



T.C.
ÇANAKKALE ONSEKİZ MART ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

FİZİK ANABİLİM DALI

RADYOTERAPİ TEDAVİ PLANLAMASI İÇİN HOUNSFIELD ÜNİT VE
RÖLATİF ELEKTRON YOĞUNLUĞU ARASINDAKİ İLİŞKİ

YÜKSEK LİSANS YETERLİLİK TEZİ

ÇİĞDEM AYDOĞDU

Tez Danışmanı
PROF. DR. EMİNE DİLARA ATALAY

ÇANAKKALE – 2022



T.C.

ÇANAKKALE ONSEKİZ MART ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

FİZİK ANABİLİM DALI

**RADYOTERAPİ TEDAVİ PLANLAMASI İÇİN HOUNSFIELD ÜNİT VE
RÖLATİF ELEKTRON YOĞUNLUĞU ARASINDAKİ İLİŞKİ**

YÜKSEK LİSANS YETERLİK TEZİ

ÇİĞDEM AYDOĞDU

Tez Danışmanı

PROF. DR. EMİNE DİLARA ATALAY

Bu çalışma Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri
Koordinasyon Birimince Desteklenmiştir.

Proje No: 2982

ÇANAKKALE 2022

ETİK BEYAN

Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada; tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi, kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı, bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu, bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi taahhüt ve beyan ederim.

Çiğdem AYDOĞDU

26 /08/2022

TEŞEKKÜR

Bu tezin gerçekleştirilmesinde, çalışmam boyunca benden bir an olsun yardımlarını esirgemeyen saygı değer danışman hocam Prof. Dr. Emine Dilara ATALAY' a, teşekkürlerimi sunarım. Çalışma süresince tüm zorlukları benimle göğüsleyen, karşıma çıkan zor süreçlerde pes etmeden devam etmemi sağlayan ve pek çok konuda karar vermemi kolaylaştıran GOP Hastanesi'nde Medikal Fizikçi olan değerli eş danışman hocam Dr.Öğr. Üyesi İsmail Faruk Durmuş'a teşekkür ederim. Değerli fikirleri ile tezime katkı sağlayan Medikal Fizik Uzmanı arkadaşım Alican Yılmaz'a teşekkür ederim.

Ayrıca yüksek lisans eğitimim boyunca maddi ve manevi desteklerinden dolayı kıymetli eşim sayın Emre Aydoğdu'ya teşekkür ederim. Tezi yazma aşamasında masa başında geçirdiğim sürede kapının dışında beni beklemek zorunda kalarak sabır gösteren canım oğlum Demir'e ve onunla ilgilenerek bana yardımcı olan değerli kayınpederim ve kayınvalideme çok teşekkür ederim. Bana olan inancını yitirmeyen ve tüm fikirlerimi tereddütsüz destekleyen canım anneme ve babama teşekkürlerimi sunarım.

Çiğdem AYDOĞDU
Çanakkale, Ağustos 2022

ÖZET

RADYOTERAPİ TEDAVİ PLANLAMASI İÇİN HOUNSFIELD ÜNİT VE RÖLATİF ELEKTRON YOĞUNLUĞU ARASINDAKİ İLİŞKİ

Çiğdem AYDOĞDU

Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Fizik Anabilim Dalı Yüksek Lisans Tezi

Danışman: Prof. Dr. Emine Dilara ATALAY

İkinci Danışman: Dr. Öğr. Üyesi İsmail Faruk DURMUŞ

26/08/2022, 119

Radyoterapi de tedavi planlaması, tomografi taramalarından elde edilen geometrik ve yoğunluk bilgisine dayanmaktadır. Bilgisayarlı tomografi (BT/CT) verileri, radyoterapide tedavi planlama sistemi (TPS) vasıtasıyla hastanın vücudunda soğurulan dozu hesaplamak için kullanılmaktadır. Bir BT taraması sonucu elde edilen BT Numarası (Hounsfield Unit: HU) değerleri siyah ile beyaz arasında skalaya dönüştürülerek görüntü elde edilmektedir. Her bir doku ve organ için ayrı bir gri tonunda renk atanmaktadır. Dokular arasında kontrast farkı ile doku ve organlar birbirinden ayırt edilebilmektedir. Her bir dokunun kütle yoğunluğu ve elektron yoğunluğu (Electron Density: ED) farklıdır. Bu farklı yoğunluklar radyasyonun soğurulmasında ve saçılmasında farklılıklara yol açmaktadır. Her bir doku ve organdaki doz dağılımını hesaplamak için, HU-ED kalibrasyonu farklı dokulara eşdeğer materyaller içeren özel fantomlarla yapılabilmektedir. Temelde spesifik fantomda ED değerleri belirli olan materyallerin HU değerleri BT taraması ile belirlenmektedir. Daha sonra fantomda belirli olan materyallere göre HU-ED kalibrasyonu yapılmaktadır. Bu kalibrasyon işleminde birçok değişken parametre vardır. Enerji, akım, tarama alanı genişliği en temel parametrelerdir. Bu parametrelerin birbiriyle ve homojen olmayan materyallerde, özellikle kemik yoğunluğu olan materyallerde HU-ED eğrisini nasıl etkilediği araştırılacaktır.

Radyoterapide tedavinin başarısı tümörü kontrol altına almak için uygulanan doz ile direkt ilişkilidir. Tümörü kontrol altına alma ihtimalini artırmak ve oluşabilecek komplikasyon riskini azaltmak için HU-ED eğrisinde belirsizlikleri belirleyerek TPS'ye doğru tanıtılması gerekmektedir. BT'de özel yoğunluklara sahip homojen olmayan fantomlar ile farklı tüp akım potansiyeli (kVp) ve tüp akım ışınlama süresi (mAs) değerlerinde taramalar alınacaktır. Bu taramaların her biri için HU-ED eğrileri elde edilecektir. Özellikle kemik ortamında oluşabilecek sapmalar ve belirsizlikler incelenecektir.

İnhomojen ortamların dozimetrik farklılıklarını araştırmak için, CC04 iyon odası ve EBT-XD film kullanarak özel olarak üretilen fantomda alınan ölçümler ile Monte Carlo-Dose to Water (MC-Dw), Monte Carlo-Dose to Medium (MC-Dm), Collapse Cone (CC) ve Pencil Beam (PB) algoritma hesaplamaları karşılaştırılacaktır.

Anahtar Kelimeler: Hounsfield Unit, Elektron Yoğunluğu, Radyoterapi HU-ED Eğrisi, Dose to Water, Dose to Medium, EBT-XD, Vertebra SBRT.

ABSTRACT

THE RELATIONSHIP BETWEEN HOUNSFIELD UNIT AND RELATIVE ELECTRON DENSITY FOR RADIOTHERAPY TREATMENT PLANNING

Çiğdem AYDOĞDU

Çanakkale Onsekiz Mart University

School of Graduate Studies

Master of Science Thesis in Physics Science

Co-supervisor: Prof. Dr. Emine Dilara ATALAY

Co-Advisor: Dr. Asst. Prof. İsmail Faruk DURMUŞ

26/08/2022, 119

The treatment planning of radiotherapy is based on the geometric and intensity information obtained from tomography scans. Computed tomography (CT) data, treatment planning system (TPS) in radiotherapy are used to calculate the absorbed dose in the patient's body. The CT Number (Hounsfield Unit: HU) values obtained as a result of a CT scan are converted into a scale between black and white and an image is obtained. A different gray color is assigned for each tissue and organ, and tissues and organs are separated from each other by contrast difference between tissues. The mass density and electron density (Electron Density: ED) of each tissue are different. These different intensities lead to differences in the absorption and scattering of radiation. In order to calculate the dose distribution in each tissue and organ, HU-ED calibration can be performed with special phantoms containing materials equivalent to different tissues. Basically, the HU values of the materials whose ED values are determined in the specific phantom are determined by CT scanning. Then, HU-ED calibration is performed according to the materials specified in the phantom. There are many variable parameters in this calibration process. Energy, current, scanning area width are the most basic parameters. It will be investigated how these parameters affect the curve in each other and in inhomogeneous materials, especially in materials with bone density.

The success of the treatment in radiotherapy is directly related to the dose applied to control the tumor. In order to increase the possibility of controlling the tumor and reduce the risk of complications, the uncertainties in the HU-ED curve should be determined and the TPS should be introduced. In CT, inhomogeneous phantoms with special densities will be scanned at different tube current potential (kVp) and tube current irradiation time (mAs) values. HU-ED curves will be obtained for each of these scans. In particular, deviations and uncertainties that may occur in the bone environment will be examined.

In order to investigate the dosimetric differences of inhomogeneous environments, measurements taken in a specially produced phantom using CC04 ion chamber and EBT-XD film, and Monte Carlo-Dose to Water (MC-Dw), Monte Carlo-Dose to Medium (MC-Dm), Collapse Cone (CC) and Pencil Beam (PB) algorithm calculations will be compared.

Keywords: Hounsfield Unit, Elektron Density, HU—ED Curve in Radiotherapy, Dose to Medium, Dose to Water, EBT-XD, SBRT.

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

JÜRİ ONAY SAYFASI.....	i
ETİK BEYAN.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	viii
SİMGELER ve KISALTMALAR.....	xii
TABLolar DİZİNİ.....	xiv
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xv

BİRİNCİ BÖLÜM

GİRİŞ

1.1. Radyoaktivite.....	18
1.2. Radyasyon.....	21
1.3. Radyasyonun Madde ile Etkileşimi.....	23
1.3.1. Partiküler Radyasyonun Madde ile Etkileşimi.....	23
1.3.2. Elektromanyetik Radyasyonun Madde ile Etkileşimi.....	25
Fotoelektrik Olay.....	26
Compton Saçılması.....	27
Çift Oluşum.....	27
Koherent (Rayleigh) Saçılması.....	28
Fotodisintegrasyon.....	28
1.4. X-Işınının Keşfi ve Özellikleri.....	29
1.5. X-Işını Tüpü.....	31
1.6. X-Işınları ile Görüntüleme.....	32
1.6.1. Konvansiyonel Görüntüleme.....	32
1.6.2. Digital Görüntüleme.....	33

1.7.	Bilgisayarlı Tomografi.....	34
1.7.1.	Sistemin Genel Yapısı.....	34
1.7.2.	Bilginin Toplanması.....	35
1.7.3.	Kesit Görüntünün Oluşumu.....	35
1.8.	Temel Görüntüleme Parametreleri.....	37
1.8.1.	Görüntüleme Alanı	37
1.8.2.	Kolimasyon.....	38
1.8.3.	Tüp Akım Işınlama Süresi.....	38
1.8.4.	Tüp Akım Potansiyeli.....	38
1.8.5.	Rotasyon Zamanı.....	38
1.8.6.	Rekonstrüksiyon Algoritması.....	39
1.8.7.	Matris.....	39
1.8.8.	Filtre.....	39
1.9.	Lineer Hızlandırıcılar.....	39
1.10.	Tedavi Planlama Sistemi.....	41
1.11.	Doz Hesaplama Algoritmaları.....	42
1.11.1.	Düzeltilme Tabanlı Algoritmalar.....	43
1.11.2.	Model Tabanlı Algoritmalar.....	43
1.11.3.	Monte Carlo Algoritması.....	44
1.12.	Stereotaktik Vücut Radyoterapisi	45
1.12.1.	SBRT için Plan Kalite İndeksleri.....	45
	Homojenite İndeksi.....	46
	Heterojenite İndeksi.....	46
	Konformite İndeksi.....	46
	Gradient İndeksi.....	47

İKİNCİ BÖLÜM

KURAMSAL ÇERÇEVE/ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR

2.1.	Literatür Çalışmaları.....	48
2.1.1.	Radyolojik Parametrelerin HU-ED Eğrisine ve TPS'ye Etkileri.....	48
2.1.2.	Dm ve Dw Farkı Değerlendirmesi.....	57
2.1.3.	İnhomojen Ortamlarda Monte Carlo, Collapse Cone ve Pencil Beam Algoritmalarının Dozimetrik Değerlendirmesi.....	59

ÜÇÜNCÜ BÖLÜM
ARAŞTIRMA YÖNTEMİ/MATERYAL YÖNTEM

3.1.	Tez Kapsamında Kullanılan Araç ve Gereçler.....	61
3.1.1.	Simens Biograph mCT PET/CT.....	61
3.1.2.	Elektra Versa HD Lineer Hızlandırıcı.....	62
3.1.3.	Monoca 5.11 Tedavi Planlama Sistemi.....	63
3.1.4.	Monte Carlo Doz Hesaplama Algoritması.....	63
3.1.5.	Compass DVH Tabanlı Hasta QA Analiz Programı.....	63
3.1.6.	MatriXX Evolution Dedektör.....	64
3.1.7.	İyon Odası.....	65
3.1.8.	Capthan 503 Fantom.....	66
3.1.9.	RW3 Su Eşdeğeri Katı Fantom.....	68
3.1.10.	Gafchoromic EBT-XD Filmi.....	68
3.1.11.	Akrilik Kemik Çimentosu.....	69
3.1.12.	İstatiksel Analiz.....	71

DÖRDÜNCÜ BÖLÜM
ARAŞTIRMA BULGULARI

4.1.	BT’de Farklı Parametreler ile HU-ED Eğrilerinin Elde Edilmesi.....	72
4.1.1.	Sabit kVp ve Değişen mAs için HU-ED Eğrileri.....	72
4.1.2.	Sabit mAs ve Değişen kVp için HU-ED Eğrileri.....	75
4.2.	MC Algoritması ile Dw ve Dm Doz Hesaplama Modlarının Vertebra SBRT Planlarında Dozimetrik Karşılaştırılması.....	80
4.3.	12 Vertebra SBRT Planının 3 Boyutlu QA Sonuçları.....	82
4.4.	Farklı kVp ve mAs Değerleri için PTV Değişimi.....	83
4.5.	EBT-XD Film ve CC04 İyon Odası Sonuçları.....	93
4.5.1.	İyon Odası Kurulumu ve Ölçüm Sonuçları.....	93
4.5.2.	TPS’nde Hesaplamalar ve İyon Odası Ölçüm Sonuçlarının Karşılaştırılması.....	97
4.5.3.	EBT-XD Filminin Kurulumu ve Ölçüm Sonuçları.....	99
4.5.4.	TPS’nde Hesaplamalar ve EBT-XD Film Ölçüm Sonuçlarının Karşılaştırılması.....	100

BEŞİNCİ BÖLÜM
SONUÇ ve ÖNERİLER

5.1. Sonuçlar.....	103
5.2. Öneriler.....	108
KAYNAKÇA	110
ÖZGEÇMİŞ	I



SİMGELER VE KISALTMALAR

MeV	Megaelektron volt
Å	Angstrom
AgBr	Gümüş Bromür
BT/CT	Bilgisayarlı Tomografi
FBP	Filtre Geri Projeksiyon
ADC	Anologu Digitale Çevirici
HU	Hounsfield Unit
kVp	Tüp akım potansiyeli
mAs	Tük akım ışınlama süresi
FOV	Görüntüleme alanı
MV	Megavoltaj
KeV	Kiloelektron volt
MHz	Mega Hertz
TPS	Tedavi Planlama Sistemi
BEVs	Işın görüş alanı
DRRs	Şekillendirilmiş digital radyografi
MC	Monte Carlo algoritması
DVHs	Doz volüm histogramları
ED	Elektron Yoğunluğu
Dw	Dose to water
Dm	Dose to medium
PB	Pencil Beam
CC	Collapse Cone
ICRU	Uluslararası radyasyon birimleri ve ölçümleri komitesi
EPL	Equivalent Path Length
SRT	Stereotaktik radyoterapi
Gy	Grey
SBRT	Stereotaktik vücut radyoterapisi
HI	Heterojenite index
GI	Gradient index
CI	Conformity index

HI _{ICRU}	Homojenite index
D ₂	%2'lik sağurulan doz
D ₅₀	%50'lik sağurulan doz
D ₉₈	%98'lik sağurulan doz
D ₉₅	%95'lik sağurulan doz
D _{MAX}	Maximum sağurulan doz
TV	Hedef Volüm
PIV	Tanımlanan dozun izodoz hacmi
TV _{PIV}	Hedef volümü saran izodoz hacim
PIV _{HALF}	Tanımlanan dozun yarı değerinin izodoz hacmi
MV CBCT	Megavoltaj koni ışınlı bilgisayarlı tomografi
MU	Monitor Unit
SSD	Derinlik
HCSR	Yüksek kontrast uzaysal çözünürlük
CNR	Kontrast gürültü oranı
FFF	Filtresiz düzleştirici
ECTS	Genişletilmiş BT ölçeği
NPC	Nazofarenks Kanseri
PET	Pozitron Emisyon Tomografisi
XVI	X-Ray Volüme Image
MLC	Çok yapraklı kolimatör
IMRT	Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
MMM	Metilmetakrilat
DMpT	Dimetil P-Toludien
BPO	Dibenzoyl
PMMA	Polimetilmetakrilat

TABLolar DİZİNİ

Tablo No	Tablo Adı	Sayfa No
Tablo 1	Tarama parametrelerinin görüntü kalitesi ve HU değerine etkisi.....	53
Tablo 2	CC04 iyon odası özellikleri.....	66
Tablo 3	Farklı lokasyon ve doz-fraksiyon değerleri için PTV ve GTV..	80
Tablo 4	Dm ve Dw hesaplamalarında spinal kanal dozlarının karşılaştırılması.....	80
Tablo 5	Dm ve Dw hesaplamalarında GTV ve PTV dozlarının plan kalite indeks değerlerinin karşılaştırılması.....	81
Tablo 6	12 vertebra SBRT Planının 3 Boyutlu QA Sonuçları.....	83
Tablo 7	Farklı alan boyutları için 6MV-FFF ve 10MV-FFF enerjilerinde alınan ölçüm sonuçları.....	94
Tablo 8	MC-Dm doz hesaplamaları ve CC04 iyon odası ölçümleri.....	97
Tablo 9	MC-Dw doz hesaplamaları ve CC04 iyon odası ölçümleri.....	97
Tablo 10	CC doz hesaplamaları ve CC04 iyon odası ölçümleri.....	98
Tablo 11	PB doz hesaplamaları ve CC04 iyon odası ölçümleri.....	98
Tablo 12	MC-Dm doz hesaplamaları ve EBT-XD ölçümleri.....	100
Tablo 13	MC-Dw doz hesaplamaları ve EBT-XD ölçümleri.....	101
Tablo 14	CC doz hesaplamaları ve EBT-XD ölçümleri.....	101
Tablo 15	PB doz hesaplamaları ve EBT-XD ölçümleri.....	102

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No	Şekil Adı	Sayfa No
Şekil 1	Atomlarda nötron sayısının proton sayısına oranı.....	19
Şekil 2	Ağır yüklü parçacıkların derin doz dağılımı.....	24
Şekil 3	Fotonların madde ile etkileşimlerinde baskın olan üç etki.....	25
Şekil 4	Fotoelektrik etkinin kinematığı.....	26
Şekil 5	Compton saçılmasının kinematığı.....	27
Şekil 6	Çift oluşum olayının kinematığı.....	28
Şekil 7	İlk medikal röntgen.....	30
Şekil 8	X-ışını tüpü.....	32
Şekil 9	X-ışını ile görüntü oluşumu.....	33
Şekil 10	Piksel ve voksel.....	36
Şekil 11	HU ölçeği.....	36
Şekil 12	Lineer hızlandırıcının elemanları.....	40
Şekil 13	Philips Pinnacle TPS ile elde edilen HU-ED eğrisi.....	49
Şekil 14	Varian Eclipse TPS ile elde edilen HU-ED eğrisi.....	49
Şekil 15	Farklı kVp'ler için tarayıcı ve TPS'ler ile elde edilen BT numaraları.....	51
Şekil 16	Farklı enerjiler için doku kalınlığına karşı göreceli elektron yoğunluğu toleransı.....	54
Şekil 17	Dw ve Dm sonuçları için DVH karşılaştırması.....	58
Şekil 18	Siemens Biograph mCT PET/CT cihazı.....	61
Şekil 19	Elekta Versa HD cihazı.....	62
Şekil 20	MatriXX dedektör yapısı.....	65
Şekil 21	CC04 silindirik iyon odası.....	66
Şekil 22	Capthan fantom kurulum şeması.....	67

Şekil 23	Çalışma için kurulumu yapılmış capthan fantom.....	67
Şekil 24	RW3 Katı Fantom.....	68
Şekil 25	Solda EBT3 ve sağda EBT-XD filmlerinin kristal görüntüleri...	69
Şekil 26	Gafchoromic EBT-XD.....	69
Şekil 27	Kemik çimentosu.....	70
Şekil 28	Kemik fantomu için yapılan kalıp ve elde edilen fantom.....	71
Şekil 29	70 kVp için değişen mAs'lerde elde edilen ölçümler.....	72
Şekil 30	80 kVp için değişen mAs'lerde elde edilen ölçümler.....	73
Şekil 31	100 kVp için değişen mAs'lerde elde edilen ölçümler.....	73
Şekil 32	120 kVp için değişen mAs'lerde elde edilen ölçümler.....	74
Şekil 33	140 kVp için değişen mAs'lerde elde edilen ölçümler.....	74
Şekil 34	20 mAs için değişen kVp'lerde elde edilen ölçümler.....	75
Şekil 35	40 mAs için değişen kVp'lerde elde edilen ölçümler.....	76
Şekil 36	60 mAs için değişen kVp'lerde elde edilen ölçümler.....	76
Şekil 37	80 mAs için değişen kVp'lerde elde edilen ölçümler.....	77
Şekil 38	100 mAs için değişen kVp'lerde elde edilen ölçümler.....	77
Şekil 39	120 mAs için değişen kVp'lerde elde edilen ölçümler.....	78
Şekil 40	140 mAs için değişen kVp'lerde elde edilen ölçümler.....	78
Şekil 41	200 mAs için değişen kVp'lerde elde edilen ölçümler.....	79
Şekil 42	250 mAs için değişen kVp'lerde elde edilen ölçümler.....	79
Şekil 43	Vertebra SBRT hastasında Dw ve Dm doz dağılımları.....	82
Şekil 44	12 vertebra SBRT planında farklı kVp değerlerinde PTV-D ₉₅ dozlarının değişimi.....	84
Şekil 45	12 vertebra SBRT planında farklı mAs değerlerinde PTV-D ₉₅ dozlarının değişimi.....	84
Şekil 46	12 vertebra SBRT planında farklı kVp değerlerinde PTV-D ₁ dozlarının değişimi.....	85

Şekil 47	12 vertebra SBRT planında farklı mAs değerlerinde PTV-D ₁ dozlarının değişimi.....	85
Şekil 48	12 vertebra SBRT planında farklı kVp değerlerinde PTV-D ₉₉ dozlarının değişimi.....	86
Şekil 49	12 vertebra SBRT planında farklı mAs değerlerinde PTV-D ₉₉ dozlarının değişimi.....	86
Şekil 50	12 vertebra SBRT planında farklı kVp değerlerinde PTV-D _{mean} dozlarının değişimi.....	87
Şekil 51	12 vertebra SBRT planında farklı mAs değerlerinde PTV-D _{mean} dozlarının değişimi.....	87
Şekil 52	12 vertebra SBRT planında farklı kVp değerlerinde GTV-D ₉₅ dozlarının değişimi.....	88
Şekil 53	12 vertebra SBRT planında farklı mAs değerlerinde GTV-D ₉₅ dozlarının değişimi.....	88
Şekil 54	12 vertebra SBRT planında farklı kVp değerlerinde GTV-D ₁ dozlarının değişimi.....	89
Şekil 55	12 vertebra SBRT planında farklı mAs değerlerinde GTV-D ₁ dozlarının değişimi.....	89
Şekil 56	12 vertebra SBRT planında farklı kVp değerlerinde GTV-D ₉₉ dozlarının değişimi.....	90
Şekil 57	12 vertebra SBRT planında farklı mAs değerlerinde GTV-D ₉₉ dozlarının değişimi.....	90
Şekil 58	12 vertebra SBRT planında farklı kVp değerlerinde GTV-D _{mean} dozlarının değişimi.....	91
Şekil 59	12 vertebra SBRT planında farklı mAs değerlerinde GTV-D _{mean} dozlarının değişimi.....	91
Şekil 60	12 vertebra SBRT planında farklı kVp değerlerinde Spinal Kord-D _{maksimum} dozlarının değişimi.....	92
Şekil 61	12 vertebra SBRT planında farklı mAs değerlerinde Spinal Kord-D _{maksimum} dozlarının değişimi.....	92
Şekil 62	İyon odası olan fantom düzeneği kurulumu.....	93
Şekil 63	Epson Expression 11000 XL Tarayıcı ve film kalibrasyon eğrisi.	100

BİRİNCİ BÖLÜM

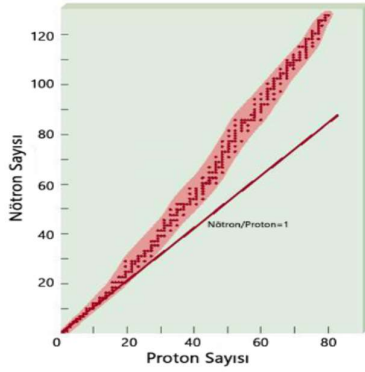
GİRİŞ

1.1. Radyoaktivite

X-ışınlarının 1895 yılında keşfedilmesi ile birlikte o zamana kadar henüz bilinmeyen bir ışın olan x-ışını üzerine birçok bilim insanı tarafından çalışmalar yapıldı ve özellikleri hakkında bilgiler toplanmaya başlandı. Bunlardan biri olan Fransız fizikçi Henri Antonie Becquerel, bir siyah kağıt içerisinde bulunan ve o zamanlar fotoğraf filmi olarak kullanılan cam plaka üzerindeki uranyum potasyum sülfat malzemesinin güneş olmadan da cam üzerinde izler bıraktığını tespit etti. Becquerel; görünmez bir ışın olarak tanımlayabildiği bu keşfini, 1896'nın 2 Mart günü Fransa Bilim Akademisi'nde okuduğu bir makale ile duyurdu.

1897 yılında Becquerel'in öğrencisi olan Marie Sklodowska Curie ve onun eşi Pierre Curie, Becquerel'in deneylerini Toryum ile tekrar denediler. Deneyler toryumun da uranyum gibi radyoaktif bir element olduğunu gösterdi. Çalışmalarına devam eden çift Pitchblende cevherindeki maddeleri saflaştırma işlemi ile uranyum ve toryumdan çok daha radyoaktif olan 'polonyum' adı verilen yeni bir madde keşfettiler ve radyumu da ayırtırmayı başardılar. Böylece Becquerel ışınları olarak adlandırılan ışınlar için 1898 yılında ilk kez radyoaktivite kelimesini kullanıldı. Radyoaktivite, kararsız durumdaki elementlerin kararlı duruma gelmek isterken üzerindeki fazlalıkları (yük, kütle, enerji) elektromanyetik veya partiküler radyasyon olarak atması olarak tanımlanır.

