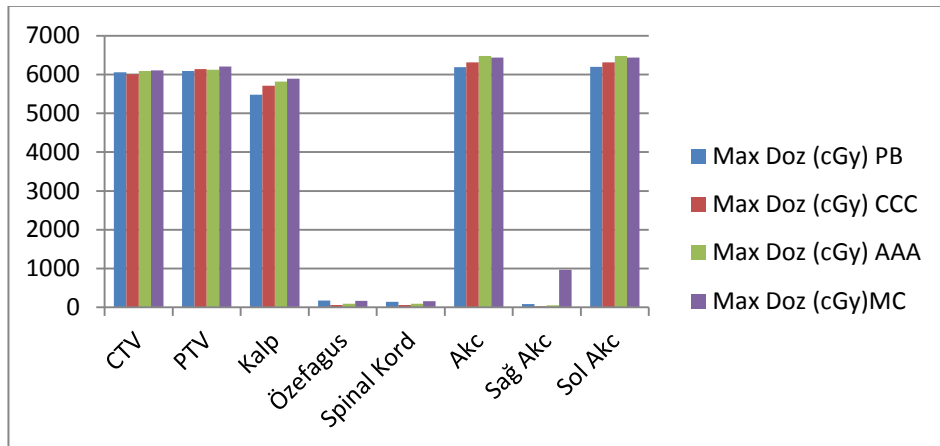
Çizelge 4.26'de minimum doz, maksimum doz ve ortalama dozlar ile şekil 4.27'de minimum doz, şekil 4.28'de maksimum doz ve şekil 4.29'da ortalama doz sonuçları verilmiştir. Maksimum doz ve ortalama dozlar kullanılarak σ /doz değerleri çizelge 4.26'de hesaplanmıştır. σ /doz $\leq$ % 5 olduğu durumlar Grup 1 ve σ /doz $>$ % 5 olduğu durumlar Grup 2 olarak değerlendirilmiştir.

Çizelge 4.26 Akciğer planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları için DVH değerlendirmeleri

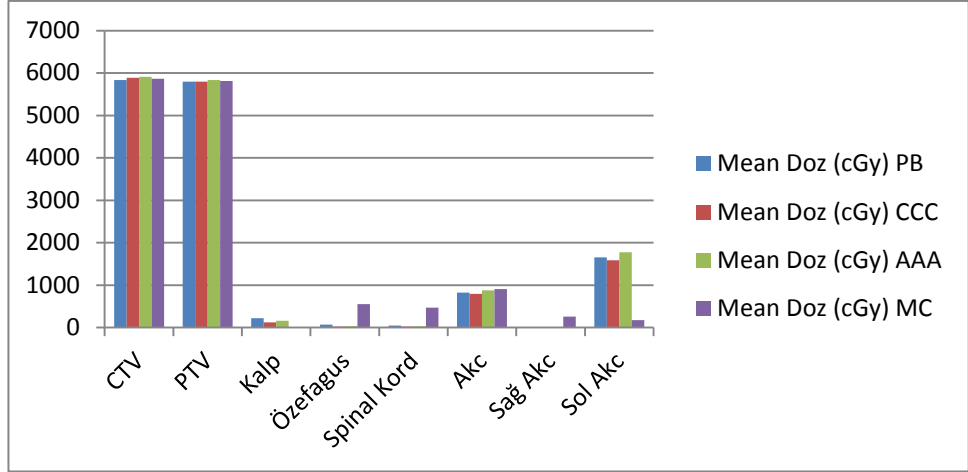
Yapılar	Minimum Doz (cGy)				Maksimum Doz (cGy)				Ortalama Doz (cGy)			
	PB	CCC	AAA	MC	PB	CCC	AAA	MC	PB	CCC	AAA	MC
CTV	5455	5598	5651,7	5599,3	6053	6008,4	6085,2	6107	5834	5890	5910	5867
PTV	5271	5110	5307	5305	6089	6141,7	6120	6206,2	5796	5793	5837	5815
Kalp	0	6	0	37,6	5478	5713,1	5817,9	5894,3	221	121	162	234,3
Özefagus	0	3,6	4,5	0	178	58,6	92,4	168,9	67	25	32	552
Spinal Kord	0	0	0	0	143	58,8	97,5	159,8	45	21	32	470
Akc	0	0	0	0	6191	6310,1	6473,1	6438,3	822	795	880	904
Sağ Akc	0	0	0	0	86	30	52,2	970	2	8	7	258
Sol Akc	0	0	8,7	8,1	6194	6310,1	6474,9	6438,3	1655	1586	1775	178,6



Şekil 4.27 Akciğer planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları için minimum doz değerlendirmeleri



Şekil 4.28 Akciğer planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları için maksimum doz değerlendirmeleri



Şekil 4.29 Akciğer planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları için ortalama doz değerlendirmeleri

Çizelge 4.27 Akciğer planlamalarında σ /maksimum doz ve σ /ortalama doz değerleri