En basit çekirdek olan hidrojen çekirdeği bir protondan oluşur. Diğer tüm çekirdekler nötron ve protonlardan bir araya gelmesiyle oluşmuştur. Çekirdek içindeki nötronların protonlara oranı periyodik tablonun sonundaki ağır elementlere yaklaştıkça artmaktadır. Bu oran arttığında nüklidin artık kararlılık hali bozulur. Kararlı haldeki en ağır nüklid $^{209}_{83}\text{Bi}$ 'dir. Daha ağır nüklidler enerji fazlalıklarını radyasyon olarak yayınladıkları için bunlara radyonüklid adı verilir. Radyonüklidlerin bu şekilde enerji yayınlaması olayı radyoaktivite veya radyoaktif parçalanma olarak adlandırılır. Radyoaktivite, radyoaktif madde tükeninceye kadar devam eder. Kontrol edilemeyen bir olaydır, yavaşlatılmaz veya durdurulamaz (Görür, 2006).



Şekil 1. Atomlarda nötron sayının proton sayısına oranı (Mayles, et al., 2007).

Şekil 1’de de görüldüğü gibi hafif atomların proton-nötron sayıları neredeyse birbirine eşittir ve n/p oranı 1-1,5 arasındaki değerler alan atomlar kararlılık kuşağında yer alır. Kütle numarası 30’u geçmeye başladığında nötron sayılarının proton sayılarına oranı artmaktadır. Bu oran arttığında çekirdeklerin kararsız halde olduğu görülmüştür (Mayles, et al., 2007).

Kararsız elementler kararlı duruma gelirken alfa bozunumu, beta bozunumu ve gama bozunumu yapmaktadır. Elementle ilgili birini veya birkaçını aynı anda yapabilmektedir.

Alfa Bozunumu: Bir çekirdek, alfa parçacığı (${}^4_2\text{He}$) yayınlarsa, iki nötron ve iki proton kaybeder. Böylece nötron sayısı 2, proton sayısı 2 ve kütle numarası 4 azalır (Serway and Beincher, 2000).



Alfa parçacıklarının enerjileri 1-10 MeV arasında değişiklik gösterir. Ağır parçacıklar olmasından dolayı madde içinde alabildikleri mesafe azdır. Vücut içerisinde yaklaşık olarak 0,03 mm kadar ilerleyebilmeleri, bir kağıt parçasıyla bile durdurulabileceğini gösterir (Saha, 2006).

Beta Bozunumu: Bir radyoaktif çekirdek beta bozunumu yaptığıında ürün çekirdek ve ana çekirdek aynı sayıda nükleon içerir. Beta bozunumu iki şekilde gerçekleşir. Bozunumlardan birinde elektron ve antinötrino, diğerinde pozitron ve nötrino açığa çıkar. Nötrino, küçük nötr parçacık demektir yani elektrik yükü nötr, kütlesi son derece küçük bir parçacıktır (Serway and Beincher, 2000).



Beta bozunumu, bozunma gerçekleştiğinde ortaya çıkan enerjinin beta parçacığı ve antinötrino tarafından paylaşılmasından dolayı karakteristik ve sürekli enerji spektrumuna sahiptir (Leo, 1994).

Elektron Yakalama: Pozitron yayılmasıyla aynı sonuca ulaşan bir diğer durumdur. Ancak ağır çekirdeğe sahip atomlarda elektronlar çekirdeğe daha yakın olduğu için pozitron yayılmasına göre daha sık görülür. Çekirdeğe en yakın orbitaldeki elektron, çekirdek tarafından yakalanarak bir proton ile birleşir ve bir nötrona dönüşür (Serway and Beincher, 2000).



Gama Bozunumu: Radyoaktif bozunma yapmış bir çekirdek, genellikle, uyarılmış enerji seviyesinde kalır. Bu durumdaki çekirdek ikinci bir bozunma ile foton yayınlayarak daha düşük enerji seviyesine, belki taban durumuna geçer (Serway and Beincher, 2000).



Radyoaktivite doğal ve yapay olmak üzere iki sınıfa ayrılır. Doğada bulunan izotoplardan 66 tanesi kararsızdır ve doğal radyoaktif izotoplar olarak adlandırılırlar. Doğal radyasyon yayarlar ve radyasyon yaymalarına da **doğal radyoaktivite** denir.

Evrenin var oluşundan itibaren dört radyoaktif seri vardır. Uranyum, toryum, neptunyum ve aktinyumdur.

Uranyum Serisi: Başlangıç izotopu $^{238}_{92}\text{U}$ ve kararlı son ürün $^{206}_{82}\text{Pb}$ 'dir. Yarı ömrü $4,47 \times 10^9$ yıldır.

Aktinyum Serisi: Başlangıç izotopu $^{235}_{92}\text{U}$ ve kararlı son ürün $^{207}_{82}\text{Pb}$ 'dir. Yarı ömrü $7,04 \times 10^8$ yıldır.

Toryum Serisi: Başlangıç izotopu $^{232}_{90}\text{Th}$ ve kararlı son ürün $^{208}_{82}\text{Pb}$ 'dir. Yarı ömrü $1,41 \times 10^{10}$ yıldır.

Neptunyum Serisi: Başlangıç izotopu $^{237}_{93}\text{Np}$ ve kararlı son ürün $^{209}_{83}\text{Bi}$ 'dir. Yarı ömrü $2,14 \times 10^6$ yıldır. Neptunyum elementi bir transuranyum elementtir (atom numarası uranyumdan büyük olan elementler), doğada bulunmaz (Serway and Beincher, 2000).

Kararlı izotoplar; yüklü parçacıklar, nötronlar veya fotonlarla bombardıman edilerek aktif hale getirilebilir. Marie Curie ve Pierre Curie tarafından keşfedilen bu olaya **yapay radyoaktivite** denir. Yapay olarak üretilen izotop sayısı, 1170 kadardır (Görür, 2006).

1.2. Radyasyon

Doğada bulunan kararsız elementlerin yaptıkları ışımalara radyasyon denir. Radyasyon, elektromanyetik dalga veya yüksek hızlı parçacıklar biçiminde taşınan enerjidir. Radyasyon etkileşimine göre iki grupta sınıflandırılır: iyonize radyasyon ve iyonize olmayan radyasyon.

İyonize olmayan radyasyon; enerjisi, atomların yörüngelerdeki sıkı bir şekilde bağlanmış durumda bulunan elektronları, buldukları yörüngelerden uzaklaştırmaya yetmeyen radyasyon çeşididir. İyonize olmayan radyasyonların enerjileri düşük, dalga boyları büyüktür ve sadece elektromanyetik dalga formundadır. İyonize olmayan radyasyon; mikrodalgalar, görünür ışık, radyo dalgaları, kızılötesi ışık ve morötesi ışıktır (Woodside, 1997).

İyonize radyasyon, bir atom ile etkileştiğinde atomun sıkı bir şekilde bağlanmış durumda bulunan elektronlarını yörüngelerinden uzaklaştırmaya yetecek kadar enerji taşıyan radyasyondur. Bu etkileşim sonucunda atomu yüklenmiş ya da iyonlaşmış şekilde bırakır. İyonize radyasyon hem tanecik hem de elektromanyetik dalga formundadır. Doğrudan ve dolaylı olarak iki grupta incelenir. Doğrudan iyonlaştırıcı radyasyonlar, elektrik yüklü parçacıklardır, iyonlaşma yapmaya yetecek kinetik enerjilere sahiptirler. Alfa, beta, proton ve elektron iyonlaştırıcı radyasyonların örnekleridir. Dolaylı iyonlaştırıcı radyasyonlar, yüksüz tanecikler ve elektromanyetik dalgalardır. Doğrudan iyonlaştırıcı parçacıkların serbest kalmasına ya da nükleer dönüşümlere sebep olurlar. Gama ışınları, x-ışınları ve nötronlar dolaylı iyonlaştırıcı radyasyonlardır.

Yeryüzü var olduğu günden beri radyoaktiftir. Radyoaktif elementler doğal olarak havada, suda ve toprakta bulunan radyasyon sebebiyle günlük hayatımızda doğal radyasyona maruz kalırız. Dünyamız, çoğu güneş sistemimizin uzağından gelen bir kısmı da güneşteki patlamalar sonucunda uzaydan gelen yüksek enerjili tanecikler tarafından sürekli bombardıman edilmektedir. Bu taneciklerin yüksek enerjili olanları, protonlar ve büyük parçacıklar birincil kozmik radyasyonu oluştururlar. Atmosfer ve dünyanın manyetik alanı kozmik radyasyona karşı bir zırh görevi yapar ve birincil kozmik radyasyonun yeryüzüne ulaşmasını engeller. Fakat yine de birincil kozmik radyasyonların atmosferle etkileşime girmesiyle daha düşük enerjili ikincil kozmik radyasyonun açığa çıkar. Zırh, yeryüzüne ulaşan radyasyon miktarında azalmaya neden olur ve şiddeti azalır. Uçak yolculuğu yapanlar, Everest tepesine tırmananlar ve bu tepeden kayan kayakçılar, deniz seviyesinde yaşayan insanlara göre daha çok radyasyona maruz kalmaktadır.

Doğal radyasyon seviyesini artıran en önemli sebeplerden biri, yer kabuğunda bulunan radyoaktif radyum elementinin ($^{226}_{88}\text{Ra}$) bozunması sırasında açığa çıkan radon ($^{222}_{86}\text{Rn}$) gazıdır. Bozunma esnasında oluşan diğer radyoaktif maddeler toprak içinde kalırken radon toprak yüzeyine doğru yükselir. Radon; renksizdir, kokusuzdur, tatsızdır, atom numarası 86'dır, periyodik cetvelin soy gazlar sınıfındadır ve toplan 28 izotopu vardır. Reaktivitesi zayıf olduğundan dolayı teneffüs edildiğinde dokulara kimyasal olarak bağlanmaz. Fakat radon bozunması sırasında oluşan diğer ürünler toz ve diğer parçacıklarla birleşir ve radyoaktif arseoller şeklinde taşınarak solunum yoluyla alınabilirler. Radondan oluşabilecek risklerin azaltılması için ev inşa edilecek alanların radon haritası çıkartılmalı,

yapı malzemelerinin radyoaktivite analizi yapılmalı, toprak ile temas eden yüzeylerde yalıtım yapılmalı, kapalı alanlar sıkça havalandırılmalıdır.

1.3. Radyasyonun Madde ile Etkileşimi

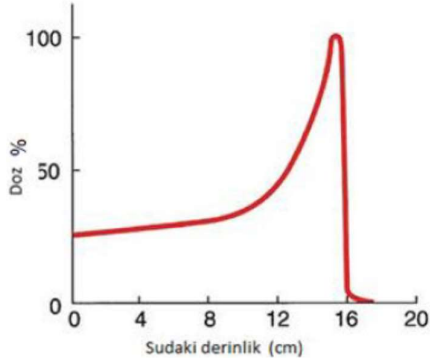
Radyasyon, madde içindeki etkileşimi sayesinde dedektörler tarafından algılanır ve ölçülür. Çalışma prensipleri farklı olan dedektörler, ölçümü yapılan radyasyon çeşidine göre belirlenir. Burada hata oranını azaltmak ve doğru ölçümler almak için maddenin radyasyonla etkileşimini bilmek önem arz eder.

Radyasyonların madde ile etkileşimleri farklıdır. Doğrudan iyonlaştırıcı parçacıklar elektrik yükleri dolayısıyla yörünge elektronlarına enerji aktararak yolları üzerinde kısa aralıklarla iyonlaşma oluştururlar. Dolaylı iyonlaştırıcı parçacıklar yüksüz olmaları nedeniyle elektronlarla etkileşmeden ortama nüfuz ederler. Bir atom, çekirdek veya elektronlar karşılaştıklarında etkileşerek enerjilerini aktarırlar veya nötron reaksiyonları sonucu yüklü parçacık salınımına sebep olurlar.

1.3.1. Partiküler Radyasyonun Madde ile Etkileşimi

Partiküler radyasyon madde ile etkileşimi sırasında enerji kaybedebilir veya enerji kaybı olmadan saçılmaya uğrayabilir. Yüklü parçacıklar soğurucu ortam içinde ilerlerken elektronlarla çarpışırlar ve enerjilerinde azalma meydana gelir. Enerjileri tükeninceye kadar soğurucu ortamda aldıkları yol menzil olarak tanımlanır.

Ağır yüklü parçacıklar olan müon, pion, proton, döteron ve alfalar gibi parçacıklar ortama girdiklerinde kendi pozitif yükleri ve ortamdaki atomun yörünge elektronlarının negatif yükü arasında Coulomb etkileşmesi olur. Etkileşme sonucunda ortamın atomundan kopan elektron negatif, geriye kalan atom pozitif iyon olacak şekilde iyon çiftleri oluşur. Menzil boyunca iyon çiftleri oluşmaya devam eder. İyon çiftleri tekrar bir araya gelme eğilimindedir. Serbest kalan delta ışınları olarak da bilinen negatif iyon ikincil bir iyonlaşmaya sebep olabilir. Menzilin sonuna vardıkça daha fazla iyonlaşmaya neden olurlar. Şekil 2’de gösterilen Bragg eğrisi menzil boyunca enerji kaybındaki değişimi vermektedir.



Şekil 2. Ağır yüklü parçacıkların derin doz dağılımı (Khan, 2003).

Şekil 2’de verilen Bragg eğrisinde, başlangıçta doz ve derinlikte artış gerçekleşirken menzilin sonuna doğru bir pik oluşur ve aniden sıfıra düşer. Bragg tepesi olarak adlandırılan bu pik radyoterapide, hedeflenen hacme dozu aktarmak ve hedeflenen hacmi saran sağlıklı dokulardaki dozu minimuma indirmek açısından faydalıdır (Khan, 2003).

Ağır yüklü parçacıklar atomun sadece yörünge elektronu ile değil çekirdeği ile de etkileşime girebilir. Çekirdek coulomb itmesi sayesinde ağır yüklü partiküler radyasyonun yön değiştirmesini sağlar ve atomda bir değişiklik meydana gelmez. Buna elastik saçılma denir. Çekirdeğin yarıçapı, atomun yarıçapından çok küçük olduğu için bu etkileşim düşük olasılıklıdır.

Elektron (e^-) ve pozitron (e^+) gibi hafif yüklü parçacıklar madde ile etkileşimleri sırasında sahip oldukları küçük kütleler sebebiyle saçılırlar ve hareket doğrultularında sapmalar meydana gelir. Elektronların enerjisi, düşük atom numaralı ortamlarda (su ve doku gibi) iyonizasyon ve uyarılma için yüksek atom numaralı ortamlarda (kurşun gibi) bremsstrahlung olayı ile harcanır (Khan, 2003).

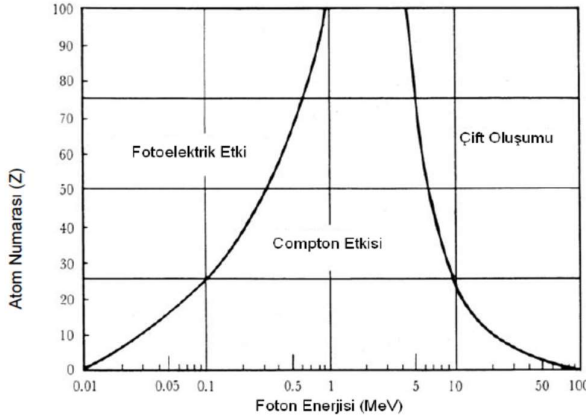
Yüksek hızlı bir elektron ortamdaki atomun çekirdeğinin yanından geçerken çekirdeğin coulomb alanı tarafından frenlenerek yavaşlatılır ve enerji kaybeder. Kaybedilen enerjinin sürekli bir x-ışını şeklinde görüldüğü bu olaya **bremsstrahlung ya da frenleme radyasyonu** denir.

1.3.2. Elektromanyetik Radyasyonun Madde ile Etkileşimi

Elektromanyetik radyasyonun madde ile etkileşimi, radyasyonun enerjisine bağlıdır. Enerjisinin büyüklüğüne göre, madde tarafından soğurulabilir, enerjisini değiştirebilir veya yön değiştirebilir. Maddeyle etkileşimlerine göre fotoelektrik olay, compton saçılması, çift oluşum, fotodisintegrasyon ve koherent saçılma olarak isimlendirilirler.

Fotoelektrik olay, compton saçılması ve çift oluşumu sırasında elektronlara enerji aktarılır ve bu elektronlarda yolları boyunca birçok coulomb etkileşiminde bulunarak maddeye enerji aktarmaları yoluyla dozun soğurulmasını sağlarlar.

Şekil 3'te görüldüğü üzere yüksek enerji düzeyinde çift oluşumu, orta düzeydeki enerji aralığında compton ve düşük enerji düzeyinde fotoelektrik olay etkili olmaktadır. Düşük atom numarasına sahip hava, su ve insan dokusu gibi materyallerde compton saçılmasının etki alanı genişler ancak atom numarası arttıkça bu alan daralır.



Şekil 3. Fotonların madde ile etkileşimlerinde baskın olan üç etki (Evans, 1955).

Elastik bir saçılma olan koherent sırasında foton küçük bir açıyla yön değiştirir. Fotodisintegrasyon ise sadece birkaç MeV üzerindeki foton enerjileri için önem arz eder (Attix, 1986).

Soğurucu ortamın atom numarasına ve gelen fotonun enerjisine bağlı olarak değişen toplam zayıflama katsayısı, her bir etkileşim sonucu ayrı ayrı hesaplanan zayıflama katsayıları toplamına eşittir. Denklem 1.6'da toplam zayıflama katsayısı verilmiştir.

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\sigma_{coh}}{\rho} + \frac{\tau}{\rho} + \frac{\sigma_c}{\rho} + \frac{\pi}{\rho} \quad (1.6)$$

σ_{coh} , τ , σ_c ve π sırayla koherent saçılma, fotoelektrik olay, compton saçılması ve çift oluşumu etkileşimleri için zayıflama katsayılarıdır (Khan, 2010).

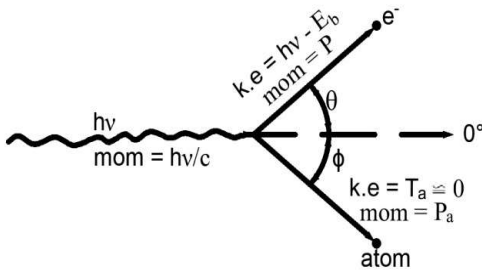
Fotoelektrik Olay

Düşük enerjili fotonlar atomun iç yörüngesindeki elektronla etkileşir ve tüm enerjisini elektrona aktarır. Fotonun enerjisi sayesinde elektronun yörüngeden ayrılması fotoelektrik olay, kopan elektron da fotoelektron olarak adlandırılır.

Soğurulan fotonun enerjisinden elektronun bağlanma enerjisi kadar kısmı ile elektronu koparılır geriye kalan enerjiyle fotoelektrona hız kazandırılır. Einstein fotoelektrik teoremine göre fotoelektronun kinetik enerjisi denklem 1.7' deki gibidir.

$$T_{max} = h\nu - \Phi \quad (1.7)$$

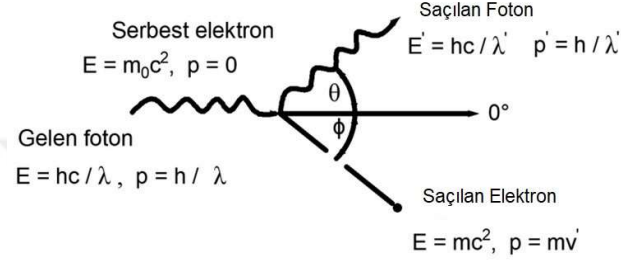
Burada Φ elektronun bağlanma enerjisi, h Plank sabiti ve ν frekans olmak üzere $h\nu$ gelen fotonun enerjisidir. Fotoelektrik olaydan sonra uyarılmış halde bulunan atom, üst yörüngelerindeki elektron ile alt yörüngedeki boşluğu doldurarak kararlı hale gelir. Alt yörüngeye geçen elektron fazla enerjisini foton olarak yayınlar (McGervey, 1995).



Şekil 4. Fotoelektrik etkinin kinematiği (Attix, 1986).

Compton Olayı

Yüksek enerjili fotonların atomun dış yörüngesindeki elektronla etkileşmesi sonucunda yörüngedeki elektron koparılır ve foton azalan enerjisiyle doğrultusundan saparak hareketine devam eder.



Şekil 5. Compton saçılmasının kinematığı (Attix, 1986).

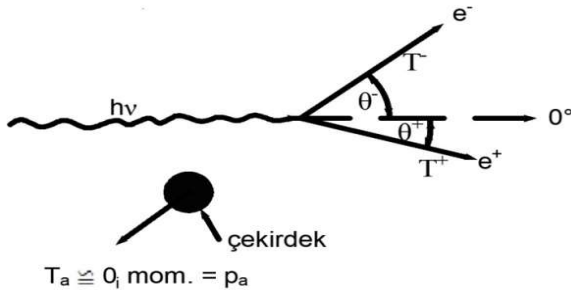
Enerji ve momentum korunumu kullanılarak elde edilen saçılma denklemi 1.8 elde edilir.

$$\frac{c}{\nu'} - \frac{c}{\nu} = \lambda' - \lambda = \frac{h}{mc(1 - \cos \theta)} \quad (1.8)$$

Gelen fotonun dalga boyu λ ve frekansı ν , saçılan fotonun dalga boyu λ' ve frekansı ν' , h Planck sabiti, c ışık hızı, m kütle ve θ saçılma açısıdır (McGervey, 1995).

Çift Oluşum

İki elektronun durgun kütle enerjisi olan 1,022 MeV enerjiye sahip fotonun, elektron-pozitron çiftine dönüşmesi olayına çift oluşum denir.



Şekil 6. Çift oluşum olayının kinematığı (Attix, 1986).

Çift oluşum sırasında, bir fotonun enerjisi bir elektron-pozitron çiftine dönüşür. Oluşan pozitron ve elektronlar aynı süreçler vasıtasıyla atomları iyonlaştırarak veya uyararak madde ile etkileşime girer ve enerji kaybederler. Pozitron, bir elektron yakalar ve pozitronyum olarak adlandırılan bir atom meydana gelir. Pozitronyum atomu bozularak yok olur (anihilasyon) ve iki adet 0,511 MeV enerjiye sahip fotona dönüşür (John and Cunningham, 1983).

Koherent (Rayleigh) Saçılma

Koherent saçılma da foton yörünge elektronu ile elastik olarak etkileşir ve atomla beraber hareket eder. Foton enerjisinden bir şey kaybetmezken atom momentumunu koruyacak şekilde saçılır. Yüksek atom numarasına sahip materyallerde ve düşük foton enerjisi durumlarında görülmesi olasıdır. Saçılma sırasında enerji aktarımı olmadığından dolayı gelen ve saçılan fotonun dalga boyları eşittir.

Koherent saçılma sırasında atoma enerji aktarımı, atomda iyonizasyon ve uyarılma gerçekleştirilmemesi sebebiyle soğurulmuş doza katkı sağlamaz (Attix, 1986).

Fotodisintegrasyon

Fotodisintegrasyon, büyük enerjili elektromanyetik ışınların bir atom çekirdeği ile etkileştiğinde, çekirdek tarafından bir proton ve bir nötron yayınlanması olayıdır. Koherent saçılmada olduğu gibi görülme olasılığı azdır ve toplam soğurulmuş doza katkısı çok küçüktür.

1.4. X-ışınının Keşfi ve Özellikleri

Dünyada, hastalıkların teşhis ve tedavisinde en güvenilir sonuçlar veren görüntüleme yöntemleri, x-ışınlarının keşfi ile başlamış ve günümüz tıp dünyasında kullanımları giderek artmıştır.

1895 yılında Wilhelm Conrad Röntgen'in x-ışınları keşfetmesi ile yeni bir bilimsel sayfa açıldı. Bu keşfi sayesinde ilk kez 1901 yılında verilmeye başlayan Nobel Fizik Ödülü'nü almaya hak kazanmış ve yeni çalışmalara öncülük etmiştir. Tıp ve endüstride kullanımı ile birçok çalışma başlattı.

X-ışınları, 1895 yılında Alman Fizik Profesörü Wilhelm Conrad Röntgen tarafından Würzburg Üniversitesi'ndeki çalışmalarının sonucunda bulundu. Röntgen; indüksiyon bobine bağladığı bir crooks tüpünden yüksek gerilime sahip elektrik akımı geçirdi. Deney ortamında tüpten uzakta durmakta olan cam bir kavanoz ve kavanozun içinde baryumlu platinsiyenür kristalleri vardı. Kristallerde birtakım parıldamalar oluştuğunu gözlemledi; bu parıldamalarının sebebi olan ışınları 'x-ışınları' olarak adlandırdı. Bu şekilde çalışmalarını tekrarlayan Röntgen, x-ışınlarının farklı cisimlerden, farklı derecelerde geçtiğini ve kurşun plakalar tarafından durdurulduğunu gözlemledi. Röntgen elinde tuttuğu kurşun plakaların oluşturduğu gölgeyi incelerken kendi el parmağının kemiklerinin gölgelerini gözlemledi. Elde ettiği bu sonuç üzerine içinde fotoğraf plağı bulunan bir kaset üzerine eşinin elini yerleştirdi ve parmak kemikleri ve yüzüğünün görüntüsünü elde etti. Röntgen'in bu buluşunun 1895 yılının aralık ayında McClure's Dergisi'nde yayınlanması dünya çapında yankı uyandırdı. Bu keşfin insanlık ve bilim için fayda sağlamasını istediğinden dolayı patent talebinde bulunmadı. Amerika Birleşik Devletleri takip eden yıl içinde maliyeti düşük olan x-ışını ünitesi yapmayı başardı. Şekil 7'de ilk medikal röntgen olan Wilhelm Röntgen'in eşi Anna Bertha Ludwig'in eli görülmektedir.



Şekil 7. İlk medikal röntgen

Röntgen crooks tüpü ile yaptığı çalışmada ‘Bremsstrahlung’ yani frenleme radyasyonu denilen x- ışınlarını da keşfetmiştir. Bir hedefe çarpan elektronlar ya bir yörünge elektronu ile çarpışır ya da çekirdeğin elektrik alanında yavaşlatılırlar. Ve ivmelenmesi değişen yüklü parçacıklar x-ışını olarak adlandırılan elektromanyetik radyasyonu yayınlamalıdır.