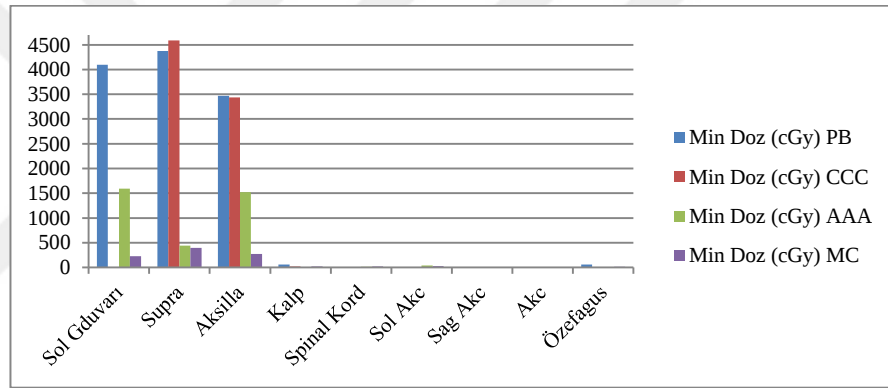
Yapılar	σ /Maksimum Doz		σ /Ortalama Doz	
	Grup 1	Grup 2	Grup 1	Grup 2
CTV	0,6		0,5	
PTV	0,7		0,3	
Kalp	2,7			24,8
Ösefagus		40,6		131,2
Spinal kord		34,5		133,5
Akciğerler	1,8			5,1
Sağ Akciğer		139,3		159
Sol Akciğer	1,7			50,1

4.8.3 Göğüs duvarı-supraklavüküler-arka aksilla bölge RT planlamaları

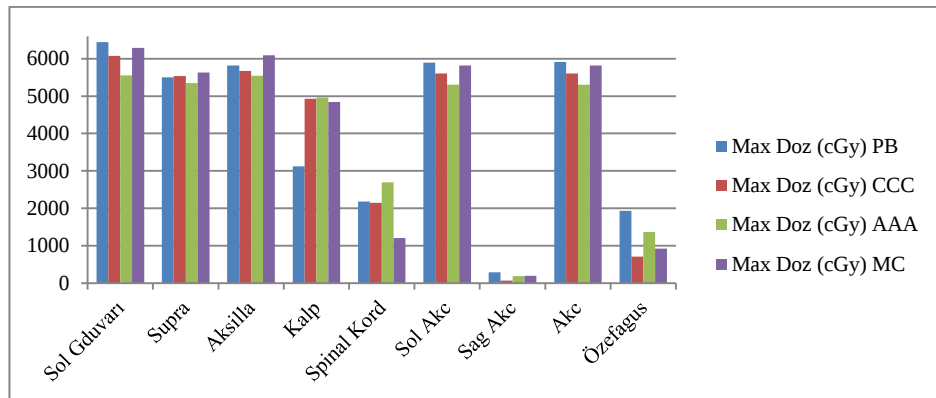
PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları TPS'lerde hazırlanan göğüs duvarı+supraklavüküler+arka aksilla bölge planlamalarında hedef organlar ve kritik organlar için; çizelge 4.28'de minimum doz, maksimum doz ve ortalama dozlar ile şekil 4.30'da minimum doz, şekil 4.31'de maksimum doz ve şekil 4.32'de ortalama doz sonuçları verilmiştir. Maksimum doz ve ortalama dozlar kullanılarak σ /doz değerleri çizelge 4.29'da hesaplanmıştır. σ /doz $\leq$ % 5 olduğu durumlar Grup 1 ve σ /doz $>$ % 5 olduğu durumlar Grup 2 olarak değerlendirilmiştir.

Çizelge 4.28 Göğüs duvarı+supraklavüküler+arka aksilla bölge planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları için DVH değerlendirmeleri

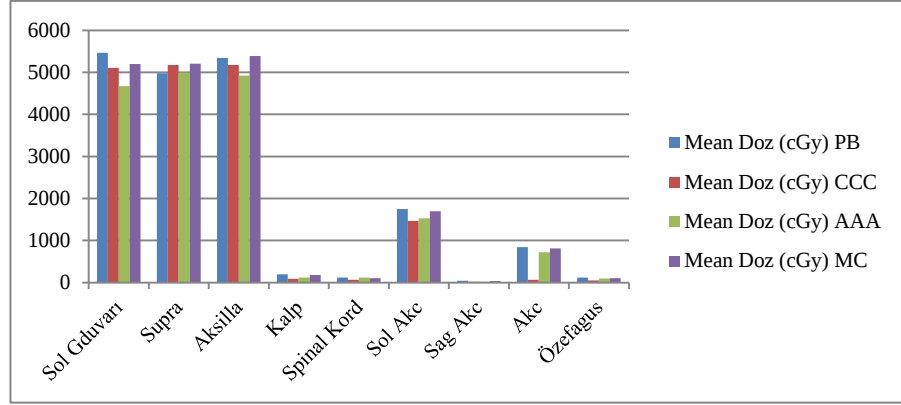
Yapılar	Minimum Doz (cGy)				Maksimum Doz (cGy)				Ortalama Doz (cGy)			
	PB	CCC	AAA	MC	PB	CCC	AAA	MC	PB	CCC	AAA	MC
Sol Gduvarı	4096	0	1594,2	230,80	6439	6079,3	5552,6	6289,6	5461	5104,6	4670,9	5194,4
Supra	4375	4590,6	441	397,38	5504	5534,8	5350,3	5632,8	4976	5175,9	4995,8	5208,6
Aksilla	3470	3439,4	1522,8	274,41	5817	5675,4	5541,1	6092,3	5340	5178,6	4924,1	5385,1
Kalp	60	22,5	0,2	18,4	3124	4927,9	4963	4846,8	196	89,8	124	184,8
Spinal Kord	0	7,8	12,8	18,4	2184	2145	2695	1201,2	121	70,3	121,5	104,6
Sol Akc	0	7,2	40,2	26,1	5896	5603,7	5301,2	5817,2	1747	1468,2	1528,2	1700,2
Sag Akc	0	7,8	0	4,9	286	66,9	188,2	197	46	23,2	18,4	35,2
Akc	0	7,2	0	4,9	5913	5603,7	5301,2	5817,2	847	70,3	725,1	814,8
Özefagus	59	5,7	7,7	16,5	1930	712,4	1366,2	922,2	121	55,7	96,1	107