Doğal x-ışınları oluşumundaki ilk yol atomun K enerji kabuğunda gerçekleşen alfa bozunumu, beta bozunumu, elektron yakalanması ve iç dönüşüm olayları sonucunda meydana gelir. Atom maruz kaldığı yüksek enerjili elektronlar nedeniyle ilk yörüngelerden elektron kaybeder. Oluşan boşluğu doldurmak için üst yörüngelerden elektronlar atlar. Yüksek enerjiye sahip elektron düşük enerji seviyesine geçerken enerji fazlalığını x-ışını şeklinde yayınlamalıdır. Doğal x-ışınlarının oluşumundaki ikinci yol ise çekirdek içerisindeki protonlardan birinin hareketi sırasında ilk yörüngelerde bulunan elektron ile etkileşmesidir. Etkileşme sonucu protonun yakaladığı elektronun oluşturduğu boşluğu doldurmak için üst yörüngelerden elektron atlaması sonucu x-ışını yayınlamalıdır.

Yapay x-ışınları, hızlandırılmış parçacıklar (elektron, proton ve iyonlar gibi), x-ışını tüpü veya radyoaktif kaynaktan salınan fotonlarla maddenin etkileşmesi sonucu oluşur. Etkileşme sonunda hedef atomun yörüngesindeki elektronlar maruz kaldıkları enerji ile birlikte bir üst yörüngeye çıkarlar. Etkileşim bittiğinde kararlı hale gelmek için eski enerji düzeyine geri dönmek isteyen atom foton yayınlamasına sebep olur. Bu fotonlar **karakteristik x-ışınları** olarak adlandırılır. Bir diğer yapay x-ışını oluşum yolu da

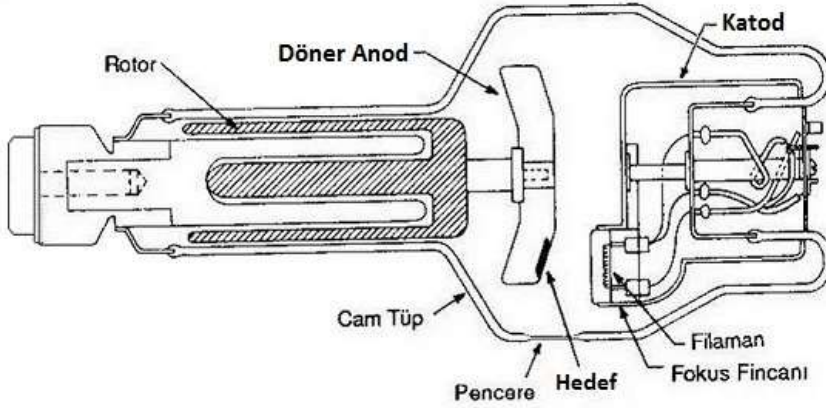
hızlandırılmış elektronların çekirdeğin elektrik yükünden dolayı oluşan elektrik alandan etkilenerek ivmeli hareket yapmaya zorlanmasıdır. Bu hareket sırasında enerji ve momentum konumlarını sağlayabilmek için dışarıya sürekli bir enerji spektrumuna sahip foton yayarlar. Bremsstrahlung veya frenleme radyasyonu görülür.

X-ışınlarının yükü ve kütlesi yoktur. Vakumda ışık hızında yayılırlar. X-ışınları dalga boyları 0,1-100 Angstrom (Å) arasında değişen elektromanyetik dalgalardır ve frekansları 3×10^{16} Hz ile 3×10^{19} Hz. Dalga boyları küçük, girginlik dereceleri fazla olan x-ışınına 'sert x-ışını'; dalga boyları büyük, girginlik dereceleri az olan x-ışınına 'yumuşak x-ışını' denir. Radyoloji de dalga boyları 0,5-2,5 Å olan sert x-ışınları kullanılır. X-ışınları hem dalga hem tanecik özelliği gösterirler. Compton saçılması (inkoherent saçılma), gaz iyonizasyonu ve sintilasyon tanecik olduğunu; hız, polarizasyon ve Rayleigh saçılması (koherent saçılma) dalga olduğunu gösterir.

1.5. X-ışını Tüpü

X-ışını tüpü voltajı yüksek bir katot tüpüdür. Tüp, yüksek vakumla havası boşaltılmış cam bir kılıftan oluşmuştur. Bir ucunda anot (pozitif elektrot), diğer ucunda katot (negatif elektrot) bulunur. Katot, elektron salımına sebep olan ve yüksek ısıya dayanıklı olması için %1-2 oranında toryum ilave edilmiş tungsten materyalinden yapılmış bir flama'dır. Anot, silindirik şeklinde bir çubuktur ve bakır levha ortasında yer alan tungsten metal hedeften oluşur. Anottaki tungsten hedef x-ışını elde edilen bölümdür, fokal spot veya fokus olarak adlandırılır. Tungsten, metaller arasında en yüksek erime noktasına (3422 °C) sahip olanıdır ve yüksek sıcaklıklara neden olan elektron bombardımanına dayanabilir. Yapısal olarak çok kuvvetlidir elmadan bile daha zor parçalanır.

Katoda yüksek voltaj uygulandığında katot flama'da elektron yayımlanır bu olaya 'termoionik salınım' denir. Salınan elektronları toplayarak anot levhaya yönlendirmekle görevli olan elektron yöneltici, molibden metal bir levhadır diğer adı odaklayıcı başlıktır. Yüksek hızlı elektronlar tungsten hedefin atomlarına çarptığında enerjilerini aktarır ve durduruluncaya kadar birçok atomla çarpışmak zorunda kalır. Elektronun durdurulması sırasında kaybedilen kinetik enerjinin yüzde bir veya daha az kısmı x-ışını oluşumuna harcanır, geri kalan kısmı ısı enerjisine dönüşür. Oluşan x-ışını demeti cam zarfın içindeki ince cam pencereden geçer. Bazı tüplerde tek dalga boylu x-ışını elde etmek için filtre kullanılır (Weissleder, vd., 2011). Şekil 8'de x-ışını tüpü görülmektedir.



Şekil 8. X-ışını tüpü

Odak alanı küçüldükçe ışın demeti daralır ve radyografik kalite artmaktadır fakat alan daralması bu alanda ısı artışına sebep olur. Geometrik belirsizlikleri önlemek için anodun katoda bakan yüzüne 15-20 derece eğim vererek kullanmak kaliteli bir görüntü alınmasını sağlar. Bugün kullanılmakta olan x-ışını tüplerinin çoğu Coolidge tüpüdür. Bu tüp türü ABD’li bilim adamı William David Coolidge tarafından bulunmuştur.

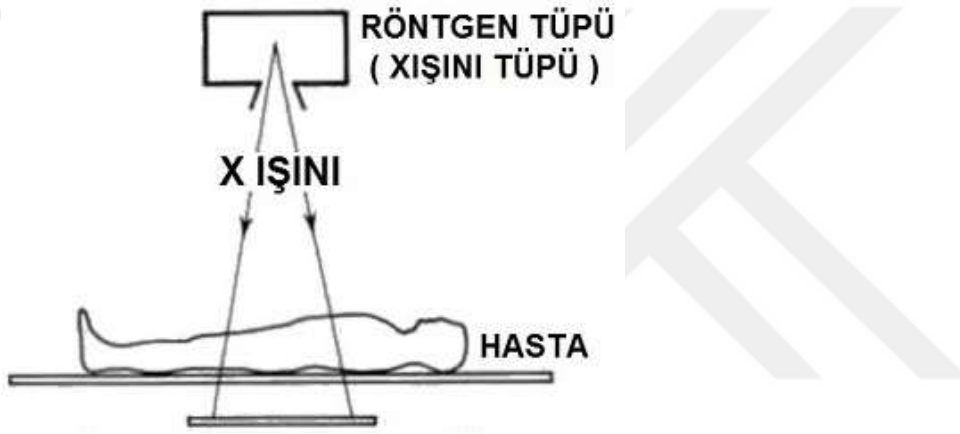
1.6. X-ışınları ile Görüntüleme

X-ışınları kullanılarak oluşturulan görüntüler konvansiyonel ve dijital olmak üzere ikiye ayrılır. Nesneyi geçen x-ışınları, röntgen filmi üzerine düşürüldükten sonra kaydediliyorsa konvansiyel görüntüleme, x-ışınları dedektörler tarafından algılanıp bilgisayar sistemleri yardımıyla görüntüye dönüştürülüyorsa dijital görüntüleme (Oyar, 2017).

1.6.1. Konvansiyonel Görüntüleme

X-ışını insan vücudundan geçerken farklı dokularda farklı absorpsiyona uğraması sebebiyle film üzerine düşen x-ışınları dağılışı homojen değildir. X-ışını ile karşılaşan gümüş bromür (AgBr) kristalleri filmin üzerinde bir görüntü (latent imaj) şeklini alır. Başlangıçta gözle görülmeyen bu görüntü ancak kimyasal işlemlerle görülebilecek hale getirilir. Birinci işlem birinci banyodur (developman), banyo sırasında x-ışınları tarafından hassaslaştırılan AgBr kristallerinde opak gümüş zerrecikleri belirir. Yeterli x-ışınına maruz

kalmayan kristaller, sarımtırak renklerini korumaya devam eder. Bunları filmden uzaklaştırmak gerekir çünkü bu kristaller ışık görürlerse film x-ışınına maruz kalmış gibi kararacak ve görüntü kaybolacaktır. Bu yüzden görüntüyü tespit etmek gerekir. İkinci işlem ikinci banyodur (fixation) ve AgBr kristallerinin eriyerek filmden uzaklaşmasını sağlar. Geriye sadece gren adı verilen siyah gümüş zerrecikleri kalır. Grenler fazla x-ışını alan bölgelerde daha yoğundur, o alanın siyah görünmesini sağlar. Hiç x-ışını almayan bölgelerde ikinci banyoda tamamen temizlenir, sadece saydam film zemini ve jelatin kalır.



Şekil 9. X-ışını ile görüntü oluşumu

1.6.2. Digital Görüntüleme

İlk klinik digital görüntüleme uygulamaları 1980'li yılların başında kullanılmaya başlamıştır. Objeyi geçen x-ışınlarının dedektör üzerine düşürülerek görüntülerin elde edildiği sistemlerdir. Digital radyoloji daha geniş dinamik aralık sağlar ve tekrar çekim oranını azaltır. Konvansiyonel görüntülemeye göre daha iyi kontrast çözünürlük sağlar.

Digital görüntüleme film ihtiyacının ortadan kaldırması, çekim tekrarlanmalarının önüne geçmesi, karanlık oda ve kimyasallara gereksinim göstermemesi, daha düşük dozlarda görüntü elde edilebilirliği nedenleri ile avantajlı bir uygulamadır. İş akışını hızlandırır, personel gereksinimini azaltır. Arşivleme kolaylığı sağlar, elektronik ortam üzerinden görüntülerin transferine olanak sağlar (Oyar, 2017).

1.7. Bilgisayarlı Tomografi

Bilgisayarlı tomografinin (BT/CT) teorisi 1963 yılında Cormak tarafından ortaya konmuş ve radyolojide yeni bir sayfa açmıştır. BT ile ilgili ilk başarılı klinik uygulamalar G.Hounsfield tarafından 1967 yılında gerçekleştirilmiştir. 1971 yılında hastanelerde kullanılmaya başlayacak kadar gelişmiştir. Ülkemizdeki ilk BT kullanımı 1976 yılında Ankara Hacettepe Üniversitesinde gerçekleştirilmiştir (İnal, 2007; Kahraman, 2010).

Onkolojik hastalar genellikle iyonlaştırıcı radyasyonu içeren ve zaman zaman önemli doz seviyelerine yol açan birçok incelemeye tabi tutulur. Tedavi planlaması, radyoterapi prosedürü sırasındaki adımlardan biridir ve tedavi planı için doz hesaplamasında BT taramasından elde edilen veriler kullanılır (Weber and Wieslander, 2018).

BT tarafından sağlanan anatomik bilgiler sayesinde, radyasyon onkolojisi alanında kanser hastaları için doz dağılımı hesaplamalarının temeli olarak BT görüntülerinin kullanılması prosedür haline gelmiştir (Khan, Gibbons and Sperduto, 2016).

1.7.1. Sistemin Genel Yapısı

BT sisteminin gantri kısmında bir x-ışını tüpü ve dedektörler yer alır. X-ışını tüpü ve dedektörler karşılıklı olarak yerleştirilmiştir ve gantri içerisinde kablo kısıtlaması olmaksızın (slip-ring teknolojisi) dönme hareketi yaparlar. Kesit kalınlığı kadar daraltılmış yani kolime edilmiş olan x-ışın demeti, hastadan geçtikten sonra tüpün tam karşısındaki dedektörler üzerine düşer (İnal, 2007).

360°'lik dönme sonucunda projeksiyon bilgileri detektörlerde toplanır sonra filtre geri projeksiyon (filtered back projection, FBP) tekniği ile istenilen kalınlıkta kesit görüntüleri elde edilir. Bilgisayarın hafızasındaki görüntü oluşturma matrisleri genellikle 512x512 boyutludur. Görüntü matrisindeki tüm piksel içerikleri bilgisayar hafızasındaki sayılar ile ifade edilir ve ekranda gri ve gri tonları ile gösterilir (Kalender, 2000; İnal, 2007).

Projeksiyon görüntülerini oluşturmak için iki türlü tarama tekniği vardır. Bunlardan ilki aksiyel tarama olarak adlandırılan tüpün 360°'lik hareketini tamamlayarak hemen peşinden masanın hareket edip diğer bir kesit görüntüsünün alındığı tarama tekniğidir. Hasta masasının z ekseni boyunca hareketinin tüp rotasyonuna oranına pitch faktörü ad verilir ve aksiyel taramalarda pitch faktörü 1'dir. İkinci tarama tekniği ise tüpün hiç durmadan sürekli dönmesi sırasında masanın belirli bir hızla gantri içerisinde ilerlemesi şeklinde gerçekleşir.

Helikal tarama tekniği adı verilen bu teknikte, teknisyenin seşimine ve sistemin yazılımında kayıtlı olan protokole bağlı olarak pitch faktörü 0-2 arasında değişir. Helikalde en önemli avantaj veri kaydının devamlı olması ve z eksenini boyunca istenen kesit kalınlığında BT görüntüsünün oluşmasıdır (İnal, 2007).

Kullanılmaya başlandığı günden beri BT teknolojisindeki yenilikler artarak devam etmektedir. Günümüzde, ilk modellerinde x-ışını karşısına tek bir dedektör olan BT'ler yerine matrix dedektörlü, adaptif dedektörlü ve hibrit dedektörlü BT'ler kullanılır. Matrix dedektörler; paralel sıralanmış eşit genişlikteki dedektör diziliminden oluşur. Adaptif dedektörler; santralden kenara doğru genişleyen dedektör dizileridir. Hibrit dedektörde matrix ve adaptif dedektörler birlikte kullanılır. Dedektör sıra sayısının artması x-ışınının etkin kullanımını sağlayarak veri toplama kapasitesini otomatik olarak arttırmıştır. Daha kısa sürede görüntüleme, daha uzun görüntüleme mesafesi ve daha ince kesit kalınlığı sağladığı yararlarıdır.

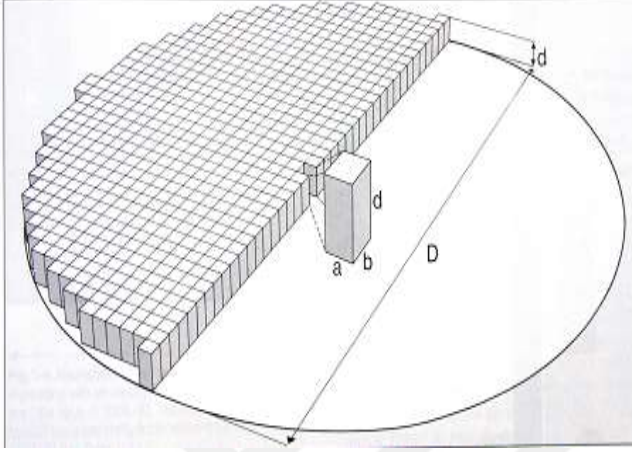
1.7.2. Bilginin Toplanması

X-ışınları ortamdaki ortamdan geçtikten sonra dedektör üzerinde düşer ve dedektör malzemesinde iyonlaşmaya neden olur. İyonizasyon sonucu oluşan elektrik yükleri dedektör devresinin çıkışında x-ışın enerjisi ve akısı ile doğru orantılı bir analog çıkış verirler. Sürekli bir formda olan bu gerilim, analogu dijital çevirici (ADC, Analog to Digital Converter) yardımı ile ayrık forma yani sayısal hale getirilir. Her kesitten gelen analog bilgiler için dijital çevrilerek bu işlem tekrarlanır. Taranacak bölgeye ait projeksiyonlar dijital olarak elde edilmiş olur. Digital devreler, işlem çeşitlenmelerine karşı daha dayanıklı, testleri ve tasarımları daha basittir, programlamaya karşı daha elverişlidir. En önemlisi gürültüye karşı daha az duyarlıdır (İnal, 2007; Bor, 2007).

1.7.3. Kesit Görüntünün Oluşturulması

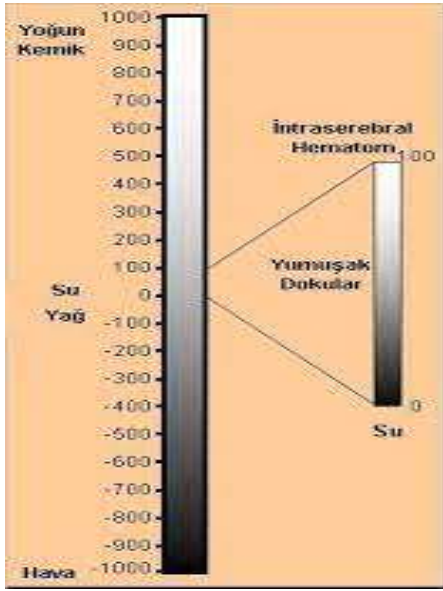
Dijital hale getirilmiş projeksiyonlar, diğer dijital devrelerde olduğu gibi küçük resim elementlerinden yani görüntü matrisi denilen piksellerden oluşur. Matris sayısı iki kenarındaki piksel sayılarının çarpımıyla hesaplanır. Günümüzde kullanılan matrisler 512x512 olmakla birlikte 256x256, 320x320 ve 1024x1024 olan görüntü matrisleri vardır.

Seçilen kesit kalınlıkları için oluşturulmuş her bir matris, üç boyutlu bir şekil olan prizma ile temsil edilen voksellerdir.



Şekil 10. Pikel ve voksel

Şekil 10'da piksel ve voksel gösterilmiştir. Pikel axb olarak voksel $axbxd$ olarak hesaplanır. D ise görüntü alanının çapıdır.



Şekil 11. HU ölçüğü

Dedektörler tarafından ölçülen ve digitale çevrilen değerler bilgisayar yardımı ile vokseller tarafından tutulan x-ışını değerlerine dönüştürülür. Su için x-ışını tutma değerinin 0 kabul edildiği -1000 ile +3,095 arasında değişen bir cetvel kullanılarak dönüşüm işlemi yapılır. Çalışmaya katkılarında dolayı İngiliz fizikçi Hounsfield adına bu skaladaki sayılara Housfield Unit (HU) denir. Bilgisayar tarafından bu skala kullanılarak tüm voksellere bir sayı atanır. Yoğunluğu sudan düşük olan dokular eksi sayılar ile yoğunluğu sudan yüksek olan dokular artı sayılar ile ifade edilir. Sayı atanmış bu vokseller gri skalaya (şekil 11) göre eksi ucu siyah artı ucu beyaz olmak üzere renklendirilen bir kesit görüntüsü oluşturulur.

1.8. Temel Görüntüleme Parametreleri

Radyoterapi tedavisi planlamasında en kaliteli planlamayı yapabilmek için görüntü kalitesini sağlamak ve oluşabilecek sorunları gidermek gereklidir. BT tarayıcı performansı, tarama parametreleriyle en mükemmel hale getirilebilir. En kaliteli görüntü ve en az doz ancak parametrelerin kontrolü etki eden faktörlerin anlaşılması ile gerçekleşir (Goldman, 2007).

Kaliteli görüntü için gerekli olan başlıca parametreler tüp akım potansiyeli (kVp), tüp akım ışınlama süresi (mAs), görüntüleme alanı (FOV, Field of View), rekonstrüksiyon algoritması, reformasyon, filtre, matris, çözünürlük pitch faktörü, kolimasyon ve kesit kalınlığı olarak sıralanabilir. Parametrelerin değiştirilmesi ve sabit tutulması işlemleri yapılarak görüntü kalitesinin ana elemanları olan uzaysal çözünürlük, kontrast çözünürlük, gürültü ve artefaktlar üzerinde en uygun klinik birleşim ile net ve kaliteli bir görüntüden bahsedilebilir (Ataç ve İnal, 2020).

1.8.1. Görüntüleme Alanı

Taranacak objenin boyutuna göre FOV seçilir. FOV her hastanın ihtiyacına göre özel olarak seçilmelidir. Küçük FOV hastanın gereksiz ışınlardan korunmasını sağlarken saçılarak görüntü kalitesini düşüren ışın miktarını azaltır. Sabit matrisle yapılan çalışmalarda FOV azalırsa voksel değil piksel azalır ve x-ışını sayısında ve hasta dozunda azalma görülür. Farklı yoğunlukları ayırt etmek yani dokular arası HU farkı anlamına gelen kontrast çözünürlük de azalır.

1.8.2. Kolimasyon

Işın demetinin kalınlığına kolimasyon denir. X-ışını bazı filtre ve kurşun levhalar yardımıyla belirli form ve boyutu olan demet haline getirilir. En iyi sonucu alabilmek için mümkün olan en dar kolimasyon seçilmelidir. İnce kolimasyon seçmenin avantajları; uzaysal çözünürlüğün (birbirine komşu iki farklı yapıyı ayırt edebilme gücü, bulanıklaşmanın ölçüsü) artması, daha iyi 3D görüntü ve çizgisel artefaktların azalması olarak sıralanabilir. Bunun yanı sıra bazı dezavantajları da vardır ve bunlar; gürültünün artması, kontrast çözünürlüğün azalması, inceleme süresinin artması ve kesit sayısının artmasıdır.

1.8.3. Tüp Akım Işınlama Süresi

Işınlama parametrelerinden olan mAs, x-ışını foton akışını belirler. Bir diğer deyişle x-ışını tüp içindeki anoda çarpması için hızlandırılan elektron sayısıdır. mAs'nin artması elektron akımı ve x-ışını üretimini artırır, gürültüyü azaltır. mAs'deki artış kontrast çözünürlüğü artırırken hasta dozu ve tüp ısısı da artar.

1.8.4. Tüp Akım Potansiyeli

kVp, x-ışını demetinin enerjisini dolayısıyla giriciliğini belirler. Kullanılan jeneratör tipine göre değişir. Günümüzde kullanılan cihazlarda 40-150 kV değerindedir. Cihaz tüm kritik kVp değerleri için kalibre edilmelidir. kVp'nin artması gürültüyü azaltıp geçirgenliği artırırken, hasta dozunun artmasına ve kontrast çözünürlüğün azalmasına neden olur.

1.8.5. Rotasyon Süresi

Tüpün 360⁰'lik bir dönüşü için geçen süre yani toplam tarama süresidir. Rotasyon süresi kısaldıkça hareket artefaktı azalır. Rotasyon zamanı uzadıkça daha yüksek mAs verilebilir.

1.8.6. Rekonstrüksiyon Algoritması

Mevcut plandaki kesitlerin istenilen başka bir planda yeniden yaratılmasına denir. Doku ve vücut bölümüne en uygun görüntüyü seçme olanağı sağlar ve görüntü transfer süresi değişmez. Ancak farklı filtreler uygulanırsa rekonstrüksiyon süresi uzar.

1.8.7. Matris

Matrisin değişken olması en iyi görüntüyü elde etmek için kullanılır. Optimal uzaysal çözünürlük sağlamak için istenilen piksel boyutu seçilebilir fakat 512x512 den büyük matrisler çok gerekli değildir. Matris sayısı azalırsa rekon süresi de azalır. Yüksek matris seçiminde uzaysal çözünürlük artmasına rağmen rekon süresi uzar ve arşiv gereksinimi artar.

$$Piksel\ Boyutu\ (mm) = \frac{FOV\ (mm)}{Matris\ Sayısı} \quad (1.9)$$

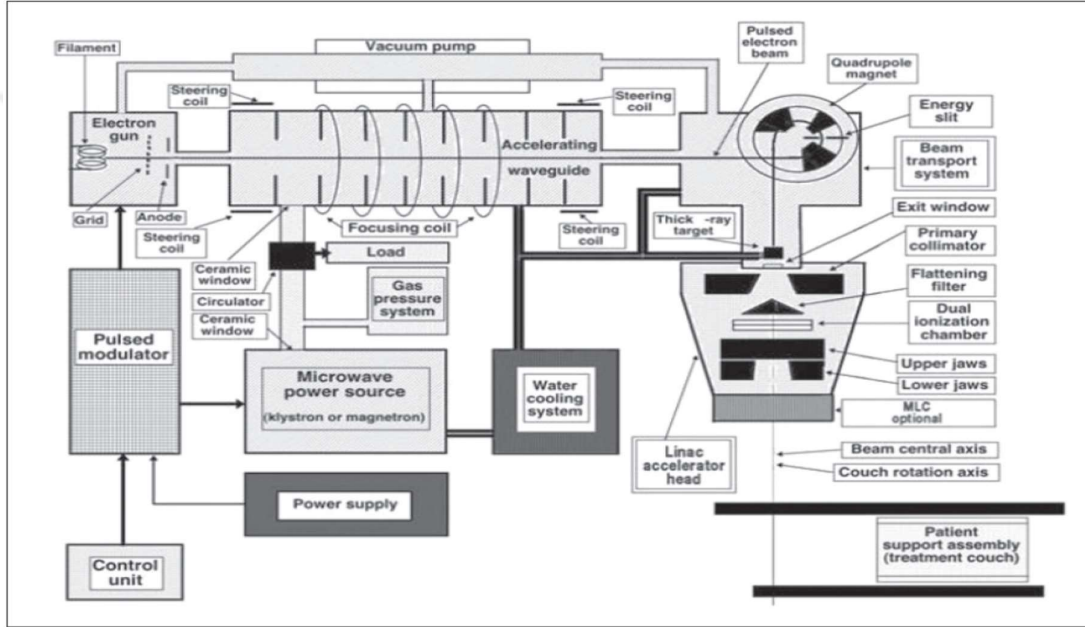
1.8.8. Filtre

BT filtreleri tüpten çıkan x-ışınlarını absorbe eder. Düşük enerjili fotonların absorbe edilmesi tüpten çıkan x-ışınlarının ortalama enerjisini artırır. Bowtie filtre, hasta dozunu azaltır, yumuşak x-ışınlarını ortadan kaldırır ve sert x-ışınları oluşmasını sağlar. Hasta dozunu %50 oranda azaltır. Soft (smooth) filtre, kontrast çözünürlüğü artırır. Sharp (edge, enhance) filtre, geometrik çözünürlüğü artırır.

1.9. Lineer Hızlandırıcılar

Radyoterapi x-ışınları ile yapılan tedavi yöntemidir bu sebeple x-ışınlarının özellikleri tedavinin güvenilirliğini artırmaktadır. Düşük enerji seviyesindeki x-ışınlarının giricilik kabiliyetleri düşüktür bu yüzden derin konumdaki tümörlerin tedavisi için kullanıldıklarında tümöre ulaşana kadar tümör üzerinde kalan sağlıklı doku ve organlarda hasara neden olmaktadır. Farklı doku yoğunluklarında farklı soğurma miktarlarının oluşması da tedavi için uygun değildir. Tüm bu sonuçlar yeni çalışmalar yapılma ihtiyacı gerektirmiştir ve lineer hızlandırıcılar tasarlanmıştır. 1928 yılında İsveçli fizikçi Wideröe tarafından ilk hızlandırıcı üretilmiştir.

Lineer hızlandırıcıların çalışma prensipleri x-ışını tüplerinin çalışma prensibiyle aynıdır. X-ışın tüplerinde elektronlar 400 kV'a kadar hızlandırılabilirken, anot ile katot arasındaki mesafesi uzun olan lineer hızlandırıcılarda ise katottan fırlatılan elektronların, megavoltaj (MV) elektrik potansiyel farkı ve mikrodalgalar sayesinde hızları ışık hızına yaklaştırılır. Modern medikal lineer hızlandırıcıya ait şema şekil 12'de verilmiştir.



Şekil 12. Lineer hızlandırıcının elemanları

Modülâtör, merkezinde katot, çevresinde anot bulunan silindirik yapı, impuls (atma) oluşturan şebeke ağı ve hidrojen thyatron lambalarını içerir. Güç kaynağı, modülâtöre doğru akım verir ve bu akım modülâtörde depolanır. Modülâtörden çıkan yüksek voltajlı atmalar magnetron, klystron tüplerine ve elektron tabancasına iletilir. Magnetron tarafından üretilen elektromanyetik mikro dalgalar, klystron tarafından güçlendirilir. Hızlandırıcı (dalga kılavuzu=e-waveguide), çeyrek dalga boyu aralıklı metalik disklerin seri şekilde sıralı bakır odacıklardan oluşan ve yaklaşık 10 cm civarında silindirik bir tüptür. Elektron tabancası tarafından elde edilmiş 50 keV'lik enerjiye sahip elektronlar hızlandırıcı bakır tüpün içine gönderilir. Magnetron veya klystrondan çıkan elektromanyetik dalgalar da hızlandırıcı tüpe gelir. Hızlandırıcı da 3000 MHz frekansında titreşimler oluşturulur ve yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar, odacığın ortasındaki kanala iletilir. Bu sırada

elektron tabancasından elde edilen elektronlar tekrar 50 keV ile hızlandırıcı bakır tüpe girer, elektromanyetik dalgalara üst üste bindirilir ve odacıktan odacığa bu şekilde kanal boyunca doğrusal şekilde hızlanarak ilerler. Bir odacığın içine girmekte olan parçacık, alternatif akım geriliminin periyodunun yarısına eşit bir zaman için, alan olmayan bir bölgeye sürüklenir. Parçacığın sürüklenme tüpü içinde bulunduğu sürede gerilim kutuplanması tersine çevrilir ve parçacık, bir sonraki boşluğu geçerken hızlandırılır. Elektronların son hızları her odacıқта aldıkları hızların toplamı kadardır. Bu işleme lineer hızlandırma denir (Çakır ve Bilge, 2012).

Vakum pompası, lineer hızlandırma odalarında titreşimlerin hepsinin aynı frekansta olmasını sağlar ayrıca frekans düzenleyicisi ve lineer hızlandırıcı tüpünde oluşabilecek iyonları tutarak daha önce oluşturulan vakumu sağlar. Manyetik odacıklar elektronları bir demet halinde toplar ve demet halinde hedefe gönderir. Elektronlar, hızlandırıcıdan yaklaşık 3 mm çapında pencil beam olarak çıkarlar. Enerjileri daha yüksek ışınlar elde etmek için, ışınlar, tüp ile hedef arasındaki yönlendirici mıknatıs ile 90^0 veya 270^0 saptırılarak elektron demetinin çıkacağı kafa kısmına yönlendirilir ve hedefe veya yapının dışına verilir (Çakır ve Bilge, 2012).

Lineer hızlandırıcı tarafından oluşturulan x-ışını demetleri derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde kullanılır. Lineer hızlandırıcılarda çıkan ışınların odak noktası çok küçük olması nedeniyle radyasyon demetinin sınırları keskindir ve heterojen dağılıma sahiptir (Çakır ve Bilge, 2012).

1.10. Tedavi Planlama Sistemi

Tedavi planlama sistemi (TPS), radyoterapide tümör kontrolünü en üst düzeye çıkarmak ve normal dokuda oluşabilecek komplikasyonları en aza indirmek için kullanılan x-ışın demetlerinin şekillerini ve doku farklılıklarına göre doz dağılımlarını belirlemek için kullanılan bilgisayar programıdır. Doku ve organlar gibi tümör volümleri de 3 boyutlu modellerle temsil edilebilir. Tedavi planlama sürecinde doz dağılımı ve ilgili hesaplamaların doğru ve güvenilir bir şekilde elde edilmesi için TPS verilerinin bütünlük içinde olması gerekir (Nurhat, 2012).

1970'lere kadar tedavi planlama manuel olarak dozimetristlerin uygun ışın ağırlığı ve karma filtre seçimi ile yapıyordu. Tedavi planlama bilgisayarlarına geçiş 1970'li yılların

başında gerçekleşti. Spear PC, PC-12, RAD-8, Theratronics ve ADAC kullanılan ilk planlama bilgisayarlarıdır. İki boyutlu olan bu planlama bilgisayarları, hızlı ve doğru tedavi planları, hasta dış konturları, hedef hacim ve kritik yapıların belirli bir düzlemde ana hatlarıyla girişine olanak sağlıyordu. BT gelişimiyle birlikte hastanın anatomisi daha anlaşılır hale geldi ve BT tabanlı TPS'ler kullanılmaya başlandı (Nurhat, 2012).

Tedavi planlama süreci, ışın verilerinin TPS'ye girilmesi ile başlar, tedavi planı oluşturulur ve son olarak veriler tedavi cihazına gönderilir. Tedavi planlamada yazılım ve donanım gelişmeleri mevcut sistemlerin doz hesaplama ve optimizasyon üzerinedir. Bilgisayar ve görüntüleme teknolojilerinin gelişmesi ile paralel olarak tedavi planlama bilgisayarları ve planlama algoritmaları da gelişmiştir. Sistemler sanal hasta üzerinde ışın görüş alanından görüntü (Beam's eye view- BEVs) ve yeniden şekillendirilmiş dijital radyografiler (Digitally reconstructed radiographs- DRRs) ile görüntülemeyi mümkün kılmıştır. Doz hesaplama algoritmalarında Monte Carlo (MC) tekniği kullanılarak doz hesaplama hızı arttırılmıştır. Planlama, hedef ve kritik organların doz sınırlamalarının kullanıcı tarafından belirlendiği optimizasyon tekniklerinin kullanıldığı tersten planlama olarak yapılır. Doz optimizasyonu; BT'de doz-volüm histogramları (DVHs) kullanımı ile gerçekleşir. TPS ile hasta için uygun tedavi planı yapılırken sistem içindeki donanım ve yazılımları kullanılarak algoritmalar sayesinde doz hesaplamaları yapılabilmektedir (Nurhat, 2012).

Monoco TPS'de, doz hesaplama algoritması olarak MC-dose to water (Dw) modu, MC-dose to medium (Dm) modu, pencil beam (PB) ve collapse cone (CC) bulunmaktadır. Bu özellik kullanıcıya bireysel tedavi planlama imkanı sunmaktadır.

1.11. Doz Hesaplama Algoritmaları

Radyoterapide doz dağılım hesabı yapılırken yüzde derin doz ve izodoz eğrileri kullanılmaktadır ve bu eğriler su veya su eşdeğeri ortamlarda homojen olarak elde edilmektedir. Ancak insan anatomisi farklı fiziksel ve radyolojik özelliklere sahip kemik, akciğer, kıkırdak, diş, yağ, hava boşluğu gibi çeşitli doku ve organlardan oluşmaktadır. İnhomojen yapıda olan bu doku ve organlar atom numarası, elektron yoğunluğu (ED) ve kütle yoğunluğu bakımından farklı özelliklere sahip olduklarından dolayı foton ve elektronların aktarılmasında ve soğurulmasında değişikliklere yol açmaktadırlar. Radyasyonun enerjisi, alan büyüklüğü ve ortamın fiziksel özellikleri gibi etkenlerin

inhomojen ortamda meydana getirdiği doz dağılımlarında değişiklikleri hesaplamak ve düzeltmek için çeşitli yöntemler geliştirilmiştir. Bu yöntemler TPS'lerin doz hesaplama algoritmalarında kullanılmaktadırlar (Durmuş, 2018).

Radyoterapide uygulanmak istenen doz dağılımları, TPS'lerdeki hesaplama algoritmaları ile belirlenir. Bu yüzden algoritmaların doğru doz hesabı yapması radyoterapide tedavi başarısı için önemlidir. TPS'lerin radyasyon alan verileri ölçümlerinin sisteme girilmesi ve ölçümlerin doğrulanması birçok değişken parametreye bağlıdır (Durmuş, 2018; ICRU report 91, 2017).

TPS'de düzeltme tabanlı, model tabanlı ve MC doz hesaplama algoritmaları kullanılmaktadır.

1.11.1. Düzeltme Tabanlı Algoritmalar

Düzeltme tabanlı algoritmalar, su fantomunda ölçülen derin doz eğrileri ile çeşitli derinliklerde alınan doz profillerini kullanarak interpolasyon yöntemi ile doz hesabı yapmaktadırlar. Diğer bir deyişle standart ölçümlerin ve düzeltme faktörlerinin kullanıldığı bir doz hesabı yöntemidir. Düzeltme tabanlı algoritmaların stereotaktik tedaviler için kullanımının çok uygun olmadığı Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri Komitesi (ICRU)'nin 91. raporunda belirtilmiştir. Su gibi homojen ortamlarda doğru sonuçlar bulunurken doku heterojenitesinin yüksek olduğu bölgelerde saçılan dozu hesaba katmadığı için hedef hacim ve etrafında %10'a kadar hatalı doz hesabına yol açabilmektedirler (Evans, 2006; ICRU report 91, 2017).

1.11.2. Model Tabanlı Algoritmalar

Model tabanlı algoritmalar, radyasyonla parçacık etkileşimini, enerji salınımını, ikincil elektronların dağılımlarını, saçılan ve aktarılan enerjiyi hesaba katarak işlem yapmaktadır. Birinci tip model tabanlı algoritmalar heterojenite düzeltmeleri için Equivalent Path Length (EPL) ölçeklendirilmesi ile hesaplama yapar. İkinci tip model tabanlı algoritmalarda ise birinci tip model tabanlı algoritmalarda modellenmemiş olan lateral elektron transportları da dikkate alınmıştır (Durmuş, 2018).

1.11.3. Monte Carlo Algoritması

Temel fizik yasaları kullanılarak madde içindeki birçok sayıda parçacık ve foton etkileşmesinin simüle edildiği bir tekniktir. MC, bilgisayarların ve yazılım kodlarının gelişmesiyle birlikte hesaplama süresi kıaldı ve en çok tercih edilen ve en doğru sonuçlara ulaşılan yöntem olmayı başardı (Evans, 2006; Durmuş, 2018).

MC doz algoritması ile hasta tedavi dozu doğru ve sorunsuz olarak hesaplanabilmektedir. Foton ve parçacıkların olası etkileşimleri belirlenerek başlanır. Simüle edilen parçacık sayısı ile tahmin edilen doz dağılımı doğru orantılı olarak değişir. Ancak simüle edilen parçacık sayısının artması bilgisayarın doz dağılımının hesaplama süresini artırmaktadır (Khan, 2010).

MC tabanlı algoritmalar cihaz, kaynak, hasta modellenmesini ve ışın demet dağılımını kullanarak hesaplama yaparlar. MC algoritmalarında ilk olarak ışın modellenir ve hastaya ulaşmadan önce akı dağılımı gerçekleştirilir. BT görüntüleri üzerinde istenilen bir noktadaki dozun ve doz akısının hesaplanması ikinci kısmı oluşturur. İkinci kısımda hastanın üzerindeki akıyı ve dozu hesaplayabilmek için her bir vokselin yoğunluğu ve materyal tipi tespit edildikten sonra x-ışını, hedefte birincil bir fotonla başlar. Birincil fotonun yönünün ve enerjisinin muhtemel dağılımları daha önceden çeşitli ölçümlerle karşılaştırılarak elde edilmiş ve lineer hızlandırıcıya bağlı olarak rastgele üretilir. Standart veri tabloları kullanılarak her bir etkileşim olasılığı belirlenir. Bu etkileşimlerden oluşan ikincil elektronun veya fotonun özellikleri son simülasyon için kayıt altına alınır. Birincil foton volümden ayrılana kadar veya absorbe edilene kadar bu işlemler tekrar edilir. X-ışını hedefinde yeni birincil fotonun oluşması ile sırasıyla takip eden bu işlemler, birkaç milyon kez tekrarlanır. Gerçek tedavi sırasında kullanılan ışınlarındaki tüm fotonların dozları depolanmasıyla vokseldeki toplam doz hesaplanır (Durmuş, 2018).

Konvansiyonel algoritmalara göre hesaplama süresinin uzun olmasına rağmen, MC algoritmaları hasta içerisinde doz dağılımını hesaplamada altın standart algoritma olarak kabul edilmiştir. İnhomojen dokuların yüzeylerinde parçacık dengesizliği oluşmasına rağmen MC simülasyonları hesaplama doğruluğunda önemli bir başarı sağlamaktadır (Khan, 2010; Ma, et al., 2008).

1.12. Stereotaktik Vücut Radyoterapi

X ışınlarının tedavi amaçlı kullanılmaya başlamasından itibaren hedef volüme verilmesi planlanan optimum doz, volüm çevresindeki sağlıklı doku ve organların korunmasını sağlayacak şekilde hesaplanmıştır. Bu amaca hizmet eden tekniklerden biri de stereotaktik radyoterapidir (SRT). Eksternal bir radyasyon tedavisi yöntemidir. Görüntüleme teknolojisindeki gelişmeler, lezyonun konumunun doğru olarak belirlenmesini kolaylaştırmıştır. Tedavi sırasında hedefi kaçırmamak ve sağlıklı organlar ile dokuları korumak için verilmesi gereken emniyet marjları azalmıştır. Tedavinin tek fraksiyonda değil birkaç fraksiyonda tekrarlanabilir olması tedavi kullanılabilirliğini artırmıştır. Genel olarak yüksek radyasyon dozlarının birkaç fraksiyonda uygulanması SRT olarak tanımlanır.

Konvansiyonel tedavi uygulamalarında, tümör boyutu sınırlanması olmadan 1,8-3 Gy/fraksiyon arasında dozlarda 10-30 fraksiyonda tedavi uygulanabilir. Ancak SRT, küçük boyutlu tümörler için 6-30 Gy/fraksiyon arasında olan dozlarda 1-5 fraksiyon olarak uygulanmaktadır (Durmuş, 2018).

Kranyal dışında tüm vücut için yapılan SRT uygulamalarına stereotaktik vücut radyoterapisi (SBRT) denilmektedir. SBRT vücudun herhangi bir bölgesinde konumu üç boyutlu olarak belirlenmiş bir volümün günlük seanslarda dozu ve süreyi uzatarak toplam tedavi süresinin kısaltılması anlamına gelir. Yan etkileri artırmadan hastalar için çok daha uygun ve maliyeti düşük bir tedavi şeklidir.

Vertebra SBRT, vertebra metastazı olan hastalarda tümöre daha yüksek dozlar verirken medulla spinalis ve çevre dokuların aldığı dozu en aza indirme avantajına sahiptir. Birincil seçenek olarak tercihen düşük hacimli vertebral metastazlar için potansiyel bir tedavi seçeneğidir.

1.12.1. SBRT için Plan Kalite İndeksleri

Tedavi için uygun, hedefte optimum dozu saran ve kritik organlarda minimum doz dağılımı elde etmek için yapılan planların dozimetrik karşılaştırılmasında gerekli olan faktörlerden bazıları da heterojenite indeksi (HI), gradient indeks (GI) ve konformite indeks (CI) ve homojenite indeksi (HI_{ICRU})'dir.

Homojenite İndeksi

Homojenite İndeksi (HI_{ICRU}), hedef hacimdeki doz dağılımının homojenliğini analiz etmek için kullanılır. HI_{ICRU} hesaplamak için gerekli doz değerleri aşağıdaki gibidir.

D_2 : %2'lik soğurulan doz

D_{50} : %50'lik soğurulan doz

D_{98} : %98'lik soğurulan doz

$$HI_{ICRU} = \frac{D_2 - D_{98}}{D_{50}} \quad (1.10)$$

Heterojenite İndeksi

Heterojenite İndeksi (HI), hedef hacimdeki doz dağılımının heterojenliğini analiz etmek için kullanılır. HI hesaplamak için gerekli doz değerleri aşağıdaki gibidir.

D_{95} : %95'lik soğurulan doz

D_{max} : Hedef volümdeki max soğurulan doz

$$HI = \frac{D_{max}}{D_{95}} \quad (1.11)$$

Konformite İndeksi

Konformite İndeksi (CI), planlanan tümör hacminin şekline ne kadar uygun doz dağılımının elde edildiğinin göstergesidir.

TV: Hedef volüm

PIV: Tanımlanan dozun izodoz hacmi

TV_{PIV} : Hedef volümü saran izodoz hacmi

$$CI = \frac{TV_{PIV} * TV_{PIV}}{TV * PIV} \quad (1.12)$$

Gradient İndeks

Gradient İndeks (GI), hedef volüm dışında kalan doz değişim hızını ifade eder.

PIV: Tanımlanan dozun izodoz hacmi

PIV_{half}: Tanımlanan dozun yarı değerinin izodoz hacmi

$$GI = \frac{PIV_{half}}{PIV} \quad (1.13)$$



İKİNCİ BÖLÜM

KURAMSAL ÇERÇEVE/ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR

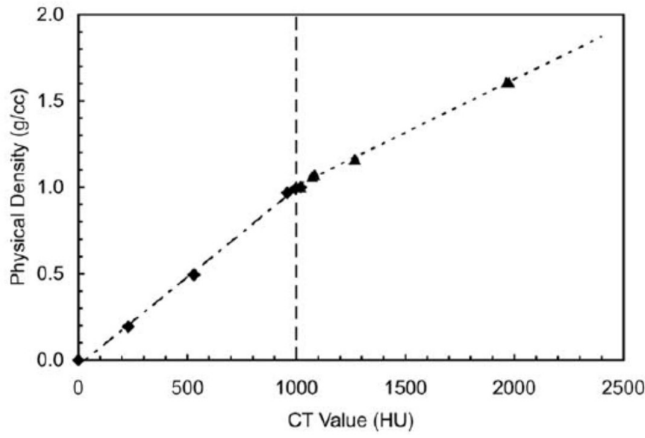
2.1. Literatür Çalışmaları

2.1.1. Radyolojik Parametrelerin HU-ED Eğrisine ve TPS'ye Etkileri

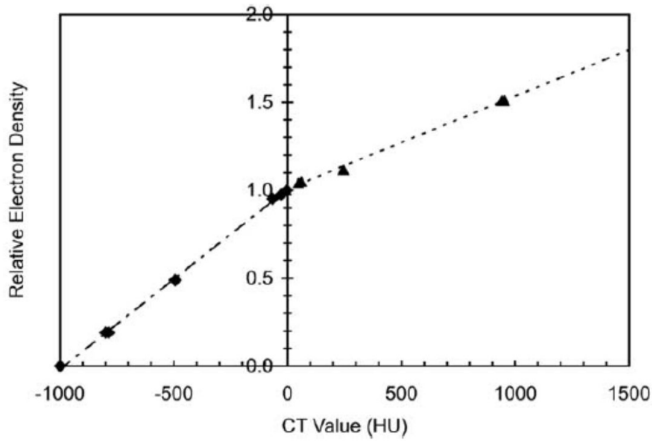
Guan ve arkadaşları, kVp ve mAs değişimi ile elde edilen HU değerlerine karşı çizilen HU-ED eğrilerinin tedavi planlaması sırasında neden olduğu dozimetrik farklılıkları araştırmışlar. 80 kVp kullanan BT taramaları hesaplanan radyoterapi dozu 130 kVp'ye göre %2 kadar daha yüksek bulunmuş. 80 mAs kullanan BT taramaları için 300 mAs'a göre %1-1,5'e kadar daha yüksek bulunmuş. Düşük yoğunluklu kemikler (femur başı gibi) ve akciğer için, farklı kVp ve mAs ayarlarıyla fark %1 veya daha az olduğu vurgulanmış. Radyoterapi dozunun farklı HU-ED eğrilerine göre %2'ye kadar değiştiği bildirmişler (Guan, vd., 2002).

Gheng B. Saw ve arkadaşları, HU değerlerini radyolojik parametrelerle ilişkilendirmek ve TPS'de uygulama prosedürü haline getirmek için yaptıkları çalışmada BT'deki tarama parametrelerinin TPS'ye nasıl girileceğini, bu parametrelerin TPS'ye etkilerinin neler olduğunu araştırmışlar. Üçüncü nesil olan GE Lightspeed Plus tarayıcı helikal modunda kullanılmış. BT tarayıcıda 5 mm kesit kalınlığında standart tarama protokollerinde kullanılan 120 kVp'lik tipik bir tarama parametresi kullanılmıştır. Doku karakterizasyon fantomu olarak CIRS Model 062 (CIRS Doku Simülasyon Teknolojisi, Norfolk, VA) ve GE Lightspeed Plus tarayıcı ile farklı malzemelerden yapılmış 17 dahili doku karakterizasyon fantomunu kullanmışlar. Fantom taraması sonrası elde edilen görüntüler daha sonra Eclipse ve Pinnacle TPS'ye indirilerek tedavi planlama iş istasyonunda, eklerin HU değerini belirlemek için eksenel görüntüler alınmış. Ortalama HU değerleri, dahili doku materyallerinin yoğunluğuna karşı çizdirilmiş. Bilinear denklemlerden yoğunluklara karşı yeni bir HU değeri üretilmiş ve ardından TPS 'ye girilmiş (Saw, vd., 2005).

Philips Pinnacle TPS (Philips Medical, Andover, MA) için doku karakterizasyonlarına göre oluşturulan HU-ED eğrisi, Varian Eclipse TPS (Varian, Andover, MA)'ye kıyasla tamamen farklı olarak bulunmuş. Şekil 13'de gösterildiği gibi, ortalama HU dokuların fiziksel yoğunluklarına, şekil 14'de göreceli ED'ye karşı çizilmiş (Saw, vd., 2005).



Şekil 13. Philips Pinnacle TPS ile elde edilen HU-ED eğrisi (Saw, vd., 2005).



Şekil 14. Varian Eclipse TPS ile elde edilen HU-ED eğrisi (Saw, vd., 2005).

Varian Eclipse TPS için HU değerleri -1000 ile 3071 arasında olduğu bulunurken, Philips Pinnacle TPS için HU değerleri 0 ile 4096 arasında olduğu bulunmuş. Philips Pinnacle TPS için ayarlanan görüntünün HU değeri, BT tarayıcıdan ayarlanan görüntünün HU değerine 1000 sayısal değeri eklenerek elde edilmiş (Saw, vd., 2005).

HU; kVp, filtrasyon ve rekonstrüksiyon algoritması gibi bireysel tarayıcı parametrelerine bağlı olduğundan dolayı HU-ED eğrisini ölçümlerle belirlemek gerektiğini vurgulamışlardır. Doku karakterizasyon fantomu tasarlayarak HU-ED eğrisini oluşturmuşlardır. HU-ED eğrisi üzerindeki kVp ve kesit kalınlığının etkisini en aza indirmek için uygun tarama parametreleri seçilmesi gerektiğini, seçilen kVp'nin ise radyoterapi

hastaları için tarama protokollerinde kullanılan tipik değerler olmasının önemini vurgulamışlardır. Eclipse TPS’de HU değerleri göreceli ED’ye göre çevrilirken, Philips Pinnacle TPS’de HU değerleri fiziksel yoğunluğa göre hesaplanmaktadır. Bu sebeple taramadan sonra, BT görüntülerinin ortalama HU değerlerini ve standart sapmasını belirlemeden önce bireysel TPS indirilmesi gerektiği ve HU belirlendikten sonra verilerin denklemlerle hesaplanması gerektiği konusunda fikir birliğine varmışlardır. Çalışmaları, denklemleri TPS’ne veri girişinde enterpolasyon yapılmaması için göreceli ED verisine karşı HU üretmek için kullanılmasının önemini göstermiştir (Saw, vd., 2005).

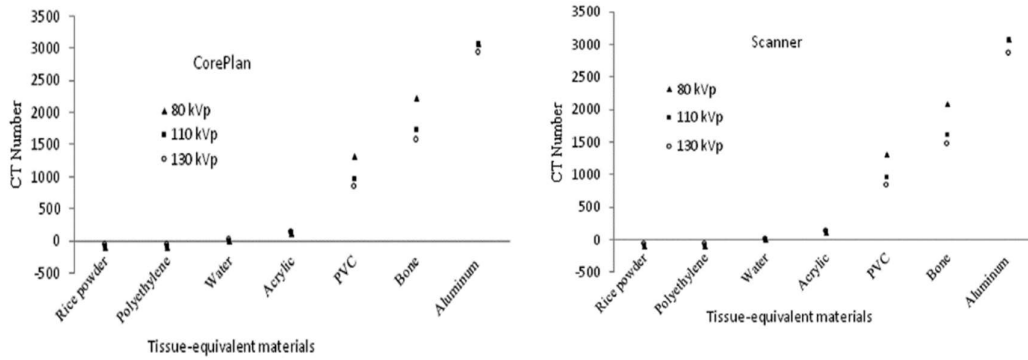
Hughes ve arkadaşlarının yaptığı çalışma ise MV koni ışın BT (MV CBCT) için farklı parametrelerin ED kalibrasyonuna etkisini değerlendirmek hakkındadır. Çalışmalarında Siemens MV CBCT sistemi ve MVision yazılımı kullanmışlar. Monitör unit (MU) 5, 8, 15 ve 60 MU, görüntü düzenleme filtresi (baş ve boyun ve pelvis), yeniden yapılandırma matrisi boyutu (256 x 256 voksel ve 512 x 512 voksel) ve ED fantomu saran ekstra katı su ilavesi kullanılmıştır. 0,292 e/cm³’den 1,707 e/cm³’ye kadar göreceli ED’ler içeren bir Gammex elektron yoğunluklu BT fantomu, bu koşulların her biri altında görüntülenmiş (Hughes, vd., 2012).