Şekil 4.30 Göğüs duvarı+supraklavüküler+arka aksilla bölge planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları için minimum doz değerlendirmeleri



Şekil 4.31 Göğüs duvarı+supraklavüküler+arka aksilla bölge planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları için maksimum doz değerlendirmeleri



Şekil 4.32 Göğüs duvarı+supraklavüküler+arka aksilla bölge planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları için ortalama doz değerlendirmeleri

Çizelge 4.29 Göğüs duvarı+supraklavüküler+arka aksilla bölge planlamalarında σ /maksimum doz ve σ /ortalama doz değerleri

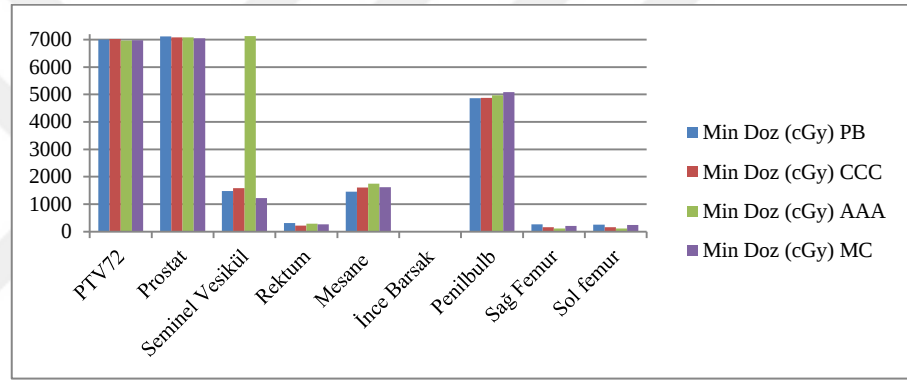
Yapılar	σ /Maksimum Doz		σ /Ortalama Doz	
	Grup 1	Grup 2	Grup 1	Grup 2
Sol göğüs duvarı		5,5		5,6
Supraklavülüler	1,8		2	
Aksilla	3,5		3,5	
Kalp		17,4		29,4
Spinal kord		26,2		19,9
Sol Akciğer	4,1			7,2
Sağ Akciğer		42,2		35
Akciğerler	4,2			51,6
Ösefagus		37,9		25,6

4.8.4 Prostat tedavi planlamaları

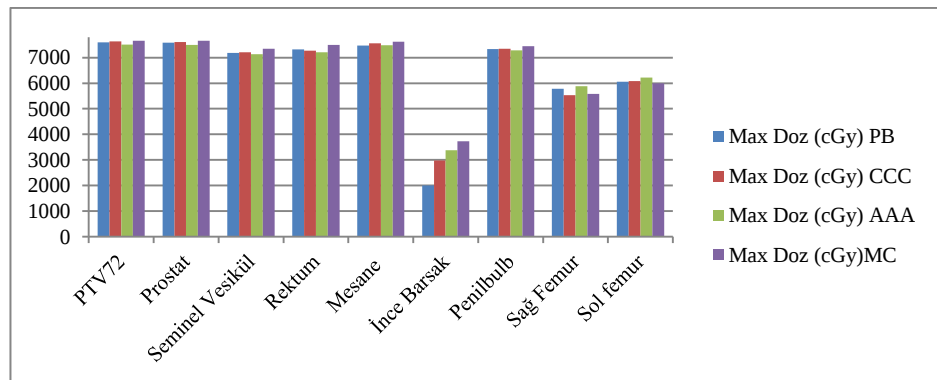
PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları TPS'lerde hazırlanan prostat planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları için; hedef organlar ve kritik organlar için; çizelge 4.30'de minimum doz, maksimum doz ve ortalama dozlar ile şekil 4.33'de minimum doz, şekil 4.34'de maksimum doz ve şekil 4.35'de ortalama doz sonuçları verilmiştir. Maksimum doz ve ortalama doz değerleri kullanılarak σ /doz değerleri çizelge 4.30'da hesaplanmıştır. σ /doz $\leq$ % 5 olduğu durumlar Grup 1 ve σ /doz $>$ % 5 olduğu durumlar Grup 2 olarak değerlendirilmiştir.

Çizelge 4.30 Prostat planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları için DVH değerlendirmeleri