MV CBCT piksel değeri ve ED arasındaki doğrusal ilişki, tüm MU ayarları ve ED aralığının üstünde gösterilmiştir ve MU sayısındaki değişikliklerin MV CBCT-ED kalibrasyonunu önemli ölçüde değiştirmediği saptanmıştır. Farklı rekonstrüksiyon filtrelerinin kullanılmasının, fantomu saran katı su ilavesinin yanı sıra MV CBCT-ED kalibrasyonunu etkilediği bulunmuştur. 15 MU baş ve boyun rekonstrüksiyon filtresi MV CBCT görüntüsünden simüle edilmiş görüntü verileri ve görüntü veri parametrelerinden ve 15 MU pelvis rekonstrüksiyon filtresinden bir MV CBCT-ED kalibrasyon eğrisi ve 15 MU pelvis rekonstrüksiyon filtresinden hesaplanan tedavi planlarından alınan doz dağılımları küçük ve klinik olarak önemsiz farklılıklar olduğunu göstermiştir. Bu nedenle, tek bir MV CBCT-ED kalibrasyon eğrisinin kullanılması, herhangi bir klinik farklılığa yol açması muhtemel değildir sonucuna varılmıştır. Bununla birlikte, doz raporlamasında minimum belirsizliğin sağlanması için, MV CBCT-ED kalibrasyon ölçümleri parametreye özel kalibrasyon ölçümleri kullanılarak gerçekleştirilebileceğini göstermişlerdir (Hughes, vd., 2012).

Doğru doz hesaplamaları için radyoterapi TPS’de HU-ED arasında doğru bir ilişki sağlanması gerekir. Bu kapsamda yapılan çalışmalardan bir diğeri ise, Reza Mahmoudi ve

arkadaşlarının, ölçülen HU değerlerinin, radyoterapi TPS'lerinin HU kalibrasyonu için kullanılan doku karakterizasyon fantomuna olan enerji bağımlılığını ve tedavi planlamada hesaplama dozlarında ortaya çıkan hataları araştırmak üzerine yaptıkları çalışmadır.

Çalışmada, dokuların simülasyonu için doku karakterizasyon fantomu olarak kullanılan farklı materyaller ve silindirik bir su fantomu tasarlanarak HU'lar elde edilmiş. Tarayıcının kVp değişimi nedeniyle doku karakterizasyon fantomunun HU değişimlerinin TPS'nin doz hesaplaması üzerindeki etkisini değerlendirmek için, taranan fantomun üç kVp'deki dilimleri istenen TPS'lere (MIRS ve CorePLAN) aktarılmış (Mahmoudi, vd., 2016). Şekil 15'te farklı kVp'ler için tarayıcı ve TPS'ler ile elde edilen BT numaraları gösterilmiştir.



Şekil 15. Farklı kVp'ler için tarayıcı ve TPS'ler ile elde edilen BT numaraları (Mahmoudi, vd., 2016).

Doz hesaplamaları, alan boyutu $10 \times 10 \text{ cm}^2$ olan 6 MV ve 15 MV foton enerjilerinde SSD 100 cm'deki TPS'de yapılmış ve 100 MU ile ışınlanmış (Mahmoudi, vd., 2016).

Doku karakterizasyon fantomu olarak süngerimsi kemik için PVC, yağ için polietilen, yumuşak doku için akrilik ve su, kas için pirinç tozu, yoğun kemik için alüminyum ve kortikal kemik için gerçek bir dana baldır kemiğini kullanmışlar. Akrilikte 110 kVp için % 1,19 ile en küçük mutlak fark bulunurken kVp arttıkça HU değeri artmış. PVC ölçüm sonuçlarına göre % 0,15 ile en küçük mutlak fark, polietilen ile % 0,13 ile en küçük mutlak fark, pirinç tozu ile yapılan ölçümlerde 1,17 ile en küçük mutlak fark 80 kVp için bulunmuş. PVC, polietilen ve pirinç tozunda kVp arttıkça mutlak fark artmış ve HU

değerleri azalmış. Su ile yapılan ölçüm sonuçları ise 130 kVp için en küçük mutlak fark % 5,24 olarak bulunurken kVp arttıkça HU değeri artmış. Aliminyum ölçüm sonuçları ise en düşük mutlak farkın 110 kVp olduğunu göstermiş ve kVp arttıkça HU değeri azalmış. Gerçek kemik ile yapılan ölçüm sonuçlarında mutlak farklar en fazla olup en düşük mutlak fark 80 kVp için % 6,20 olarak bulunmuş, kVp arttıkça HU değerleri azalmış. Gerçek kemik için BT tarayıcıdaki HU değerleri 80, 110 ve 130 kVp için sırasıyla 2083, 1607 ve 1471 HU bulunurken, CorePLAN TPS'deki HU değerleri 80, 110 ve 130 kVp için sırasıyla 2217, 1716 ve 1571 HU olarak bulunmuş (Mahmoudi, vd., 2016).

Doku karakterizasyon fantomları için BT tarayıcı ve TPS'lerin HU değerleri arasındaki ortalama mutlak yüzde farklılıkları CorePLAN için $\%3,22 \pm 2,57$ ve MIRS için $\%2,88 \pm 2,11$ olarak hesaplanmıştır. Ayrıca, üç kVp'de her foton ışımından hesaplanan tüm dozlar arasındaki maksimum mutlak yüzde farkının $\%1,2$ 'den az olduğu bulunmuş. Etkin atom numarası düşük olan malzemelerde enerji arttıkça ortalama HU değerinin arttığı görülmüştür. Yoğunluğu suya göre daha az olan malzemeler HU farklarının daha yüksek kVps (110–130) ile daha küçük olduğunu belirtmişler. Gerçek kemik dışında yoğunluğu sudan yüksek olan malzemelerde bu sorun tam tersi bulunmuş. Ayrıca, düşük kVp'li yüksek yoğunluklu malzemelerin taranmasının gürültü ve çizgi artefaktlarında artışa neden olabileceğinden dolayı HU tanımlamak için standart foton enerjisinin yokluğunda, yüksek kVp'li x-ışınları ile BT taraması yapılmasını önermişlerdir (Mahmoudi, vd., 2016).

Radyoterapi tedavisi planlamasında görüntü kalitesini sağlamak ve oluşabilecek sorunları gidermek için BT tarayıcı performansındaki varyasyonun tarama parametreleriyle değerlendirilmesini konu alan çalışmada Anne T. Davis ve arkadaşları radyoterapi tedavisi planlaması için kullanılan bir BT tarayıcıda tarama parametrelerinin ayarlanmasının görüntü kalitesini ve HU'ları nasıl etkilediğini araştırmışlar (Davis, vd., 2017a).

Toshiba Aquilion LB tarayıcıdaki görüntü kalitesinin tarama parametreleriyle nasıl değiştiğini değerlendirmek için bir Capthan fantomu kullanmışlar. FOV, kolimasyon, görüntü dilim kalınlığı, döndürme başına etkin mAs ve rokonstrüksiyon algoritması parametrelerinin farklı materyallerin HU'ları, yüksek kontrastlı uzaysal çözünürlük (HCSR), kontrast-gürültü oranı (CNR), HU tekdüzeliği, tarama yönü düşük kontrast ve BT doz indeksi üzerindeki etkileri değerlendirmişlerdir (Davis, vd., 2017a).

Sonuç olarak, CNR ve HCSR'nin, en çok rekonstrüksiyon algoritması, FOV ve etkin mAs ile değiştiğini, daha dar kolimasyon ile daha yüksek dozlar vererek BT doz indeksi

önemli bir etkiye sahip olduğunu belirtmişler. Etkin mAs ile doz artmış olup en yüksek HU farklılıkları rekonstrüksiyon algoritması değiştirilirken görülmüş. Suya yakın yoğunluklar için 56 HU ve kemik benzeri malzemeler için 117 HU değerler bulunmuş. FOV'un HU üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğu ancak rekonstrüksiyon FOV'un ve etkili mAs'lerin HU değerlerini etkilemediği görülmüş. İncelenen tüm tarama parametreler, görüntü kalitesi ölçümlerini etkilemiş ancak içlerinden en önemli olanlar rekonstrüksiyon algoritması, yeniden yapılandırma FOV'u, kolimasyon ve etkili mAs olduğu konusunda fikir birliği sağlanmış. Sonuçlar Toshiba Aquilion LB tarayıcıya özel olsa dahi radyoterapi planlaması için kullanılan herhangi bir BT tarayıcının performansını karakterize etmek için kullanılabilir bir metodolojinin uygulanabilir olduğunu belirtmişler. Bu, BT tarama protokollerini optimize etmek isteyen radyoterapi merkezleri için faydalı bir referans sağlayacağını öne sürmüşlerdir (Davis, vd., 2017a).

Tablo 1

Tarama parametrelerinin görüntü kalitesi ve HU değerine etkisi (Davis, vd., 2017a).

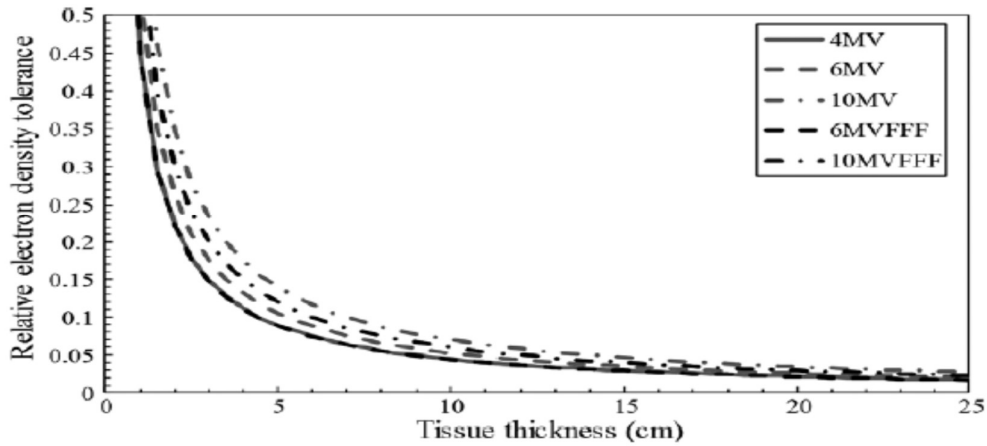
Görüntü Kalitesi Metriği	CNR	HCSR	Kontrast çözünürlük	CTDIvol	HU varyasyonu IAEA toleransını aşıyor
Kolimasyon	Evet ++	Hayır	Evet +	Evet ++	Hayır
Dilim genişliği	Evet +	Hayır	Hayır	Hayır	Hayır
Edinim FOV (tümü)	Evet +	Evet ++	Evet +	Evet +	Evet ++
Edinim FOV (400–700)	Evet +	Evet ++	Hayır	Evet +	Hayır
Yeniden Yapılanma FOV	Evet +	Evet ++	Hayır	Hayır	Hayır
Etkin mAs	Evet ++	Hayır	Hayır	Evet ++	Hayır
Rekonstrüksiyon algoritması	Evet ++	Evet +	Evet ++	Hayır	Evet ++

Tablo 1'de '++' notasyonu, ölçülen görüntü kalitesi metriği üzerinde en büyük etkiye sahip olan parametreleri belirtmek için kullanılmıştır. Sonuçlar diğer çalışmalarla karşılaştırıldığında genel bir tutarlılık olduğu görülmüştür (Davis, vd., 2017a).

Davis ve arkadaşları tarafından yapılan bir diğer çalışma, radyoterapi tedavisi planlaması için BT taramalarının kullanımıyla ilgili yayınları, özellikle tarama protokolü değişikliklerinin HU ve tedavi planlama dozimetrisi ile BT görüntü kalitesi üzerindeki

etkisini gözden geçirmek için yapılmıştır. kVp, FOV ve rekonstrüksiyon algoritmalarındaki değişikliklerin dikkate değer HU değişiklikleri ürettiği bulunmuştur. Planlama dozunu %0,1 değiştirmeden tolere edilebilen HU değişikliğinin derecesi vücut bölgesi ve boyutuna, planlama algoritmalarına, tedavi ışın enerjisine ve plan tipine bağlı olduğu görülmüş. Yumuşak doku HU değerindeki bir değişiklik, kemik ve hava için HU değerindeki değişikliklerden daha büyük bir etkiye sahiptir. Yumuşak doku için 620 HU'luk ve akciğer ve kemik için 650 HU'luk HU toleranslarının tedavi planındaki doz değişikliklerini <%1 ile sınırlayacağı ileri sürülmüş (Davis, vd., 2017b).

Yapılan çalışmalardan diğeri ise Minoru Nakao ve arkadaşlarının radyoterapi TPS'de düzleştirici filtresiz (FFF) ışın kullanarak her doku tipine karşılık gelen göreceli bir ED tolerans seviyesi oluşturmak üzerine olan çalışmadır. Standart doku verilerine dayanarak göreceli ED tolerans seviyelerini belirlemeyi ve özel bir fantom ile doğrulamayı amaçlamışlardır. Çok sayıda tedavi planı gözden geçirilerek doku kalınlıkları (su: 20 cm, akciğer: 10 cm, kemik: 7 cm) belirlenmiştir. Çalışmalarında hem 6 MV hem de 6 MV-FFF enerjileri için göreceli ED tolerans seviyelerini belirlemişler ve sonuç olarak bir FFF ışını ile her doku tipi için göreceli ED tolerans seviyelerini belirleyerek ışın enerjisi azaldığında tolerans seviyeleri daha katı olduğundan, tolerans seviyeleri bir TPS'de kullanılan en düşük enerji tarafından belirlendiğine karar vermişlerdir (Nakao, vd., 2017). Şekil 16'da farklı enerjiler için doku kalınlığına karşı göreceleri ED toleransı verilmiştir.



Şekil 16. Farklı enerjiler için doku kalınlığına karşı göreceleri ED toleransı (Nakao, vd., 2017).

Değişen doku kalınlığındaki göreceli ED toleransları 4 MV, 6 MV, 10 MV, 6 MVFFF ve 10 MVFFF için sırasıyla 0,045, 0,053, 0,070, 0,044 ve 0,060 idi. Şekil 16'da 4 MV ile 6MV FFF çizgilerinin çakıştığı görülmüştür (Nakao, vd., 2017).

Mahur ve arkadaşları radyoterapide TPS'lere, BT görüntüleri ile elde edilen HU değerlerine göre veriler girildiğini ve bunun özellikle inhomojen ortamlarda doz hesaplamasını etkilediğini belirtmişlerdir. BT tarama esnasında tüp voltajının HU-ED eğrisini nasıl etkilediğini araştırmışlardır. En yüksek varyasyon, yüksek yoğunluklu malzemeler ve en düşük kVp ile yapılan BT taraması durumunda kaydedildi. Farklı yoğunluklara sahip materyallerin farklı kVp değerlerine göre bulunan sonuçların %1 içinde olduğunu bulmuşlardır. Bu nedenle klinik pratikte 120 kVp tüp voltajı ile HU-ED eğrisinin oluşturulabileceğini öne sürmüşlerdir (Mahur, vd., 2017).

Metal artefaktların neden olduğu belirsizlik hakkında çalışma yapan Kibly ve arkadaşları, çalışmalarında, 3-6 cm derinliklerde 6MV için ED tolerans aralığının 0,18-0,09 olduğunu göstermişlerdir. Artefakt içeren görüntülerin neden olduğu ED'deki bu tür belirsizlik seviyeleri ile TPS'de hesaplama yapılmasının hesaplanan dozda %2'den fazla belirsizliğe karşılık geleceğini vurgulamışlardır. Bu nedenle, metalik artefakttaki iyileşmenin düzeltilmiş görüntülerdeki göreceli ED değerleri üzerindeki etkisinin önemi, TPS'de doz hesaplama doğruluğu için gerekli görülmüştür (Kibly, vd., 2002).

Alinejad ve arkadaşları, literatürde önerilen optimize edilmiş görüntüleme parametrelerinin kullanılmasının, metalik implantlar varlığında spinal radyasyon alanlarının tedavi planlaması için gereken görüntü kalitesi üzerinde etkili olup olmayacağını araştırmışlar. İlgili görüntüleri karşılaştırarak kVp'nin ve mAs'ın yükseltilmesini ve genişletilmiş BT ölçeğinin (ECTS) uygulamasını incelemişler. Optimum görüntüleme parametrelerinden olan yüksek kVp ve mAs ayarları, dar kolimasyon, ince kesit görüntüleme protokolleri ve ECTS gibi son işleme teknikleri kullanmışlar. ECTS'de, maksimum HU (4096), metalik implantlar için 8000–20000 HU değerleri içerecek şekilde 4096'a genişletilebilir. Çalışmalarındaki A protokolü; 120 kVp, 200 mAs, pitch= 1,4, dönüş süresi = 0,5 sn, kesit kalınlığı = 3 mm, B protokolü; 140 kVp, protokol A'ya benzer diğer parametreler, C protokolü; tüp akım modülasyonu kapalı, 250 mAs, protokol A'ya benzer diğer parametreler ve D protokolü; pitch = 0,45, protokol A'ya benzer diğer parametrelerdir. Metalik artefaktlar nedeniyle HU değerinde maksimum değişikliği (Δ HU) yumuşak doku, omurga ve kemik bölgelerinde sırasıyla -540, -151 ve -836 HU değerleri 0,6, 0,15 ve 0,85

göreceli ED'deki (ΔED) farka karşılık gelecek şekilde bulunmuş. Daha yüksek kVp (Protokol B) kullanıldığında, ΔHU değerlerinde kayda değer bir iyileşme görüldü. Yüksek kVp görüntü artefaktını iyileştirmiş yumuşak doku, omurga, kemik bölgeleri için maksimum HU (ED) sırasıyla -398 (0,43), -90 (0,09) ve -683 (0,7) olarak tespit edilmiş. Bununla birlikte, ne yüksek mAs'ın (Protokol C) ne de daha düşük adımın (Protokol D) uygulanması, referans görüntü ile karşılaştırıldığında metalik artefakt HU değerlerinde gelişme göstermedi. Bunun nedeni, sabit mA, kV ve kesit kalınlığı ile pitch azaltmanın tabloyu yavaşlatmasından dolayı görüntüleme süresinin ve dolayısıyla mAs'ların artmasına neden olmasıdır. (Alinejad, vd., 2020).

Afifi ve arkadaşları, kVp'nin ve mAs'nin HU-ED eğrisi üzerindeki etkilerini araştırmışlar. Siemens Somatom Definition AS model BT tarayıcı, kesit kalınlığı 5 mm, matris 512x512 piksel ve 50 cm çapında FOV parametreleriyle çalıştırılmış. Çalışmada CIRS Model 062M model bir fantom kullanılmış. İlk olarak, mAs 500 mA'da sabit tutulurken kVp'ler 70, 80, 100, 120, 140 kV olarak sırayla değiştirilerek ve HU-ED eğrileri elde edilmiş. İkinci olarak sabit kVp'ler için mAs 30, 50, 100, 200, 300, 400, 500, 600 mA için ölçümler alınarak tüm kVp değerleri için tekrarlanmış. Ölçümler sonucunda, en yüksek yoğunluğa sahip yoğun kemik için göreceli ED 1,695 olarak bulunmuş. 70 kVp için, mAs 100'den 400 mA'ya yükseldikçe HU değerinin arttığı ve ardından 600 mA'ya kadar sabit kaldığı bulunmuş. 80 kVp için, mAs 50 mA'dan 100 mA'ya yükseldikçe HU değeri artmış, 300 mA'ya kadar HU değeri azalmış ve minimum değer 400'den 800 mA'ya dalgalanmış. 100, 120, 140 kV için, HU değerleri 100 mA'ya kadar artan mAs ile artmış ve sonrasında sabit kalmış (Afifi, vd., 2020).

Yoğunluğu su yoğunluğundan büyük olan dokular için HU-ED eğrileri arasındaki farklar kVp artmasıyla artar ancak yoğunluğu su yoğunluğundan küçük dokular için bu farklar ihmal edilebilir olarak ifade edilmiş. Farklı mAs akım değerleri için, kVp 70'ten 100 kV'a yükseldiğinde HU-ED eğrileri arasındaki farklar azalır. 120 ve 140 kV değerlerinde, mAs değeri ne olursa olsun farklar ihmal edilebilir. kVp'nin artması mAs'deki değişimlerden kaynaklanan farkların azalmasını sağlayarak ihmal edilebilir bir düzeyde olduğunu göstermiş (Afifi, vd., 2020).

2.1.2. Dm ve Dw Farkı Değerlendirmesi

Radyoterapide mevcut klinik deneyim Dw doz hesaplamalarına dayanmaktadır. Çünkü tüm dozimetrik ölçümler su veya su eşdeğeri ortamda alındığı için hesaplamalarda suya ölçekli doz hesaplatılmaktadır. Dm doz hesaplatılması ise insan vücudunda bulunan inhomojen ortamlara göre ölçeklendirmeyi baz almaktadır. Hesaplama o doku için suya göre değil ortamın yoğunluğuna göre direkt doz hesaplanmaktadır.

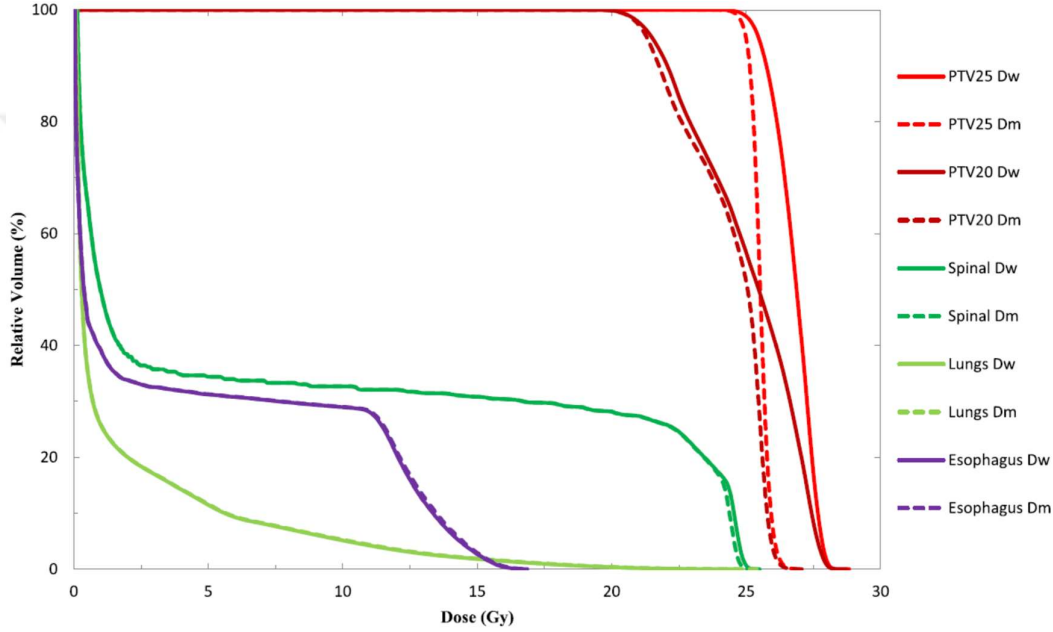
Siebers ve arkadaşları, doz hesaplama algoritması karşılaştırmaları için Dm-Dw dönüşümü yapmanın gerekli olduğunu öngörmüşler. Yumuşak doku için, Dm-Dw arasındaki fark yaklaşık %1 iken kortikal vertebra kemik için doz farkının %10'u aştığını tespit etmişlerdir. MC tabanlı hesaplamalarda Bragg-Gray boşluğuna dayalı olarak, Dm'yi Dw'ye dönüştüren, enerjiye bağlı durdurma gücü oranı olan S_w 'yi kullanan bir prosedür geliştirmişlerdir. Çalışmada, Dw ve Dm arasındaki dönüşümün, tedavi alanı boyunca ve tedavi hacminin dışında makul ölçüde sabit olduğu gösterilmiş. Ancak hem Dw hem de Dm'nin istendiği durumlar olabilir örneğin bir kemik matrisindeki osteositler gibi bir materyal içinde bulunan hedef hücrelere yönelik doz istendiğinde, doz dönüştürülmelidir kararı verilmiştir (Siebers, vd., 2000).

Li Chen ve arkadaşları, MC algoritmasına dayalı TPS tarafından Dm ve Dw farkını ve klinik etkiyi değerlendirmek için çalışmış. 10 nazofarenks kanseri, 10 akciğer kanseri ve 10 kemik metastazı olan 30 hasta seçilmiş. Her vaka için, tedavi planı bir MC tabanlı TPS kullanılarak oluşturulmuş ve Dm modda hesaplanmış. Plan, aynı MU ve kontrol noktaları kullanılarak Dw için yeniden hesaplanmış. Dm ve Dw arasındaki farklar niteliksel olarak DVHs ve plan çıkarma yöntemi ile değerlendirilmiş. Tüm planlar MapCheck2 kullanılarak ölçülmüş (Chen, vd., 2018).

Nazofarenks ve akciğer vakaları için, hedefler için Dm ve Dw arasındaki ortalama farklar %2'den az ve maksimum fark %3,9 olarak bulunmuş. Risk altındaki organlar için maksimum D_2 'lik fark %6,7 olarak tespit edilmiş. Dm ve Dw arasındaki maksimum farklar belirli yüksek yoğunluklu bölgelerde %10 kadar yüksek olduğu görülmüş. Kemik metastazı vakalarında hedefler için Dm ve Dw arasındaki ortalama fark % 2,2 'den fazla ve maksimum fark %7,1 ile Dw yüksek bulunmuş (Chen, vd., 2018).

Kemik metastazı olan hastalarda Dm ve Dw planlarında hedef doz kapsamları benzer olsa dahi, Dw planlarında ortalama dozlarda, Dm planlarına göre %3,5 arttığını belirtmişlerdir (Chen, vd., 2018).

Sonuç olarak, Dm ve Dw arasındaki farkların çoğu klinik vaka için çok az etkisi olduğu fakat belirli bir planın seçimini veya reddedilmesini etkileyebilecek tolerans sınırına yakın dozlar ile çalışılıyorsa sadece kemik yapılarında farklılıklar klinik olarak anlamlı hale geleceği konusunda fikir birliğine varmışlar (Chen, vd., 2018). Şekil 17’de Dw ve Dm sonuçları için DVH karşılaştırması gösterilmiştir.



Şekil 17. Dw ve Dm sonuçları için DVH karşılaştırması (Chen, vd., 2018).

Doz, birim kütle başına depolanan enerjidir. Yoğunluk arttığında, hem depolanan enerji hem de kütle orantılı olarak doz artar. Biyolojik dokular kimyasal olarak sudan farklıdır ve bu nedenle su ile karşılaştırıldığında bunlarda doz birikimi farklıdır. Stephen F. Kry ve arkadaşlarının hazırladıkları rapor, suda ve ortamda radyasyon taşınması ve doz hesaplaması ile ilgili olarak tek tip bir çerçeve önererek klinik çalışmalarda tutarlılığı teşvik etmek için hazırlanmıştır. Dm ve Dw arasındaki farklar karşılaştırılmış, Dm ve Dw doz hesaplamasında farklı yaklaşımlar olduğunu ve farklı ortamlarda yoğunluk farkından dolayı farklı dozlar vereceği belirtilmiştir (Kry, vd., 2021).

6 MV'lik bir ışın kullanılarak farklı ortamlar için derinlik doz eğrileri Eclipse AcurosXB ve Monaco MC ile Dm ve Dw hesaplanmış. En belirgin farklılıklar kemikte görülmüştür. Baş ve boyun planlarında, kemiğe verilen ortalama Dm dozu Dw'dan %2,4

daha düşük olarak tespit edilmiş. Vertebra planlarında Dm ve Dw arasında ortalama olarak sadece %2,9'luk doz fark ile Dm daha düşük (aralık: %1,7- %4,2) bulunmuş (Kry, vd., 2021).

Dm ve Dw arasındaki doz farkları MV değerler için nispeten küçük iken, kV aralığındaki enerjiler için yumuşak dokuda %5'ten büyük farklılıkların olağan olduğunu ve kemikte farklılıkların %100'ü aşabileceğini vurgulamışlar. Klinik çalışmalarda tedavi için kV nadiren kullanılırken, kV görüntüleme ışınları, MV tedavileri için görüntü yönlendirme prosedürlerinde düzenli olarak kullanılır ve bazı durumlarda, risk altındaki organlar da dahil olmak üzere tedavi edilen hacimlerde Dw modunun Dm'den önemli ölçüde farklı bir doz üretmesinin negatif etkilerini ortadan kaldırmak için en doğru çözüm üzerinde standartlaşma ihtiyacı gerektiğini savunmuşlardır (Kry, vd., 2021).

2.1.3. İnhomojen Ortamlarda Monte Carlo, Collapse Cone ve Pencil Beam Algoritmalarının Dozimetrik Değerlendirmesi

Doz dağılımlarının daha doğru tahmin edilmesini sağlamak ve küçük alan ışınlarında kullanılması gereken yöntemi belirlemek için çalışma yapan Soldberg ve arkadaşları, tasarladıkları MC sisteminde BT verileriyle hastaya özel planlama yapmışlar. Dış kontur değişikliklerinden ve iç doku inhomojenitesinden kaynaklı bozulma etkileri hesaba katılmış. Çalışma sonucunda eski çalışmaların aksine inhomojenite dikkate alındığında önemli derecede farklılıklar olduğu bulunmuş. Doku heterojenitesinin, lateral ışının genişlemesine neden olduğunu belirtmişlerdir. MC doz hesaplama algoritmasının inhomojeniteyi dikkate alarak doğru doz tahmini yapması açısından kullanılması uygun bulunmuş (Soldberg, vd., 1998).

Krieger ve Sauer'in yaptığı çalışmada PB, CC ve MC algoritması ile heterojen ortamlarda tahmin edilen dozun doğruluğunu değerlendirilmiş. Bu amaçla, strafor ve beyaz polistirenden oluşan basit birçok katmanlı fantom, 10 x 10 cm² ve 20 x 20 cm² alan boyutlarına sahip 6 MV değerinde foton ışınlanma yapılmış. Beyaz polistirende hem MC hem de CC hesaplamalarının ölçümlerle tatmin edici bir şekilde uyduğu, PB algoritmasının ise ortalama %12 daha yüksek doz hesapladığı tespit edilmiş. Düşük yoğunluklu CC bölgelerinde, 10 x 10 cm² (20 x 20 cm²) alanlar için MC'den %10 (%8) daha düşük dozlar hesaplanmış. PB algoritmasının düşük yoğunluklu bölgelerde doz için çok büyük hatalar ürettiğini görülmüş (Krieger ve Sauer, 2005).

Saini ve arkadaşları farklı BT tarama protokollerinin HU değeri üzerindeki etkisini ve doz hesaplama algoritmaları üzerindeki etkisini doğrulamak için çalışmışlardır. Farklı yoğunluktaki malzeme tıkaçlarına sahip CIRS toraks fantomu, BT tarayıcıdan değişen kVp'lerde taranmış ve HU değerleri TPS'de ölçülmüş. ED'nin farklı kVp değerlerine göre kalibrasyon eğrileri çizilmiş ve değişen yüksek enerjili MV foton enerjilerinde farklı hesaplama algoritmaları ile doz hesaplaması için kullanılmış (Saini, vd., 2021).

Kemik, akciğer ve su için farklı tüp voltajlarında bulunan HU değerlerindeki ortalama varyasyon sırasıyla 896,75 (standart sapma [SD]: 122,88), -799,25 (SD: 5,74) ve -17,5'tir (SD: 0,57). Farklı tüp voltajlarından elde edilen HU sayıları arasında anlamlı bir fark bulunmamış. Kemikte maksimum HU farkı gözlenmiş. Tahmini P değerleri kemik, akciğer ve su için sırasıyla 0,089, 0,258 ve 0,121 olarak bulunmuş. Yüksek yoğunluklu kemik ortamı için değerleri sırasıyla %1,2 ve %1,4 olan 6MV-FFF ve 10MV-FFF ışınları dışında, farklı enerji ve yoğunluk ortamında tüm durumlarda dozlardaki yüzde varyasyonu <%1 olarak tespit edilmiş. PB ve CC evrişim algoritmaları ile elde edilen değişen tüp voltajı elektron yoğunluğunun tüm durumlarında doz dağılımında <%1 varyasyon gösterdiği, ancak MC hesaplama algoritması %1,2-%1,4'e kadar sapma gösterdiği bulunmuş (Saini, vd., 2021).

ÜÇÜNCÜ BÖLÜM

ARAŞTIRMA YÖNTEMİ/MATERYAL VE YÖNTEM

3.1. Tez Kapsamında Kullanılan Araç ve Gereçler

3.1.1. Siemens Biograph mCT PET/CT

BT, kolime edilmiş x-ışını ile istenilen bölgenin kesit görüntüsünün elde edildiği bir görüntüleme sistemidir. Kesit görüntüler birleştirilerek üç boyutlu görüntüler oluşturulur ve bu sayede röntgen gibi iki boyutlu görüntüleme oluşturulan görüntülerin üst üste binmesi engellenmiş olur. Kolime edilmiş x-ışınlarının kullanımı ile foton saçılması minimuma indirilir. Bu sayede doku yoğunlukları arasındaki farklılıkların açık ve net hale gelmesi sağlanır. İncelenmesi planlanan bölgeden geçirilen kolime edilmiş x-ışını ve o bölgedeki her bir noktada x-ışınının doğrusal azalım katsayılarının toplamıyla görüntüler edilir (Durmuş, 2018; Siemens PET/CT, 2022).

PET (Pozitron Emisyon Tomografisi) ve BT cihazlarının birleşiminden oluşan görüntüleme sistemidir. Siemens Biograph mCT PET/CT cihazı 78 cm bor açıklığında çap ile 136 cm tünel uzunluğuna sahiptir. Masa kapasitesi 227 kg ağırlığa kadar hasta taşıyabilmektedir. Tarama yapabildiği kesit kalınlığı 0,6-10 mm'dir. Ek olarak kurulan lazer sistemi ve masa düzleştirici sayesinde planlama tomografisi amacı ile de kullanılmaktadır (Durmuş, 2018; Siemens Biograph mCT PET/CT, 2022).



Şekil 18. Siemens Biograph mCT PET/CT cihazı

3.1.2. Elektra Versa HD Lineer Hızlandırıcı

Elektra Versa HD Lineer Hızlandırıcı, SBRT tedavilerinde yüksek doz hızları sayesinde tedavileri dinamik, hızlı ve kolay hale getiren bir lineer hızlandırıcıdır. kV ve MV enerjilerinde iki boyutlu, X-ray Volume Image (XVI) programı kullanarak üç ve dört boyutlu CBCT görüntüleri ile portal görüntüleme yapılabilmektedir. 6 boyutlu masa hareketi sayesinde hasta pozisyonlamasını hızlı ve hassas bir şekilde yapabilmektedir (Durmuş, 2018).

Foton enerjileri; 6, 10 ve 15 MV filtrelili ve 6 ve 10 MV filtresiz (FFF), elektron enerjileri; 6, 8, 10, 12 ve 15 MeV'dir. Filtrelili fotonlar için doz hızı 600 MU/dk iken 6 MV-FFF için doz hızı 1400 MU/dk ve 10 MV-FFF için doz hızı 2200 MU/dk'dır. 40 x 40 cm² alan boyunca 0,5 cm kalınlığında 160 adet çok yapraklı kolimatöre (MLC) sahiptir. MLC'lerin toplam hızı 6,5 cm/saniyedir ve MLC'ler arası sızıntı ortalama %0,05'dir (Durmuş, 2018).



Şekil 19. Elektra Versa HD cihazı

3.1.3. Monoca 5.11 Tedavi Planlama Sistemi

TPS eksternal radyoterapi gerektiren hastalarda tümör kontrolünü en üst düzeye çıkarmak ve normal dokuda oluşabilecek hasarı en aza indirmek amacıyla x-ışını demetlerinin şekillerini ve doz dağılımlarını belirlemekte kullanılan bilgisayar programlarıdır. Hasta anatomisi ve tümör volümleri, TPS ile 3 boyutlu modellerle simüle edilebilir (Podgorsak, 2005).

Monoco TPS, radyasyon onkolojisi çalışmalarında medikal fizik uzmanlarına konturlama, planlama ve doz hesaplama için çözüm üreten, yüksek doğruluk ve kesinlikte iş yapabilmeyi sağlayan bir yazılımdır. Plan optimizasyonu sırasında müdahale edilebilir olması, kullanıcıya avantaj sağlar.

Tedavi planlama sürecinde takip edilmesi gereken adımların ilki, ışın verilerinin tedavi planlama sistemine girilmesidir. Veriler ışığında tedavi planı oluşturulur ve oluşturulan plan tedavi cihazına gönderilir.

Doz hesaplama algoritması olarak MC-Dw, MC-Dm, PB ve CC bulunmaktadır.

3.1.4. Monte Carlo Doz Hesaplama Algoritması

MC algoritmasında, E enerjili bir foton veya elektronla simülasyona başlanır. Hareket edecek parçacığın hareket mesafesi yani etkileşim koordinatları belirlenir. Meydana gelme olasılığı etkileşimlerin türleri yazılır. Oluşacak parçacığın enerjisi ve yönü belirlenir. Bu adımların tamamı parçacığın enerjisi alt limitin altına inene kadar veya parçacık ilgilenilen bölgenin dışına çıkana kadar tekrarlanır (Şahin, vd., 2011).

Radyoterapide doz ölçümleri, suda soğurulmuş doz olan Dw kavramı ile yapılıyor. MC algoritmaları ise enerji transferini hasta dokusu temsil eden maddeler için ortamda soğurulmuş doz yani Dm olarak hesaplamaktadır. MV seviyesindeki fotonlarda, fiziksel yoğunluğu 1g/cm^3 'e kadar olan dokularda Dw ve Dm farkı küçüktür.

3.1.5. Compass DVH Tabanlı Hasta QA Analiz Programı

Yoğunluğu değiştirilen alanlar ile elde edilen planların doğrulamasını yapmak için geliştirilen hasta QA analiz programıdır. Program, ölçüm sonuçları ile temin edilen akının BT üzerinde tekrar yapılandırılması prensibine göre çalışır. Program planın tekrar

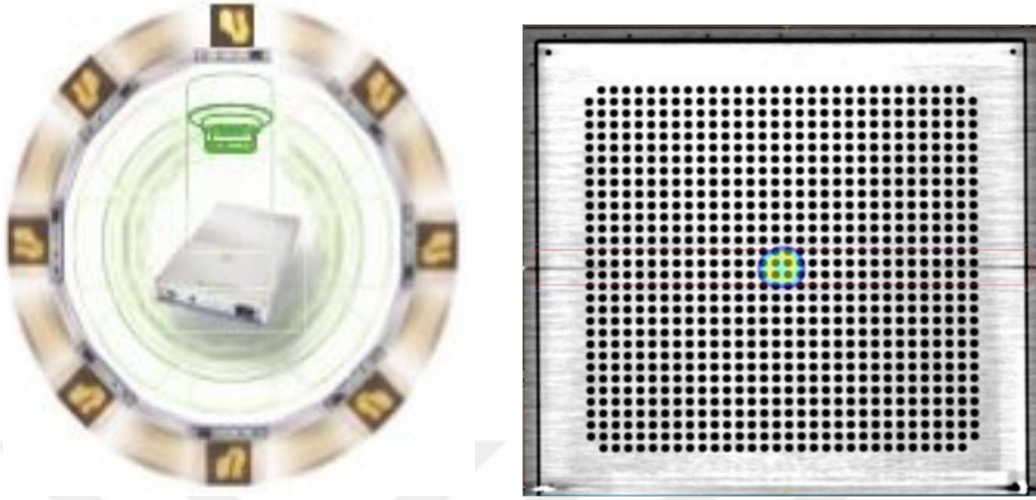
hesaplanmasıyla doz dağılımının elde edilmesi işlemini, içerdiği CC doz hesaplama algoritması kullanarak yapar. TPS'den elde edilen doz dağılımı ve plan verilerine göre Compass CC algoritması ile tedavi için hazırlanan plan tekrar hesaplatılmaktadır. Sonuç olarak TPS algoritması ile hesaplanan plan, Compass CC algoritması ile hesaplanan plan ve ölçüm ile elde edilen akı ile oluşturularak Compass CC algoritması ile hesaplatılan plan olmak üzere üç farklı doz dağılımı elde edilebilir. Böylece, doz hesaplama algoritmaları arasında farklılıkları inceleyebilme olanağı sunar (Durmuş, 2018).

Compass, IMRT alanlarının bölümlerini ayrı ayrı doğrular, ışın modeli hesaplamalarını ölçümlere göre uyarlar. Daha sonra CC algoritması kullanılarak plan BT'de hasta anatomisinin 3D doz rekonstrüksiyonu gerçekleştirilir. Sonuç, modern analiz araçları kullanılarak TPS ile karşılaştırılır. Plan, 3B hasta anatomisi üzerinde doğrulanır ve doz tutarsızlıklarının etkisi belirlenir. CC algoritması ile Compass programı diğer hasta QA programlarından ayrılır (Compass Yazılımı, 2022).

3.1.6. MatriXX Evolution Dedektör

IBA MatriXX Evolution tedavi planlarının verifikasyonu için kullanılmaktadır. Doz değişiminin hızlı olduğu alanlarda ve tepkime süresinin minimum olması istendiği durumlarda ideal detektördür. Tutucu aparatı sayesinde gantriye monte edilebilir. Bu özelliği sayesinde gerçek gantri açısında, tedavi alanına dik bir düzlemde ölçümler alınabilir (Durmuş, 2018).

MatriXX detektördeki sensör tipi, havalandırılmalı paralel iyon odasıdır ve sensör sayısı (iyon odası) 1020'dir. 4 köşe konumu hariç 32 x 32 ızgarada düzenlenmiştir. Oda çapı 0,45 cm ve oda yüksekliği 0,5 cm. Hazne hacmi 0,08 cm³ 'tür. 10 kg ağırlığındadır. Her bir iyon odası kendine ait ölçüm kanalına sahiptir. SSD: 100 cm'de, 24,4 cm x 24,4 cm aktif ölçüm alanına sahiptir. Uzaysal ayırma gücü olan iki iyon odası arası mesafe 0,76 cm'dir. (MatriXX Dozimetre Sistemi, 2022).



Şekil 20. MatriXX dedektör yapısı (Durmuş, 2018).

3.1.7. İyon Odası

İyon odaları radyoterapi ve radyolojide, radyasyon dozunun belirlenmesinde sıklıkla kullanılan sistemlerdir. İyon odaları iki elektrot oluşur ve içinde gaz doludur. Radyasyonun varlığı ile gazda iyonlaşma meydana gelir. Oluşan iyon çiftlerine gerilim uygulanmasıyla iyon çiftlerinin elektrotlarda toplanması prensibine göre çalışır. Mutlak doz ölçümleri için iyon odaları kullanılmaktadır (Podgorsak, 2005).

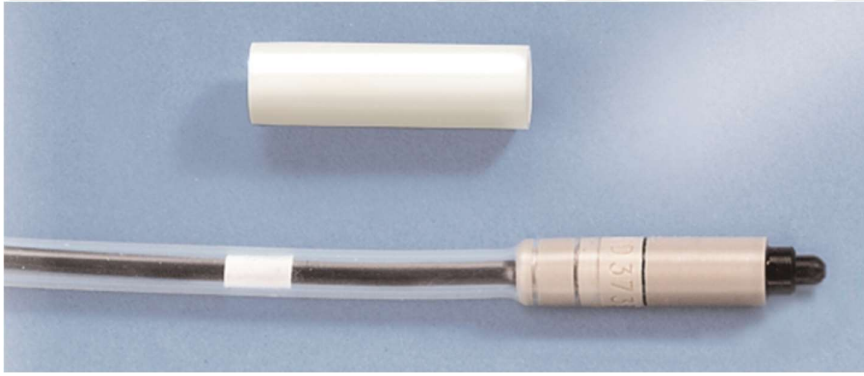
Çalışmamızda kullandığımız CC04 iyon odası 0,04 cc hacmi sayesinde küçük alan dozimetrisinde kullanıma uygundur. Stereotaktik amaçlı ölçümler ve doz değişiminin hızlı olduğu alanlarda da bu iyon odaları kullanılabilir. Yüksek ayırma gücüne sahiptirler. Su geçirmezlik özellikleri sayesinde su ve su eşdeğeri katı fantomlarda ölçümler için kullanılan ideal dozimetre sistemleridir. (Parlar, 2015).

Tablo 2’de CC04 iyon odasının özellikleri verilmiştir. Şekil 21’de iyon odası görülmektedir.

Tablo 2

CC04 İyon odası özellikleri (İyon Odası, 2022)

İyon odası	Hacim (cm ³)	Uzunluk (mm)	Çap (mm)	Duvar materyali	Duvar kalınlığı	Merkezi elektrot materyali
CC04	0,04	3,6	2	C552	0,070gr/cm ³	Grafit

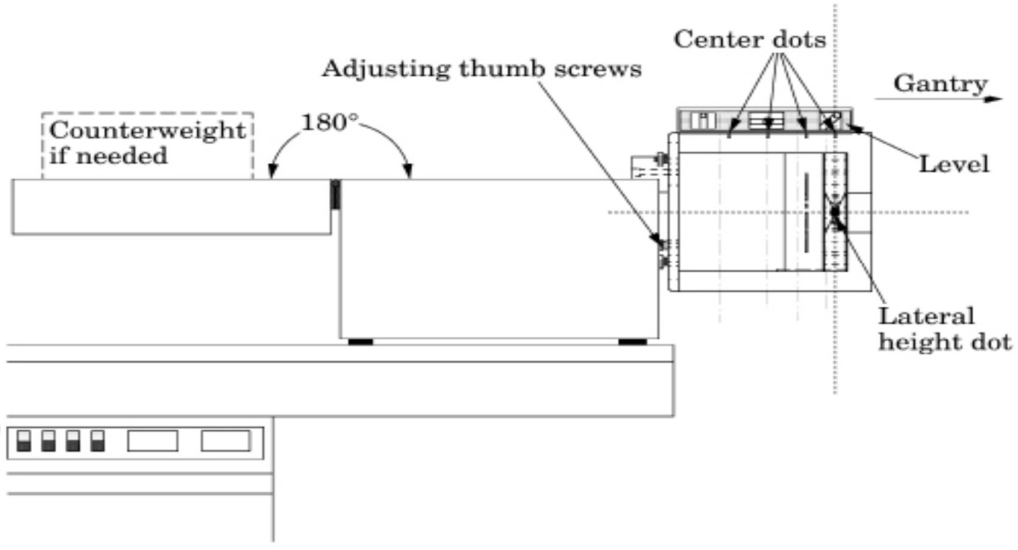


Şekil 21. CC04 silindirik iyon odası (İyon Odası, 2022)

3.1.8. Capthan 503 Fantom

Fantom Kurulumu

Fantom kasa, kutu menteşeleri portaldan uzakta olacak şekilde hasta masasının portal ucuna yerleştirilir. Kutuyu masa pedlerinin üzerine değil, doğrudan masanın üzerine yerleştirmek en iyisidir. Kapak 180° geri çevirerek kutuyu açılır. Devrilmemesi için kutuya ek ağırlık yerleştirilmesi gerekir. Hasta kayışları ek stabilite için kullanılabilir. Fantom kutudan çıkarılır ve Capthan kutunun portal ucuna asılır. Capthan seviyesini ayarlamak için seviye ve ayar vidaları kullanılır. Fantom düzleştiğinde, fantomun üstündeki bölüm merkezi noktalarını x eksenini hizalama ışığıyla hizalamak için fantomu kutunun ucu boyunca kaydırılır. Fantomun yan tarafındaki yan yükseklik noktası y eksenini hizalama ışığı ile hizalanacak şekilde hasta masasını kaldırılır veya indirilir (Capthan Fantom, 2022).



Şekil 22. Capthan fantom kurulum şeması (Capthan Fantom, 2022).

Şekil 22’de fantomun kurulum şeması verilmiştir. Çalışmamız sırasında kullandığımız capthan 503 fantomu ve hazırladığımız kurulum şekil 23’te gösterilmiştir.



Şekil 23. Çalışma için kurulumu yapılmış capthan fantom

3.1.9. RW3 Su Eşdeğeri Katı Fantom

RW3 Su eşdeğeri katı fantomu (PTW, Freiburg, Germany) su eş değeri malzeme olması sebebiyle 4-25 MeV elektron enerjisi aralığı gibi yüksek enerji gerektiren ölçümler için kullanılabilir. %2 TiO₂ içerir ve beyaz polistirenden yapılmıştır. Elektron yoğunluğu $3,43 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$ ve fiziksel yoğunluğu $1,045 \text{ g/cm}^3$ 'tür. $30 \times 30 \text{ cm}^2$ alan sahip olan bu levhalar 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlıklarındadır (Durmuş, 2013; Dinçer, 2012).

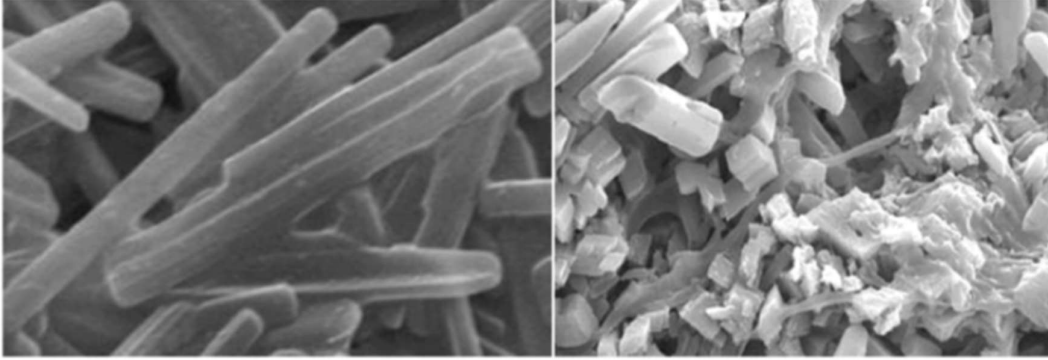


Şekil 24. RW3 Katı Fantom (RW3 Katı Fantom, 2022).

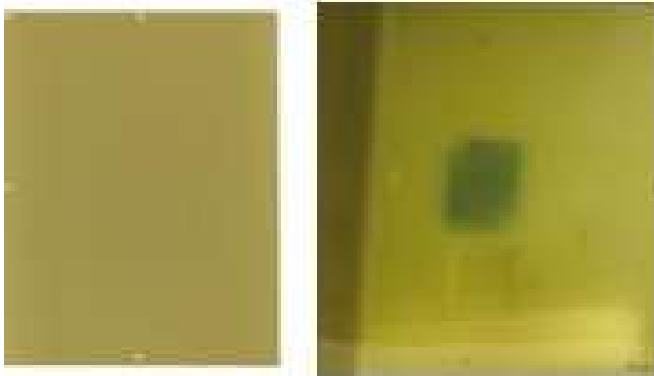
3.1.10. Gafchromic EBT-XD Filmi

Gafchromic EBT-XD model filmler radyoterapi uygulamalarında özellikle yüksek enerjili fotonların kullanıldığı IMRT uygulamaları için üretilmiş yüksek hassasiyete sahip özellikteki filmlerdir. 0,4 ile 40 Gy doz aralığında en iyi performans için özel olarak tasarlanmıştır. Eşit pozlamalarda doz yanıtında daha yüksek kontrast nedeniyle, dozların 10 Gy'yi aştığı ölçümler için daha uygundur. Gafchromic EBT3 model filmlerde optimum doz aralığı 8 Gy kadardı ve stereotaktik ışınlama ile dozu yeterli doğrulukta doğrulamak zordu, ancak bu EBT-XD ile bir seferde 20 Gy'yi aşan stereotaktik radyoterapi dozunu doğrulamak mümkündür. Polyester malzemeden yapılmıştır. Bu filmlerle su içerisinde ölçüm alınabilir. Alınan doz, renk değişikliği olarak filmde gözlemlenir. Doz cevabını okumak için banyo vb. kimyasal işlemlere gerek yoktur. Gafchromic filmler kesilerek kullanılabilir, marker kalemle işaretlenebilir, su veya alkol ile temizlenebilir (Gafchromic EBT-XD, 2022).