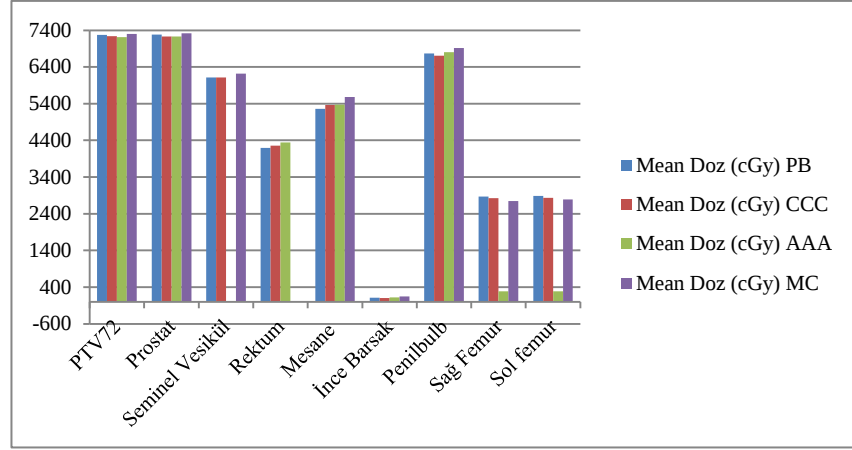
Yapılar	Minimum Doz (cGy)				Maksimum Doz (cGy)				Ortalama Doz (cGy)			
	PB	CCC	AAA	MC	PB	CCC	AAA	MC	PB	CCC	AAA	MC
Prostat	7118	7077,8	7080,1	7049	7581	7605,1	7499,5	7652	7286	7230,8	7230	7314,3
Seminel Ves.	1485	1585,7	7128,4	1221,6	7178	7207,1	7128,4	7342,4	6114	6118,7	6382,5	6219
Rektum	309	225,7	293	266,5	7319	7274,4	7207,2	7493,2	4198	4254,6	4346	4441,2
Mesane	1457	1613,3	1753,2	1622,7	7473	7562,2	7477,2	7623	5262	5366,2	5377	5583
İnce Barsak	0	2	0	3,6	2002	2975,1	3379	3734,7	111	100,8	123,2	147,7
Penilbulb	4866	4872,7	4974,1	5087,1	7338	7340,7	7284	7443	6773	6710,3	6807	6915,1
Sağ Femur	262	159,3	115,56	204,8	5779	5530,5	5883,5	5580	2867	2824,2	290	2742,6
Sol femur	257	165,8	117	238,7	6059	6082,5	6221,2	5996	2885	2835,4	290	2793



Şekil 4.33 Prostat planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları için minimum doz değerlendirmeleri



Şekil 4.34 Prostat planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları için maksimum doz değerlendirmeleri



Şekil 4.35 Prostat planlamalarında PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları için ortalama doz değerlendirmeleri

Çizelge 4.31 Prostat planlamalarında σ /maksimum doz ve σ /ortalama doz değerleri

Yapılar	σ /Maksimum Doz		σ /Ortalama Doz	
	Grup 1	Grup 2	Grup 1	Grup 2
PTV72	0,7		0,5	
Prostat	0,7		0,5	
Seminal vesikül	1,1		1,8	
Rektum	1,4		2,1	
Mesane	0,8		2,2	
İnce Barsak		21,4		14,5
Penil bulb	0,8		1,1	
Sağ femur	2,5			50,1
Sol femur	1,4			50,1

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Radyoterapi TPS'lerinde doz hesaplamaları için farklı algoritmalar kullanılmaktadır. Bu algoritmaların soğurulan dozu doğru hesaplayabilmesi; hastaya verilen radyasyon demetlerinin ve bu radyasyon demetlerinin soğurulduğu ortamla etkileşmesinin iyi modellenebilmesine dayanır. Bu modellemeye bağlı olarak farklı inhomojenite ve ortam geçişlerinde meydana gelen etkileşimlerin tam olarak değerlendirilebiliyor olması, soğurulan dozun doğru hesaplanması sonucunu sağlar.

Radyoterapide kullanılan TPS algoritmalarında, toplam soğurulan dozu doğru hesaplayabilmesi için demet doğrultusuna dik (yatay-lateral) ve demet doğrultusuna paralel (dikey-longitudinal) elektronik dengenin doğru bir şekilde belirlenmesi önemlidir. Baş-boyun ve meme tedavi planlamalarında özellikle dikey elektronik denge önemlidir. TPS algoritmalarının bu tedavi alanlarında cilde yakın bölgelerde pek çok heterojen ortam olması nedeniyle etkin bir şekilde dikey elektronik dengeyi hesaplayamaması cilt bölgesinde hesaplanan dozun daha az olmasına yol açmaktadır. Bu tez çalışmasında dozimetrik karşılaştırma PB, CCC, AAA ve MC algoritmalarını kullanan TPS 'lerle yapılmıştır. PB algoritması, kısmen yatay elektronik denge ve saçılan elektronları etkin bir şekilde hesaba katmaması ve kısmi kaynak modellemesinden dolayı, soğurulan dozu daha hızlı hesaplamaktadır. Her ne kadar dikey elektronik denge tespit edilmiş olsa da özellikle heterojen ortamlarda doz hesaplama doğruluğu ya da isabetliliği sınırlıdır. Buna karşı olarak CCC algoritması hem yatay hem de dikey dengeyi saçılan elektronların tamamını dikkate alarak hesaplayabilmektedir. Ayrıntılı kaynak modellemesi ile birincil ve ikincil etkileşim heterojenite düzeltmeleri, heterojen ortamlarda yüksek doğrulukla soğurulan doz hesaplaması yapmaktadır.

TPS algoritmalarının doz hesaplama farklılıkları inhomojeniteler ve inhomojenite geçişlerinde (arayüz) görülmektedir. Çeşitli algoritmaların inhomojenite ve arayüzlerdeki davranışlarını araştırmak için IMRT küp fantom ve Benchmark Fantom çalışmaları planlanarak yapılmıştır. Yapılan literatür taramalarında bu etkilerin küçük alan (<6x6 cm) ve yüksek enerjilerde önemli etkisi olduğu belirtilmiştir (Kornelson ve

ark.). Radyoterapi tedavi planlaması yapılacak hastaların hedef hacimleri (tümörleri) ve bu hedef hacimler ile kritik organların konumları; cilde ya da inhomojenite geçişlerine yakın olabilir. TPS algoritmalarının bu bölgeler için hesaplamaları doğru yapamaması hedef hacmin eksik doz almasına ya da kritik organlarda çeşitli komplikasyonlara neden olabilir. Kullanılan tedavi planlama algoritmalarının araştırılması; cilde yakın ya da inhomojenite geçişlerindeki doz hesaplama sonuçlarının, konturlama yapılırken verilecek olan payların buna uygun limitler içermesi ya da hedef hacimlerin dozlarının algoritmaya uygun ayarlanması gibi önlemler ile bunların yaratacağı olumsuz etkileri ortadan kaldırmak için alınması gereken önlemleri ve bunları ortadan kaldırmayı sağlayan uygulama protokollerini geliştirmeyi sağlayacağı için önemlidir.

Bu tez çalışması 3B KRT’de; PB, CCC, AAA ve MC algoritmalarının homojen ortamlarda ölçülen TLD dozlarıyla benzer sonuçlar verdiklerini ortaya koymaktadır, ancak PB ve CCC algoritmalarının her ikisinde de hesaplanan dozlarla TLD dozları arasındaki farkın arayüzlerde arttığını göstermektedir.

PB algoritmalı Precise Plan TPS’i ile Elekta Synergy lineer hızlandırıcı tedavi cihazında yapılan TLD ışınlamaları sonucu elde edilen ölçüm dozları arasındaki en büyük farklar;

- Baş-boyun RT planlaması için; ciltten 3 cm içeride soluk borusu- hava boşluğu ortam kenarında % 18,63 ve boyun bölgesinde ciltten 3 cm içeride servikal kemik kenarında % 10,24
- Akciğer RT planlaması için; ciltten 7 mm içeride giriş dozunda % 74,9; ciltten 5 cm içeride akciğer-kalp arası arayüz geçişinde % 4,06; ciltten 5,5 cm içeride 1 cm alan dışında kalp dozunda % 15,12
- Göğüs duvarı+supra+arka aksilla RT planlaması için; supra bölgesinde ciltten 2,6 cm içeride giriş dozunda % 88,95, supra bölgesi ciltten 1 cm arkada çıkış dozunda % 42,47, supra bölgesi ciltten 2,2 cm içeride % 140,47
- Prostat RT planlaması için; ciltten 1,1 cm içeride giriş dozunda % 32,54 ve sağ-sol tedavi alanlarında alan kenarlarında ortalama % 30 olarak bulunmuştur.

CCC algoritmali Prowess Panter TPS'i ile Siemens Artiste lineer hızlandırıcı tedavi cihazında yapılan TLD ışınlamaları sonucu elde edilen ölçüm dozları arasındaki en büyük farklar;

- Baş-boyun RT planlaması için; ciltten 1 cm içeride çıkış dozunda % 25,4 ciltten 1.8 cm içeride giriş dozunda % 11,9
- Akciğer RT planlaması için; 1 cm alan dışında kalp dozu % 45, ciltten 7 mm içeride giriş dozunda % 33,1
- Göğüs duvarı+supra+arka aksilla RT planlaması için; supra bölgesinde ciltten 1 cm içeride çıkış dozunda % 50,1 ve göğüs duvarında ciltten 3 cm içeride % 10
- Prostat RT planlaması için; ciltten 1,1 cm içeride giriş dozunda % 35,85 olarak bulunmuştur.

AAA algoritmali Eclipse TPS'i ile Varian Trilogy lineer hızlandırıcı tedavi cihazında yapılan TLD ışınlamaları sonucu elde edilen ölçüm dozları arasındaki en büyük farklar;

- Baş-boyun RT planlaması için; ciltten 1 cm içeride çıkış dozunda % 43,6
- Akciğer RT planlaması için; 1 cm alan dışında kalp dozu % 16.85, akciğer-kalp arayüzünde % 10,29
- Göğüs duvarı-supra-arka aksilla RT planlaması için; göğüs duvarında ciltten 2,6 cm içeride % 15
- Prostat RT planlaması için; ciltten 1,1 cm içeride giriş dozunda % 21,2 ve cilt çıkış dozunda % 11,3 olarak bulunmuştur.

MC algoritmali Monaco TPS'i ile Elekta Synergy lineer hızlandırıcı tedavi cihazında yapılan TLD ışınlamaları sonucu elde edilen ölçüm dozları arasındaki en büyük farklar;

- Baş-boyun RT planlaması için; nefes borusu yanında hava-doku arayüzünde % 6,19
- Akciğer RT planlaması için; ciltten 7 mm içeride giriş dozunda % 24,08 ve alan kenarında kalp dozunda % 4,22
- Göğüs duvarı+supra+arka aksilla RT planlaması için; supra bölgesi çıkış dozunda % 8,28

- Prostat RT planlaması için; sağ-sol ışınlamalarında alan kenarında % 6,27 ve cilt 1,1 cm içeride giriş dozunda % 4,55 olarak bulunmuştur.

PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları TPS planlamaları doz dağılımlarında nokta doz karşılaştırmaları yapıldığında tüm tedavi bölgeleri için, tedavi planlamasının yapıldığı lineer hızlandırıcıların ÇYK şekil ve kalınlıkları ve demet penumbra özelliklerinden dolayı cilt giriş ve çıkış nokta dozlarında ve alan kenarındaki arayüz geçişlerinde doz sonuçlarındaki farklılıklar ortak sonuç olarak görülmektedir.

Tüm tedavi bölgelerinde 4 farklı algoritma için hedef organ ve kritik organlar açısından DVH'ları değerlendirildiğinde; maksimum ve ortalama dozlar için $\sigma/\text{doz} \leq \% 5$ (Grup 1) ve $\sigma/\text{doz} > \% 5$ (Grup 2) olarak iki gruba ayrılarak, algoritma hesaplamalarının kendi aralarındaki uyumları değerlendirilmiştir;

- Baş-boyun RT planlamaları için; beyin sapı, sağ-sol göz, sağ-sol optik sinirler, kiazm, oral kavite, sağ-sol akciğer, toplam akciğer ve beyin kritik organları için $\sigma/\text{ortalama doz}$ değerleri $> \% 5$, hedef hacimlerde σ maksimum doz ve $\sigma/\text{ortalama doz}$ değerleri $\leq \% 5$ olarak bulunmuştur. Bu koşullarda algoritmaların hedef hacimlerde kendi aralarında uyumlu olduğu değerlendirilmektedir.