EBT-XD'nin partikül boyutu EBT3 filmine göre küçüktür. İki film arasındaki en önemli fark, aktif bileşenlerinin kristal boyutu ve şeklidir. EBT3'te partiküller yaklaşık 15-20 μm uzunluğunda ve 1-2 μm çapındadır. EBT-XD'deki partiküller benzer bir çapa sahip olmasına rağmen sadece 2-4 μm uzunluğundadır.



Şekil 25. Solda EBT3 ve sağda EBT-XD filmlerinin kristal görüntüleri (Gafchromic EBT-XD, 2022).



Şekil 26. Gafchoromic EBT-XD

3.1.11. Akrilik Kemik Çimentosu

Kemik çimentosunun en yaygın kullanılan çeşidi akrilik kemik çimentosudur. Akrilik kemik çimentolarının iki bileşeninden birincisi sıvı olan monomer kısımdır, ikincisi ise toz halinde olan polimer kısımdır. Toz kısmın sıvı kısma oranı genellikle 2:1 şeklindedir. Monomer olan metilmetakrilat (MMM) sıvı kısmın yaklaşık olarak %98'ini kapsar. Keskin

kokulu, renksiz, berrak ve yanıcı bir maddedir. MMM'nin kaynama noktası 100°C 'dir. Sıvı kısım için ikinci içerik Dimetil P-Toludien (DMpT)'dir ve etkinleştirici olarak görev yapmaktadır. Hidrokinon, sıvı bileşenin içerisinde, ışık ve ısı nedeniyle erken polimerizasyonunu önlemek dolayısıyla raf ömrünü uzatmak için kullanılmıştır. Çimentonun toz kısmında kullanılan dibenzoyl peroksit (BPO) içeren polimetilmetakrilat (PMMA)'nın tepkimeyi başlatıcı özelliği vardır ayrıca radyopaklaştırıcı olarak baryum sülfat ya da zirkonyum dioksit kullanılır. Toz içerisinde yer alan BPO ve sıvı içerisinde yer alan etkinleştirici DMpT'nin birbiriyle etkileşimi sonrası tepkime başlar. Radikal polimerizasyon denilen bu tepkimenin sonucunda toz sıvıyı içerisine alır ve kıvamlı ve yapışkan bir sıvı haline gelir. Sıvı monomerler polimer haline dönüşür (Marangoz, 2011).

Çalışmada kullandığımız model için toz bileşenin sıvı bileşene oranı 2'dir.



Şekil 27. Kemik çimentosu (Akrilik Kemik Çimentosu, 2022)

Hazırlanması

Toz ve sıvı, vakumlu hazır karıştırıcı sistemler kullanılarak karıştırılabilir ya da bizim de çalışmamızda yaptığımız gibi bir kap ve karıştırıcı kullanılarak elle yapılabilir. Kullanım amacına göre direk uygulanır ve ya bir kalıba dökülerek fantom olarak kullanılır. Oluşturulan kalıp içerisine dökülen çimentonun yapışkanlığı geçene kadar beklenir. Bu süre çimento özellikleri ve ortam ısısına göre değişiklik gösterir.



Şekil 28. Kemik fantomu için yapılan kalıp ve elde edilen kemik fantomu

3.1.12. İstatiksel Analiz

MC-Dw ve MC-Dm modları ile hazırlanan planlarda GTV ve PTV dozlarını, plan kalitesini gösteren verileri, kritik organ dozları arasındaki farkların uyumluluğunu test etmek için Wilcoxon işaretli sıra testi kullanıldı. İstatistik analizinde anlamlılık sınırı olarak $p \leq 0,05$ değeri kullanıldı.

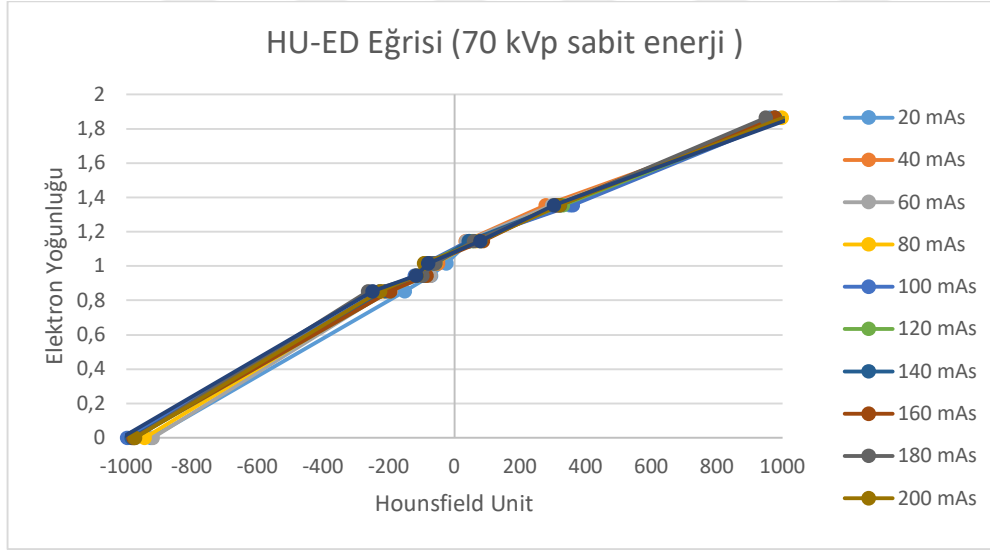
DÖRDÜNCÜ BÖLÜM

ARAŞTIRMA BULGULARI

4.1. BT' de Farklı Parametreler ile HU-ED Eğrileri Elde Edilmesi

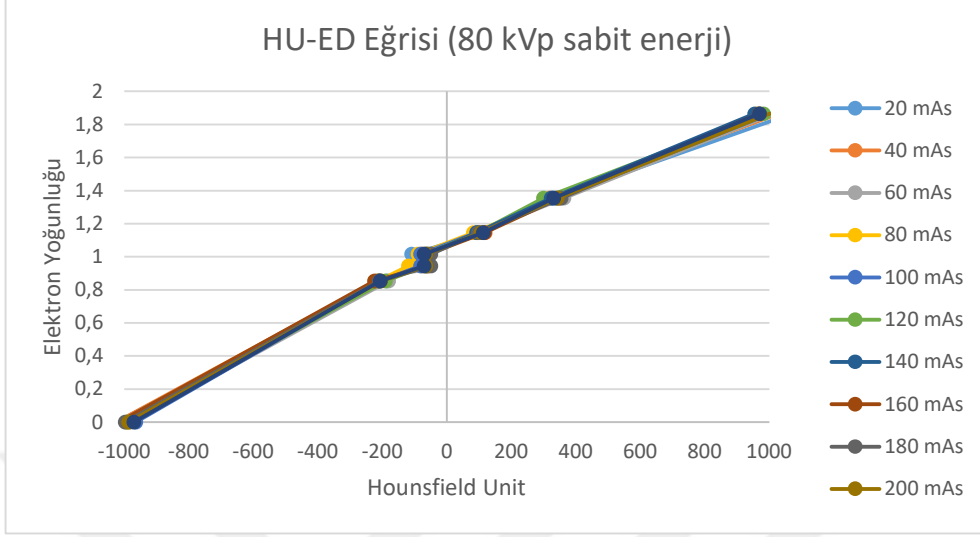
4.1.1. Sabit kVp ve Değişen mAs için HU-ED Eğrileri

Tüp akımına bağlı olarak HU ve ED arasındaki ilişkinin nasıl değiştiğini incelemek için tüp akım potansiyeli 70 kVp değerinde sabit tutularak 20 mAs, 40 mAs, 60 mAs, 80 mAs, 100 mAs, 120 mAs, 140 mAs, 160 mAs, 180 mAs, 200 mAs, 250 mAs tüp akımlarında değişimleri incelendi. Sırasıyla 80 kVp, 100 kVp, 120 kVp ve 140 kVp değerlerinde sabit tutulan akım potansiyelleri için 20 mAs, 40 mAs, 60 mAs, 80 mAs, 100 mAs, 120 mAs, 140 mAs, 160 mAs, 180 mAs, 200 mAs, 250 mAs olarak değişen tüp akımlarında ölçümler tekrarlandı ve HU-ED eğrileri oluşturuldu.



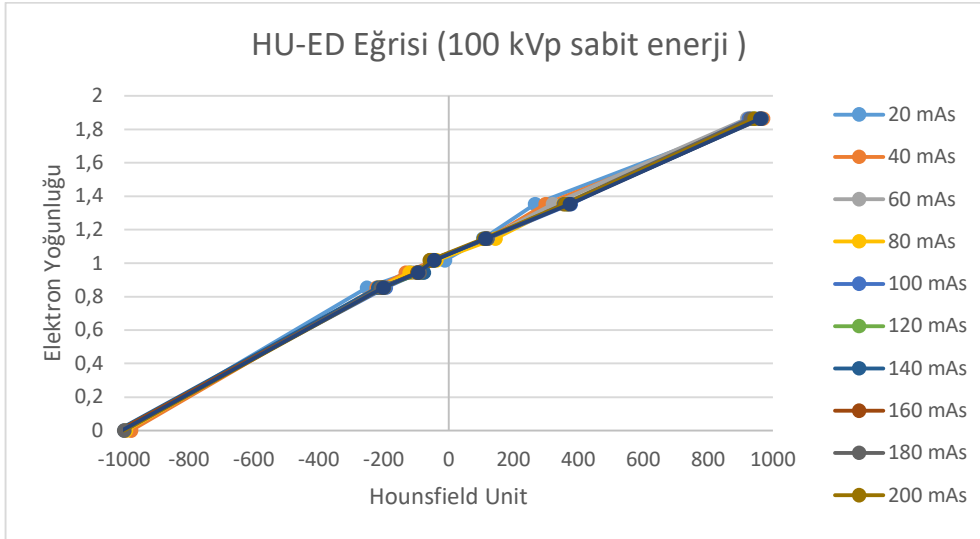
Şekil 29. 70 kVp için değişen mAs'lerde elde edilen ölçümler

Şekil 29'da görülen değerler genel olarak birbirleri ile uyumludur. Sadece 70 kVp ve 20-40 mAs değerlerinde maksimum %1-1,5 sapma olduğu görülmektedir.



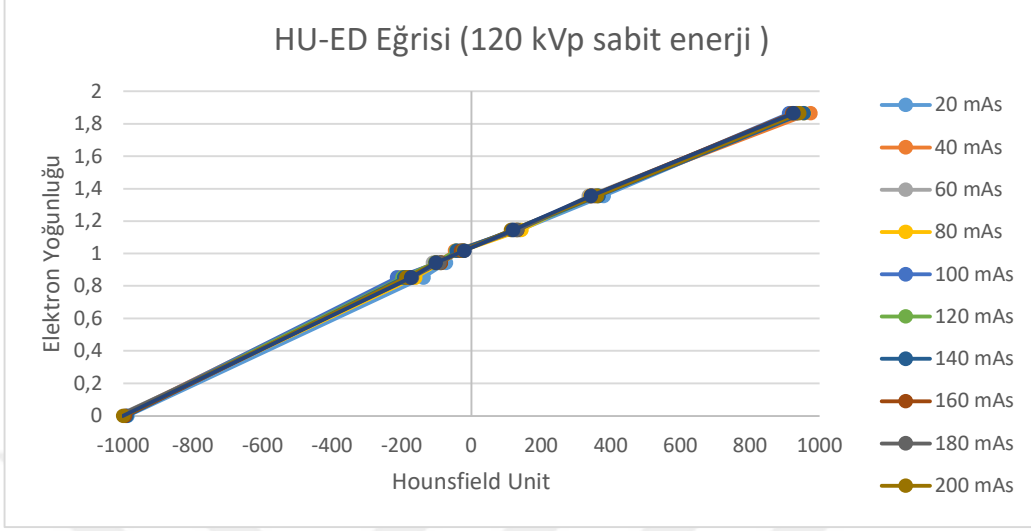
Şekil 30. 80 kVp için değişen mAs'lerde elde edilen ölçümler

Şekil 30'da görülen değerler genel olarak birbiri ile uyumludur. 80 kVp ve 20 mAs değerinde maksimum %1 sapma olduğu görüldü.



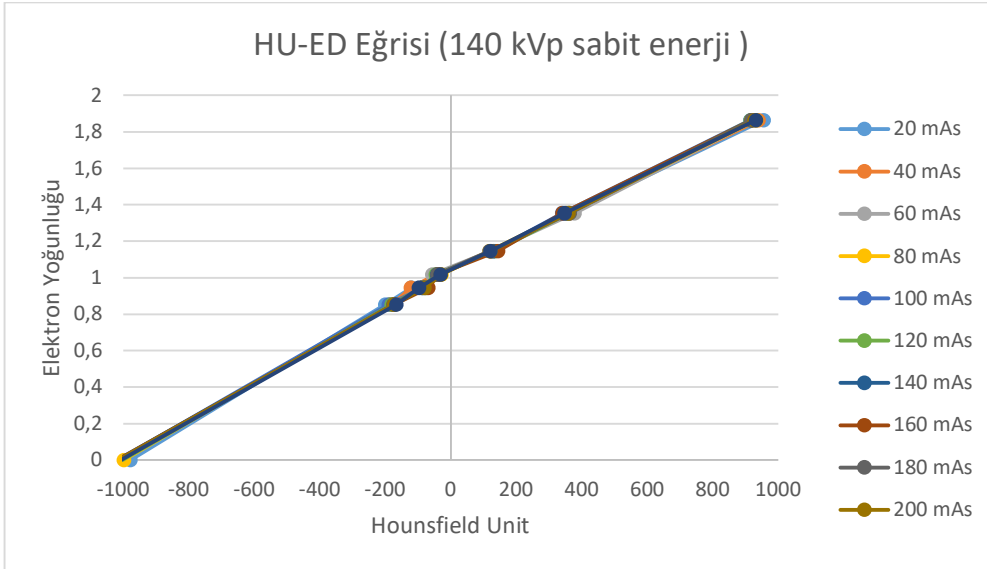
Şekil 31. 100 kVp için değişen mAs'lerde elde edilen ölçümler

Şekil 31'de görülen değerler genel olarak birbiri ile uyumludur. 100 kVp ve 60-100 mAs değerinde maksimum %1 sapma olduğu görüldü.



Şekil 32. 120 kVp için değişen mAs'lerde elde edilen ölçümler

Şekil 32'de görülen değerler genel olarak birbirleri ile uyumludur. 120 kVp ve 20 mAs değerinde maksimum %0,1-1sapma olduğu görüldü.

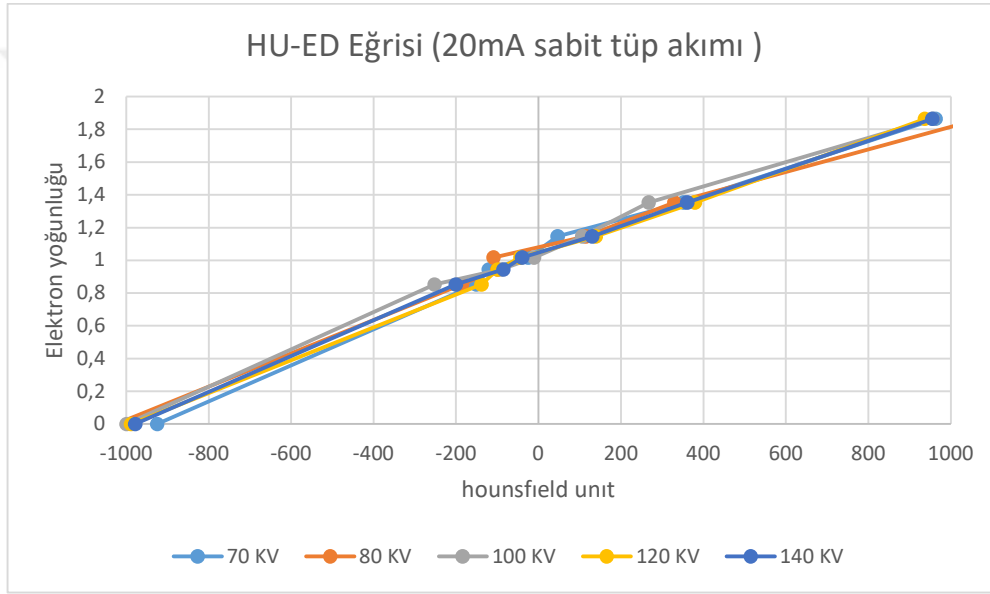


Şekil 33. 140 kVp için değişen mAs'lerde elde edilen ölçümler

Şekil 33'te görülen değerler genel olarak birbirleri ile uyumludur. 140 kVp'de herhangi bir sapma görülmedi.

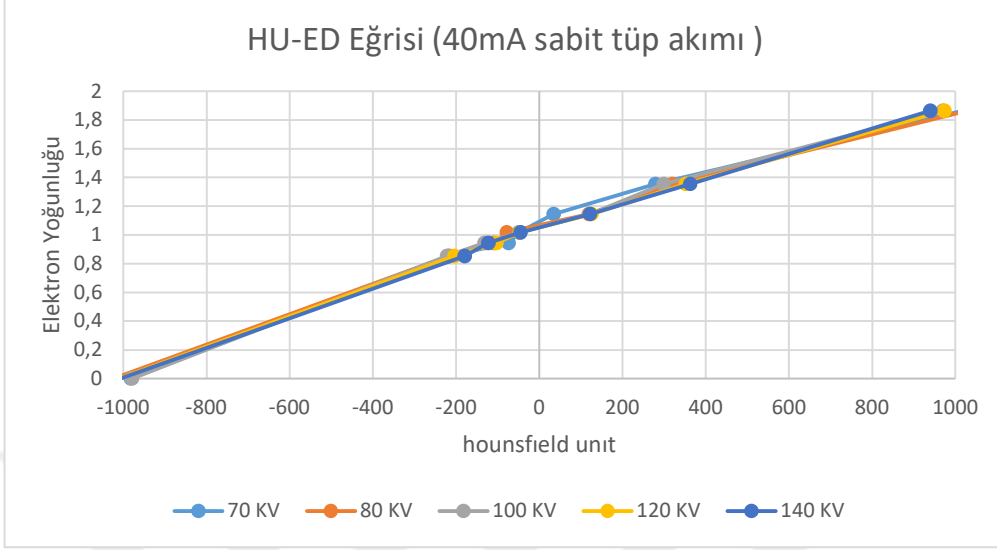
4.1.2. Sabit mAs ve Değişen kVp için HU-ED Eğrileri

İkinci kısımda tüp akım ışınlama süresi 20 mAs değerinde sabit tutularak, 70 kVp, 80 kVp, 100 kVp, 120 kVp, 140 kVp değerlerindeki tüp akım potansiyelleri için HU-ED eğrileri oluşturuldu. Yapılan çalışma sırasıyla 40 mAs, 60mAs, 80 mAs, 100 mAs, 120 mAs, 140 mAs, 200 mAs, 250 mAs değerleri sabit tutularak 70 kVp, 80 kVp, 100 kVp, 120 kVp, 140 kVp tüp akım potansiyelleri için tekrar edildi.



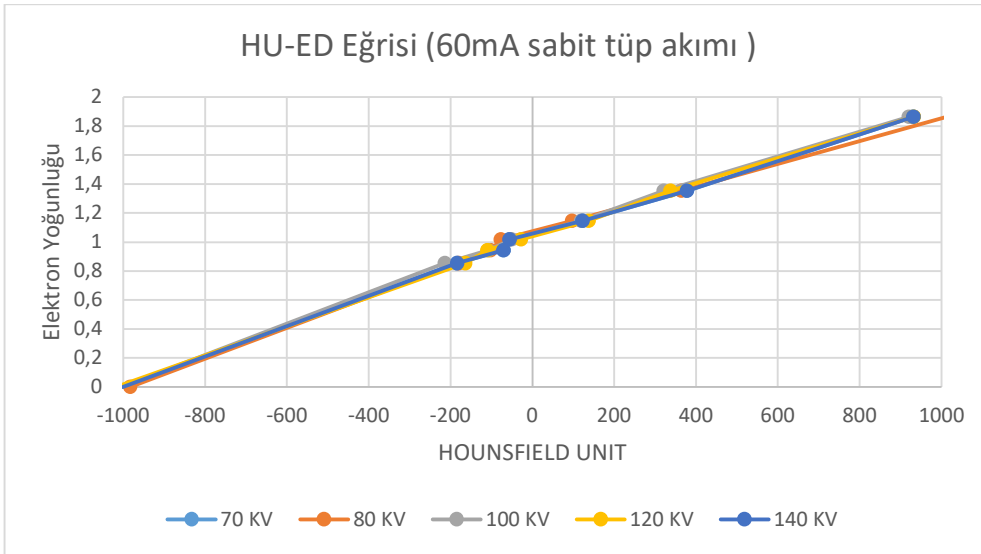
Şekil 34. 20 mAs için değişen kVp'lerde elde edilen ölçümler

Şekil 34'te görülen değerler genel olarak birbirleri ile uyumludur. 20 mAs ve 70-80 kVp değerlerinde maksimum %1,5-2 sapma olduğu görüldü.



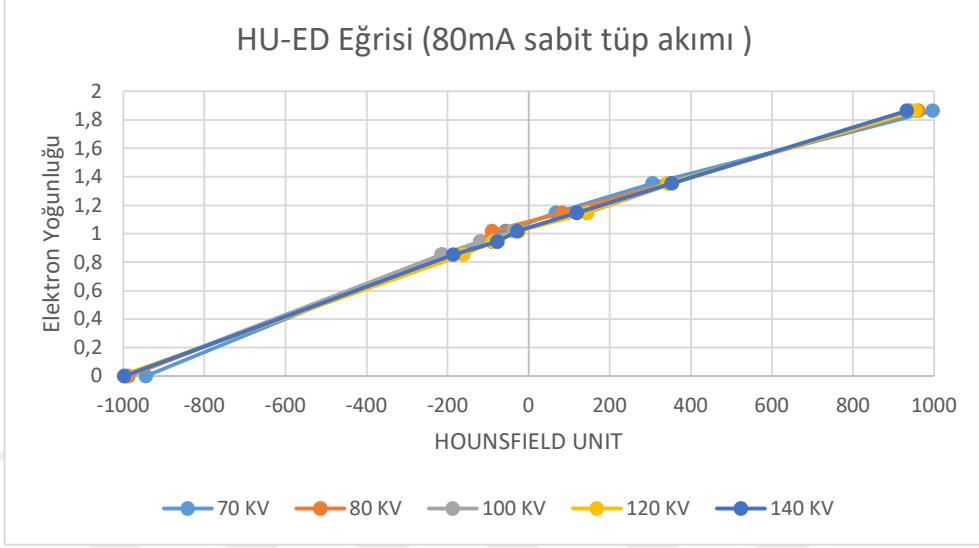
Şekil 35. 40 mAs için değişen kVp'lerde elde edilen ölçümler

Şekil 35'te görülen değerler genel olarak birbirleri ile uyumludur. 40 mAs ve 70 kVp değerinde maksimum %1 sapma olduğu görüldü.



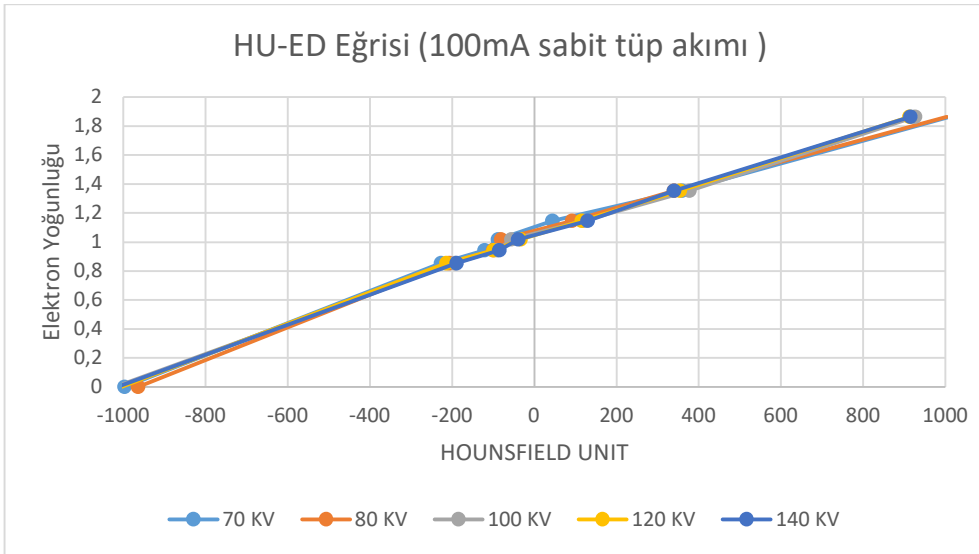
Şekil 36. 60 mAs için değişen kVp'lerde elde edilen ölçümler

Şekil 36'da görülen değerler genel olarak birbirleri ile uyumludur. 60 mAs ve 80 kVp değerinde maksimum %1 sapma olduğu görüldü.



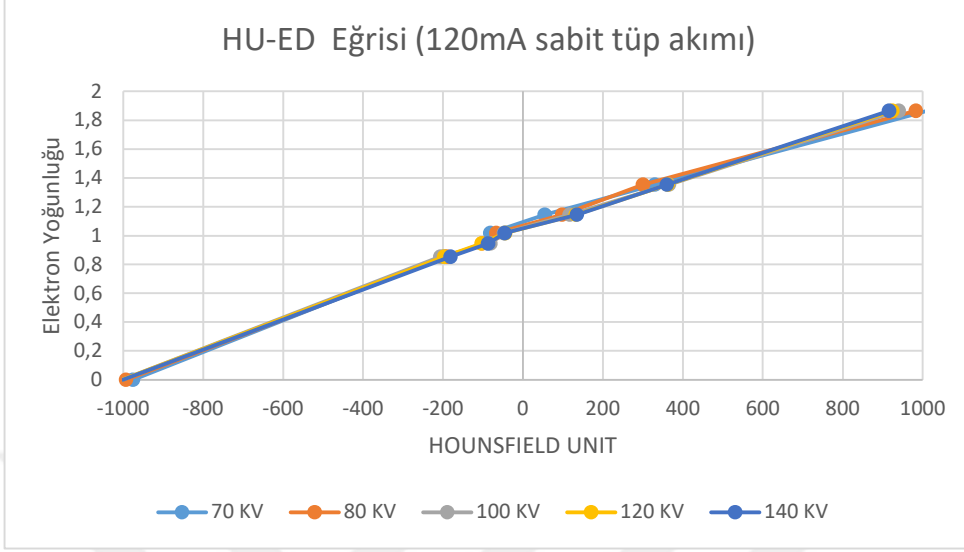
Şekil 37. 80 mAs için değişen kVp'lerde elde edilen ölçümler

Şekil 37'de görülen değerler genel olarak birbirleri ile uyumludur. 80 mAs ve 70 kVp değerinde maksimum %1 sapma olduğu görüldü.