- Akciğer RT planlamaları için; hedef hacimlerde $\sigma/\text{maksimum doz}$ ve $\sigma/\text{ortalama doz}$ değerleri $\leq \% 5$ ve $\sigma/\text{ortalama doz}$ sonuçlarına bakıldığında kritik organ dozlarının tümünde $> \% 5$ olarak bulunmuştur. Bu koşullarda algoritmaların hedef hacimlerde kendi aralarında uyumlu olduğu değerlendirilmektedir.

- Göğüs duvarı+supra+arka aksilla RT planlaması için; göğüs duvarı hedef hacminde $\sigma/\text{maksimum doz}$ ve $\sigma/\text{ortalama doz}$ değerleri sırasıyla % 5,5 ve % 5,6, diğer hedef hacimler için $\leq \% 5$ iken kritik organların tümünde $\sigma/\text{ortalama doz}$ değerleri $> \% 5$ olarak bulunmuştur. Bu koşullarda algoritmaların göğüs duvarı hedef hacminde kendi aralarında uyumlu olduğu değerlendirilmektedir.

- Prostat RT planlaması için; hedef hacimler, penil bulb, rektum ve mesane kritik organları için $\sigma/\text{ortalama doz}$ değerleri $\leq \% 5$ iken diğer kritik organlar ince barsak ve sağ-sol femur için değerleri $> \% 5$ olarak bulunmuştur. Bu koşullarda algoritmaların hedef hacimde ve bazı kritik organlarda kendi aralarında uyumlu olduğu değerlendirilmektedir.

Baş-boyun tedavi alanları için ciltten 1 cm derinlikte PB algoritmasının hesapladığı soğurulan doz değerleri CCC algoritmasının hesapladığı soğurulan dozlardan yüksektir. Göğüs duvarı+supraklavüküler+arka aksilla bölge tedavi alanları için, farklı ÇYK kalınlıklarından dolayı supraklavüküler alanı dışındaki doz farklılığı % 36'dır ve CCC algoritması alan kenarı 2,2 ve 2,6 cm derinliklerde daha yüksek doz sonuçları vermiştir. Akciğer tedavi planlaması için PB ve CCC algoritmaları arasındaki en dikkat çekici fark cildin 7 mm derinliğinde % 112 olarak bulunmuştur.

PB algoritmasının CCC algoritması ile nokta doz ölçüm değerlerinin kıyaslanması sonucu benzer sonuçlar elde edilmiştir. CCC algoritması kalp alan kenarı arayüzünde ciltten 5,5 cm derinlikte daha yüksek sonuçlar elde edilmiştir ve homojen ortamlarda algoritmalar arasında başka bir farklılık göze çarpmamaktadır. Prostat tedavi planlaması için ÇYK kalınlık farkından dolayı cildin 1,1 cm derinliğinde % 8 fark bulunmuş olup diğer farklılıklar sırasıyla cildin 4,7 ve 6 cm derinliğinde ortaya çıkmaktadır.

Baş-boyun, akciğer, göğüs duvarı-supraklavüküler-arka aksilla ve prostat RT planlamalarında hedef ve kritik organların aldığı minimum, ortalama ve maksimum doz DVH'leri üzerinden karşılaştırılmaları yapılmıştır. DVH'ler üzerinden yapılan değerlendirmelerde standart sapmalar hesaplanmıştır. Standart sapmalar, hesaplamalar arasındaki uyumun bir göstergesidir. Düşük bir standart sapma farklı algoritma hesaplamalarının uyumunu gösterir. PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları ile planlanan baş-boyun, göğüs duvarı-supraklavüküler bölge, akciğer ve prostat tedavi alanlarında hedef hacimler için σ /doz değerleri düşük, kritik organlar için ise yüksektir. σ /doz değerinin $\leq$ % 5 olduğu durumlarda algoritmalar arası uyumun yeterli olduğu değerlendirilmiştir.

Radyoterapi planlamalarında GTV, CTV, PTV hedef hacimlerinde ortalama dozun homojen dağılımı ve hedef hacimlerde minimum dozların ortalama dozlara yakın olması istenen bir durumdur. Bu çalışmada, tüm algoritmaların hedef hacmin ortalama dozları birbirleriyle uyumludur. Yüksek kritik organ maksimum dozları özellikle seri organ toleransı açısından fonksiyonlarını yerine getirememesine yol açabilir. Bir seri organ için dozimetrik bir sıcak nokta bütün organın fonksiyon bozukluğu ile sonuçlanabilir.

Eğer minimum dozlar 0 cGy (hiç doz yok) olarak hesaplanırsa bu durum hedef ortalama dozlarında azalmaya neden olmaktadır. Bu nedenle TPS algoritmaları özellikle cilt girişi ve cilt altındaki dozları doğru olarak hesaplayabilmelidirler. Baş-boyun, göğüs duvarı-supraklavüküler-arka aksilla bölge, akciğer ve prostat tedavi alanlarının DVH değerlendirmesi tüm algoritmaların hedef hacimler ve kritik organlar için farklı doz değerleri verdiğini göstermiştir. Baş-boyun için σ /ortalama doz değeri % 3'den küçüktür. Sol göğüs-duvarı radyoterapisinde, göğüs duvarı-supraklavüküler-arka aksilla bölge tedavisinde birincil hedef hacimdir. Bu hedef hacmin cilde ve heterojenite geçişlerine çok yakın olması nedeniyle konturlaması cildin 2 mm dışına taşmıştır ve elektronik dengenin sağlanamaması nedeniyle bu bölgenin olması gerekenden daha az doz almasına yol açabilir. Göğüs duvarı-supraklavüküler-arka aksilla bölge tedavilerinde kalbin oldukça düşük dozlar alması nedeniyle algoritmalar arası farklılık oranları yüksektir ve yapılan karşılaştırmalar bu dozlarda dikkate değer bir farklılık göstermemiştir. Kritik organ olan sol akciğer için tüm algoritmaların uyumu % 7,2'lik değer içerisinde olup algoritmalar arasındaki farklılıklar özellikle heterojen ortamlarda daha belirgindir. Akciğer tedavisi için tüm algoritmalar hedef hacimler için σ /maksimum doz ve σ /ortalama doz değerlerini birbirleriyle uyumlu olarak % 1'den küçük olarak elde edilmişlerdir. Ancak farklı tedavi cihazlarının farklı ÇYK yapılarından dolayı kritik organlar için σ /maksimum doz ve σ /ortalama doz değerleri çeşitli algoritmalar için birbirleriyle uyumlu değildir. Aynı nedenden dolayı prostat tedavilerinde ince bağırsak ve femur kritik organları için algoritmalar arası farklılık dikkate değerdir fakat hedef hacim dozları birbirleriyle uyumludur. Kritik organ dozlarının değerlendirilmesinde dikkate alınması gereken bir nokta seri organlar için maksimum dozun, paralel organlar için ortalama dozun daha önemli olduğudur. Kritik organlar için minimum doz değerleri küçük olduğundan bunlar arasındaki çok küçük farklar bile oransal olarak büyük farklılıklara yol açabilir, maksimum dozlar ise birbirleriyle uyumlu olup farklılık % 4'ün altındadır.

Çalışmamızın sonuçları 3B KRT'de; GTV, CTV ve PTV hedef hacim dozları açısından PB, CCC, AAA ve MC algoritmalarının baş-boyun, göğüs duvarı-supraklavüküler-arka aksilla, akciğer ve prostat bölge tedavilerinde genel olarak güvenilir ve kendi aralarında uyumlu olduklarını göstermiştir. Sadece sol göğüs duvarı hedef hacminde algoritmalar

arası fark yüksek bulunmuştur; bu farkın sebebinin tedavi alanında cilt girişi, kemik ve akciğer gibi heterojen doku eşdeğeri fantom ortamı olmasının ve hedef hacim büyüklüğünün (alan büyüklüğünün) olabileceği düşünülmektedir. Baş-boyun, göğüs duvarı-supraklavüküler-arka aksilla, akciğer ve prostat bölge tedavilerinde PB, CCC, AAA ve MC algoritmaları hesaplamalarının yapılan ölçümlerle bir uyum içerisinde olduğunu göstermektedir. Ancak kritik organlara yakın heterojenite geçiş bölgeleri ve heterojenite geçişi içeren kritik organlarda algoritmalar arası doz farklılıkları belirgindir. Bu tedavi bölgelerinde yapılan tedavi planlamalarında optimizasyon koşullarında kritik organ dozlarının organın seri ya da paralel olmasını da göz önüne alarak maksimum ya da ortalama dozların tolerans limitlerinin düşük olması ve planlamalarda bu konularda esnek davranılmaması, ilgili tedavi protokollerinde belirtilen tolerans doz limitlerinin altında kalınması önerilmektedir.

KAYNAKLAR

- Anonymus 2000. Technical Reports Series NO.398. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standart of Dose to Water.
- Anonymus 1993. ICRU Report No. 50, 1993 ICRU Report 83, Journal of the ICRU Vol. 10 No. 1. International Commission on Radiation Units NAD Measurements (ICRU). 1976. 'Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X and Gamma Rays in Radiation Procecedures,' ICRU Report, Bethesda.
- Butts, J.R. and Foster, A.E. 2001. Comparision of commercially available three-dimensional treatment planning algorithms for monitor unit calculations in the precense of heterogenities, J of Apll Clin Med Phys Vol 2, No:1. doi: 10.1120/1.1336496.
- Buzdar, S.A., Afzal, M. and Todd-Pokropek. A. 2010. Comparision of pencil beam and collapsed cone algorithms, in radiotherapy treatment planning for 6 and 10 MV Photon, J Ayub Med Coll Abbottabad 22(3).
- Cilla, S., Digesu, C., Macchiha, G., Deodato, F., Sallustio, G., Piermattei, A. and Morganti, A.G. 2014. Clinical implications of different calculation algorithms in breast radiotherapy: A comparision between pencil beam and collapsed cone convolution, Phy Med. 30(4):473-81. doi: 10.1016/j.ejmp.2014.01.002.
- Colleen DesRosiers. 2013. Calculation algorithms in radiation therapy treatment planning systems, AAMD Region III annual meeting, Indianapolis, Indiana April 12.
- Dorje. T. 2014. Limitation of pencil beam convolution (PBC) algorithm for photon dose calculation in inhomogeneous medium, J of Cancer Treatment and Research, 2(1): 1-4. doi: 10.11648/j.jctr.20140201.11.
- Elcim, Y., Dirican, B. and Yavas. Ö. 2016. Dosimetric Comparison of Treatment Planning Systems Using Collapsed Cone Convolution and Pencil Beam Algorithms, Journal of Radiation Therapy in Practice, Vol 15, Issue 4, pp:364-377, doi:10.1017/S1460396916000303
- Elçim, Y., Dirican, B. and Yavaş. Ö. 2014. İki farklı pencil beam algoritmalı radyoterapi planlama sisteminin küçük alanlarda dozimetrik değerlendirilmesi. 31.TFD Uluslararası Fizik Kongresi, Bodrum.
- Elçim, Y., Dirican, B. and Yavaş. Ö. 2015. Dosimetric evaluation of radiotherapy planning systems with two different algorithms in small fields. Balkan Physics Letter, 23, 231004, pp. 30 – 36.
- Elçim, Y., Dirican, B. and Yavaş, Ö. 2015. PB ve CCC algoritmalı radyoterapi planlama sistemlerinin MC simülasyonu ile dozimetrik karşılaştırılması. 15. Medikal Fizik Kongresi, Trabzon.

- Elçim, Y., Yavaş, Ö. and Dirican, B. 2016. A comparison of treatment planning algorithms for prostate radiotherapy with medical linear accelerators. *Balkan Physics Letter*, 241009, pp.159-167.
- Elçim, Y., Yavaş, Ö. And Dirican, B. 2016. A comparison of treatment planning algorithms for prostate radiotherapy with medical linear accelerators. 6. Uluslararası Katılımlı Parçacık Hızlandırıcıları ve Uygulamaları Kongresi (UPHUK-VI).
- Khan, F.M. and Gerbi, B.J. 2012. *Treatment Planning in Radiation Oncology*, Chapter 7, 3th Edition, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, USA.
- Khan, F.M. 2003. *The Physics of Radiation Therapy*, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, USA.
- Khan, F.M. 2010. *The Physics of Raiation Therapy*, Chapter 19, 4th Edition, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, USA.
- Kornelson, R.O. and Young M.E.J. 1982. Changes in dose-profile of a 10 MV X-ray beam within and beyond low density material, *Med Phys*; 9:114.
- Lanchun, L. 2013. Dose calculation algorithms in external beam photon radiation therapy, *Int J of Cancer Therapy and Oncology* Vol 1, No:2. doi: <http://dx.doi.org/10.14319/ijcto.0102.5>
- Lu, L., Goma, G.Y., Wang, J.Z., Gupta, N., Huang, Z., Lo, S.S., Martin, D. and Mayr. N. 2013. A practical method to evaluate and verify dose calculation algorithms in the treatment planning system of radiation therapy, *Int J of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology*, 2, 76-87.
- Madcalse, P., Kron, T. and Hoban, P. 2002. *The Physics Of Radiotherapy X-Ray From Linear Accelerators*. Medical Physics Publishing, 493, Madison Wisconsin.
- Nyholm, T1., Olofsson, J., Ahnesjö, A. and Karlsson M. 2006. Modelling lateral beam quality variations in pencil kernel based photon dose calculations, *Phys Med Biol*. 2006 Aug 21;51(16):4111-8. Epub.
- Schneider-Pedroni E. and Lomax A. 1996. The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning, *Phys Med Biol*. Jan; 41(1):111-24.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Yelda ELÇİM
Doğum Yeri : Ankara
Doğum Tarihi : 11.07.1978
Medeni Hali : Bekar
Yabancı Dili : İngilizce

Eğitim Durumu

Lise : Ankara Lisesi (1994)
Lisans : Ankara Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Mühendisliği Bölümü (1999)
Yüksek Lisans : Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Mühendisliği
Anabilim Dalı (2002)

Çalıştığı Kurumlar

Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı (2001-2002)
Gülhane Askeri Tıp Akademisi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı (2002-2016)
Gülhane Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı (2016-)

Yayınlar

Elçim, Y., Dirican, B. and Yavaş, Ö. Dosimetric Comparison of Pencil Beam and Monte Carlo Algorithms in Conformal Lung Radiotherapy. Journal of Applied Clinical Medical Physics, doi: 10.1002/acm2.12426, 2018.

Elçim, Y., Dirican, B. and Yavaş, Ö. Dosimetric Comparison of Treatment Planning Systems Using Collapsed Cone Convolution and Pencil Beam Algorithms. Journal of Radiotherapy in Practice, Vol 15, Issue 4, pp:364-377, doi: 10.1017/ S1460396916000303, 2016.

Elçim, Y., Yavaş, Ö. and Dirican, B. A Comparison of Treatment Planning Algorithms for Prostate Radiotherapy with Medical Linear Accelerators. Balkan Physics Letters (BPL), 241009, pp.159-167, 2016.

Elçim, Y., Dirican, B. and Yavaş, Ö. Dosimetric Evaluation of Radiotherapy Planning Systems with Two Different Algorithms in Small Fields. Balkan Physics Letters (BPL), 23, 231004, pp. 30 – 36 , 2015.

Katıldığı Kongreler

Elçim, Y., Toklu, T., Dirican, B. ve Yavaş, Ö. PB ve CCC Algoritmali Radyoterapi Planlama Sistemlerinin MC Simülasyonu ile Dozimetrik Karşılaştırılması. 15. Medikal Fizik Kongresi, Trabzon, 16-19 Mayıs 2015.

Elçim, Y., Yavaş, Ö. and Dirican, B. A Comparison of Treatment Planning Algorithms for Prostate Radiotherapy with Medical Linear Accelerators. 6. Uluslararası Katılımlı Parçacık Hızlandırıcıları ve Uygulamaları Kongresi, 29-30 Ağustos 2016.

Elçim, Y., Dirican, B. and Yavaş, Ö. İki Farklı Pencil Beam Algoritmali Radyoterapi Planlama Sisteminin Küçük Alanlarda Dozimetrik Değerlendirilmesi. 31.TFD Uluslararası Fizik Kongresi, Bodrum, 21-24 Temmuz 2014.