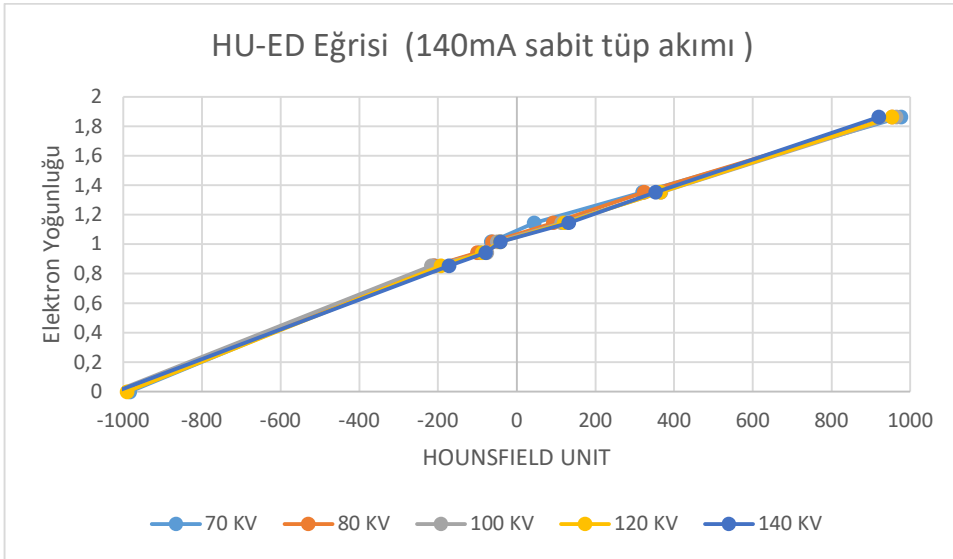
Şekil 38. 100 mAs için değişen kVp'lerde elde edilen ölçümler

Şekil 38'de görülen değerler genel olarak birbirleri ile uyumludur. 100 mAs ve 70-80 kVp değerlerinde maksimum %1 sapma olduğu görüldü.



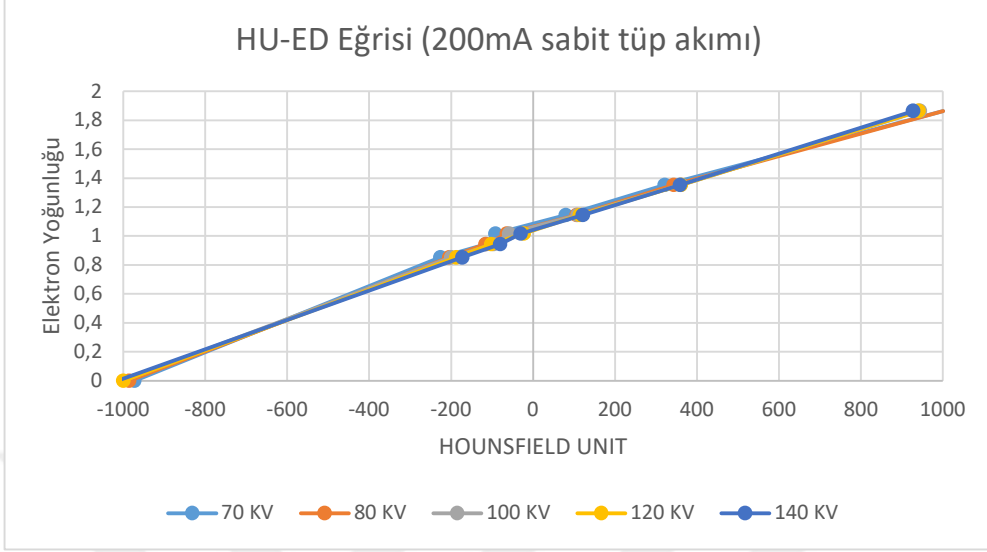
Şekil 39. 120 mAs için değişen kVp'lerde elde edilen ölçümler

Şekil 39'da görülen değerler genel olarak birbirleri ile uyumludur. 120 mAs ve 70-80 kVp değerlerinde maksimum %1 sapma olduğu görüldü.



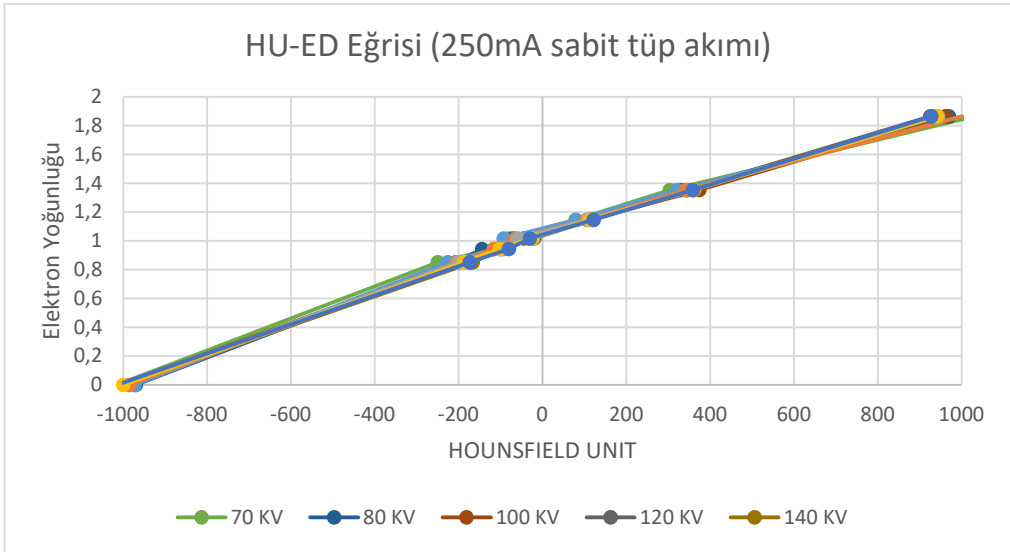
Şekil 40. 140 mAs için değişen kVp'lerde elde edilen ölçümler

Şekil 40'da görülen değerler genel olarak birbirleri ile uyumludur. 140 mAs ve 70 kVp değerinde maksimum < %1 sapma olduğu görüldü.



Şekil 41. 200 mAs için değişen kVp'lerde elde edilen ölçümler

Şekil 41'de görülen değerler birbirleri ile uyumludur. 200 mAs ve 80 kVp değerinde maksimum $\leq 1\%$ sapma olduğu görüldü.



Şekil 42. 250 mAs için değişen kVp'lerde elde edilen ölçümler

Şekil 42'de görülen değerler genel olarak birbirleri ile uyumludur. 250 mAs ve 70 kVp değerinde maksimum $\leq 1\%$ sapma olduğu görüldü.

4.2. MC Algoritması ile Dw ve Dm Doz Hesaplama Modlarının Vertebra SBRT Planlarında Dozimetrik Karşılaştırılması

Vertebra metastazı olan 12 hastaya SBRT tekniği ile planlar hazırlandı. Planlarda 6 MV-FFF enerjili non-coplanar VMAT alanları kullanıldı. Tablo 3'te farklı lokasyon ve doz-fraksiyon değerleri için PTV ve GTV verilmiştir.

Tablo 3

Farklı lokasyon ve doz-fraksiyon değerleri için PTV ve GTV

	Lokalizasyon	Doz/Fraksiyon	PTV _{Hacim}	GTV _{Hacim}	PTV		GTV	
					EDmean	HUmean	EDmean	HUmean
Hasta 1	Torakal 10	18/1fr	3,36	1,53	1,14	130,00	1,13	120
Hasta 2	Torakal 12	18/1fr	2,80	0,62	1,22	228,00	1,22	234
Hasta 3	Lomber 5	24/3fr	10,40	5,22	1,20	206,00	1,20	211
Hasta 4	Servikal 1	25/5fr	9,65	4,75	1,25	277,00	1,32	357
Hasta 5	Torakal 12	18/1fr	5,02	2,46	1,14	134,00	1,47	150
Hasta 6	Servikal 1	25/5fr	13,95	6,69	1,23	254,00	1,30	333
Hasta 7	Servikal 2	16/1fr	25,91	14,59	1,41	486,00	1,49	588
Hasta 8	Lomber 2	18/1fr	9,26	5,04	1,27	291,00	1,32	359
Hasta 9	Servikal 5	18/1fr	6,35	2,16	1,30	354,00	1,54	652
Hasta 10	Lomber 4	24/3fr	5,34	2,38	1,25	271,00	1,28	306
Hasta 11	Lomber 1	16/1fr	11,19	6,18	1,24	261,00	1,31	234
Hasta 12	Torakal 11	16/1fr	2,16	0,83	1,28	268,00	1,27	261
Ortalama ±STD			9,0±13	4,36±3,7	1,24±0,06	263±90	1,32±0,11	317±154

Tablo 4

Dm ve Dw hesaplamalarında spinal kanal dozlarının karşılaştırılması

		Dose to Medium	Dose to Water	Fark%	P
Spinal Kanal	Maksimum (cGy)	1272±669	1312±704	3,14	0,01
	0.03cc (cGy)	1155±648	1183±663	2,42	0,003
	0.35cc (cGy)	997±642	999±626	0,2	0,034

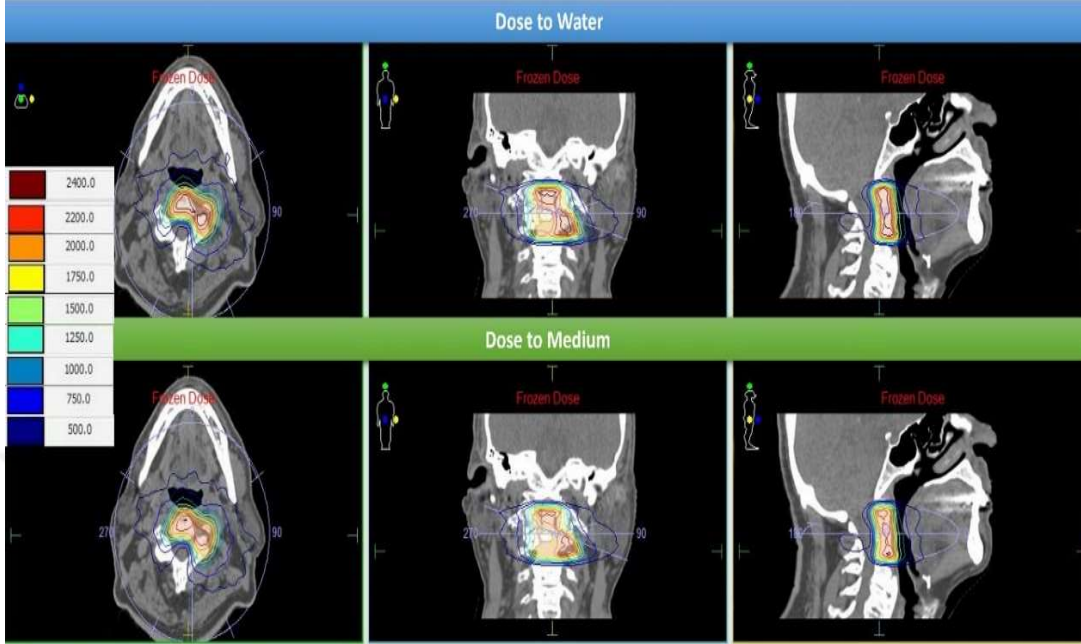
Tablo 4'e göre, spinal kanal dozlarında maksimum doz değerlerinde Dw ile daha yüksek sonuçlar bulundu. Spinal kanal maksimum nokta doz değerinde %3,14, 0.03cc hacminin aldığı doz değerinde %2,42, 0,35cc hacminin aldığı doz değerinde %0,2 Dw ile daha yüksek sonuçlar bulundu.

Tablo 5

Dw ve Dm hesaplamalarında GTV ve PTV dozlarının plan kalite indeks değerlerinin karşılaştırılması

		Dm	Dw	Fark%	P
PTV	D₁ (cGy)	2835±490	2982±494	5,19	0,003
	D₉₉ (cGy)	1752±346	1821±348	3,94	0,003
	D_{mean} (cGy)	2426±416	2532±433	4,37	0,182
GTV	D₁ (cGy)	2852±491	3017±508	5,79	0,002
	D₉₉ (cGy)	1973±495	2077±521	5,27	0,002
	D_{mean} (cGy)	2576±449	2718±467	5,51	0,002
	GI	3,79±0,32	3,56±0,27	6,06	0,002
	HI	1,45±0,06	1,48±0,06	2,07	0,014
	CI	1,26±0,19	1,36±0,23	7,94	0,002

Tablo 5'e göre, hazırlanan planlarda hedef volüm dozu değerlendirildiğinde Dw ile yüksek sonuçlar bulundu. Maksimum doz değerlerini tanımlayan D₁ dozlarında PTV de %5,19, GTV de %5,79 düşük doz değerini tanımlayan D₉₉ dozlarında PTV de %3,94, GTV de %5,27, ortalama dozu tanımlayan D_{mean} dozlarında PTV de %4,37, GTV de %5,51 Dw doz hesaplama ile daha yüksek sonuçlar elde edildi. GI değerinde %6,06 ile Dw doz hesaplama ile daha düşük değer elde edilirken, HI ve CI değerlerinde %2,07 ve %7,94 ile daha yüksek bulundu.



Şekil 43. Vertebra SBRT hastasında Dw ve Dm doz dağılımları

Şekil 43'te servikal bölgede vertebra metastazı olan hastanın sırasıyla aksiyel, koronal ve sagittal kesitteki görselleri

4.3. 12 Vertebra SBRT Planının 3 Boyutlu QA Sonuçları

12 hastanın planlarının doğruluğu DVH tabanlı compass sistemi ile değerlendirildi. Monaco TPS de hazırlanan planlar Dw modda hesaplatılarak Compass programına yüklendi ve CC algoritması ile tekrar doz hesaplaması yapıldı.

Elekta versa HD lineer hızlandırıcıda 12 hasta planı ışınlandı. MatriXX dozimetrik ekipman ve compass programı ile doz haritaları bu ışınlamalar sonucu toplandı. Daha sonra Compass CC ile hesaplatılan üç boyutlu doz dağılımları ile MatriXX ile ölçülen ve CC ile hesaplatılan doz dağılımları karşılaştırıldı.

Sonuçlar tablo 6'da gösterilmiştir.

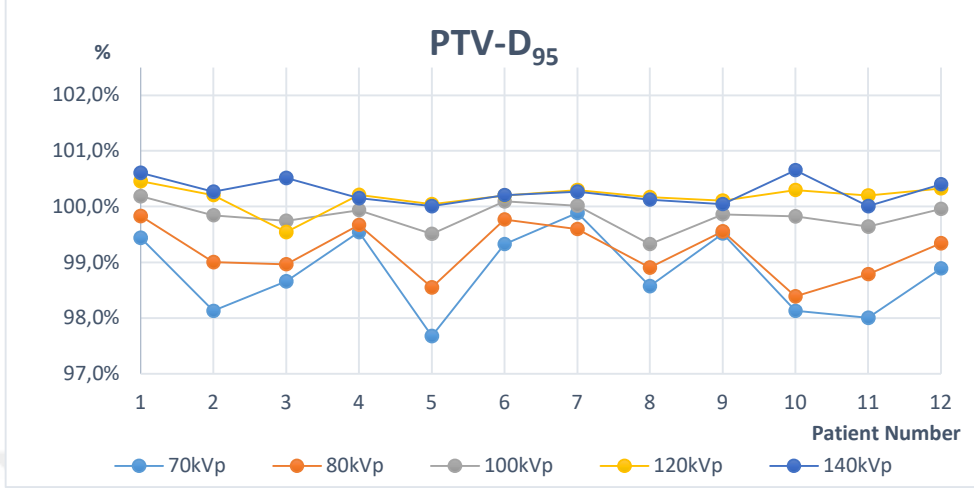
Tablo 6

12 Vertebra SBRT Planının 3 Boyutlu QA Sonuçları

	PTV						GTV						Spinal Kord		
	D95 (cGy)			Dmean (cGy)			D95 (cGy)			Dmean (cGy)			Maksimum (cGy)		
	Compass CC	MatriXX CC	Fark %	Compass CC	MatriXX CC	Fark %	Compass CC	MatriXX CC	Fark %	Compass CC	MatriXX CC	Fark %	Compass CC	MatriXX CC	Fark %
Hasta 1	1825,00	1806,00	-1,10	2298,00	2312,00	0,60	2149,00	2124,00	-1,20	2496,00	2512,00	0,70	965,00	992,00	2,80
Hasta 2	1881,00	1854,00	-1,40	2515,00	2463,00	-2,10	2257,00	2215,00	-1,90	2729,00	2734,00	0,20	1232,00	1306,00	6,10
Hasta 3	3233,00	3223,00	0,30	2842,00	2853,00	0,40	3386,00	3319,00	0,60	3076,00	3066,00	-0,30	1065,00	1037,00	-2,70
Hasta 4	2586,00	2569,00	-0,60	2976,00	2956,00	-0,70	2845,00	2849,00	0,10	3074,00	3059,00	-0,50	2710,00	2650,00	2,21
Hasta 5	1715,00	1675,00	-2,30	2012,00	2003,00	-0,40	1937,00	1862,00	-3,90	2112,00	2114,00	1,90	592,00	544,00	-8,10
Hasta 6	2437,00	2470,00	1,36	3111,00	3115,00	0,10	2707,00	2590,00	-4,32	3355,00	3317,00	-1,10	2792,00	2673,00	-4,30
Hasta 7	1662,00	1680,00	-0,01	2143,00	2180,00	-0,02	1690,00	1720,00	-0,02	2163,00	2215,00	-0,02	985,00	1020,00	-0,03
Hasta 8	1741,00	1693,00	0,03	2342,00	2239,00	0,05	1705,00	1617,00	0,05	2434,00	2367,00	0,03	1271,00	1297,00	2,10
Hasta 9	1795,00	1707,00	0,05	2209,00	2026,00	0,09	1968,00	1899,00	0,04	2381,00	2263,00	0,05	1117,00	1192,00	-0,06
Hasta 10	2327,00	2358,00	1,30	2979,00	3047,00	2,30	2889,00	2932,00	1,50	3298,00	3378,00	2,40	1535,00	1522,00	-0,80
Hasta 11	1681,00	1598,00	0,05	2119,00	2020,00	0,05	1974,00	1889,00	0,04	2272,00	2175,00	0,04	1150,00	1024,00	0,11
Hasta 12	1656,00	1586,00	-4,20	2073,00	2000,00	-3,50	1978,00	1897,00	-4,10	2268,00	2192,00	-3,30	1151,00	1108,00	0,04
Ortalama	2044,92	2018		2468,25	2432,5		2290,42	2242,75		2638,17	2626,0		1380,42	1363,75	
Standart sapma	474	495		385	420		515	525		432	454		648	622	
P	0,071			0,182			0,019			0,272			0,433		

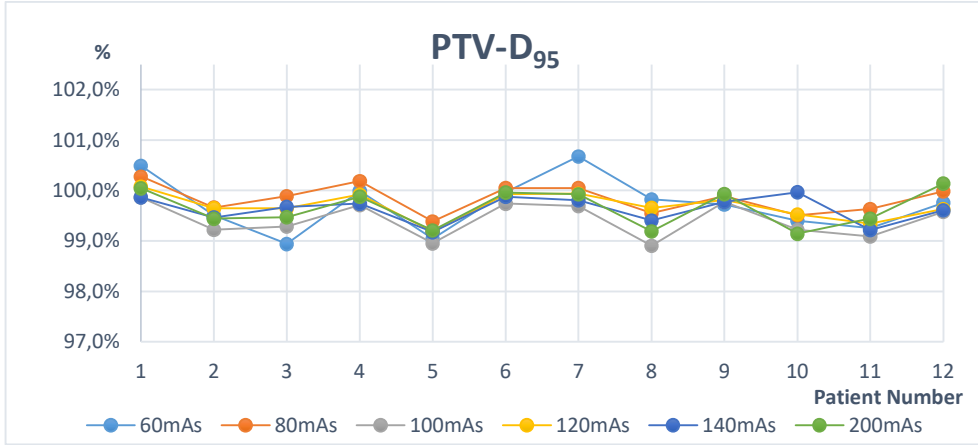
4.4. Farklı kVp-mAs Değerleri için PTV Değişimi

Farklı kVp-mAs değerleri ile elde edilen HU-ED eğrilerine göre 12 hastanın planları tekrar hesaplatıldı. PTV dozlarının değişimi incelendi. Hasta planları hesaplatılırken 120 kV-100 mAs referans alındı ve bu değerler %100 kabul edildi. Grafiklerde 70, 80, 100, 140 kVp değerlerinin ortalaması alınarak mAs değerlerine göre değişimler incelendi. Ayrıca 60, 80, 120, 140, 200 mAs değerlerinin ortalaması alınarak kVp değerlerine göre değişimler incelendi.



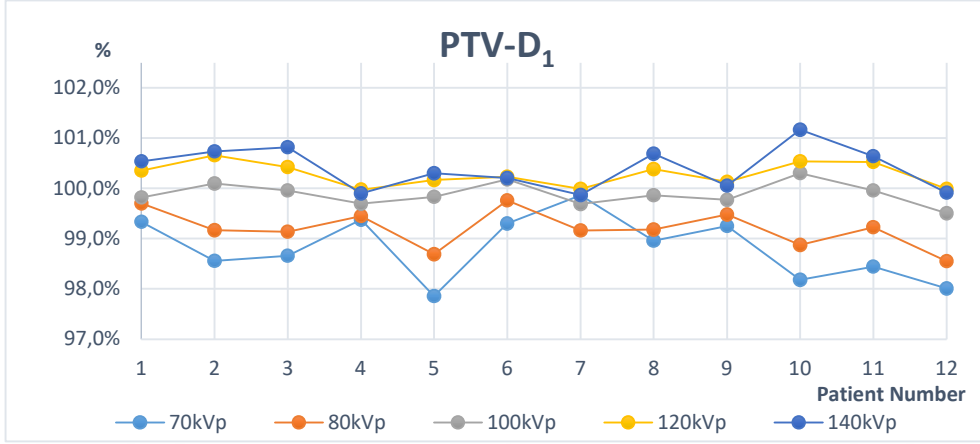
Şekil 44. 12 vertebra SBRT planında farklı kVp değerlerinde PTV-D₉₅ dozlarının değişimi

Şekil 44'e göre, PTV-D₉₅ dozlarında 12 hasta için mAs değerlerine göre sonuçların ortalaması alındığında 70 kVp tüp akımında %2'nin üzerinde farklar bulunmuştur. 80 kVp de ise %1,5 civarı farklar bulundu. 100 kVp, 120 kVp, 140 kVp değerlerinde ise <%1 içinde değerler bulundu.



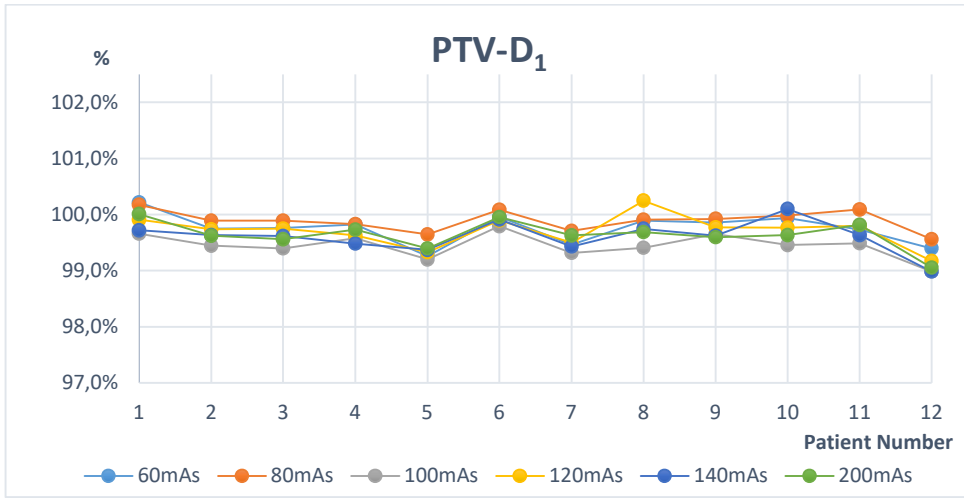
Şekil 45. 12 vertebra SBRT planında farklı mAs değerlerinde PTV-D₉₅ dozlarının değişimi

Şekil 45'e göre, PTV-D₉₅ dozlarında 12 hasta için kVp değerlerine göre sonuçların ortalaması alındığında tüm mAs değerlerinde maksimum %1 içinde farklar bulunmuştur. mAs etkisinin kVp'ye göre daha minimal olduğu bulundu.



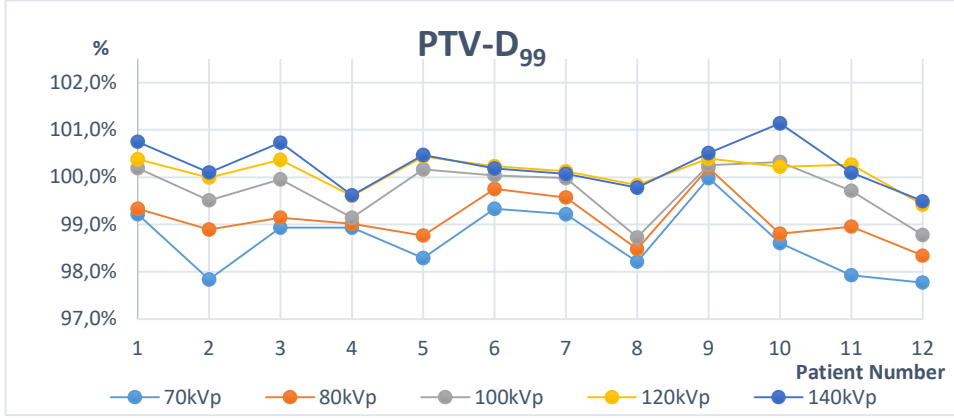
Şekil 46. 12 vertebra SBRT planında farklı kVp değerlerinde PTV-D₁ dozlarının değişimi

Şekil 46'ya göre, PTV-D₁ dozlarında 12 hasta için mAs değerlerine göre sonuçların ortalaması alındığında 70 kVp'de %2'nin üzerinde farklar bulunmuştur. 80 kVp'de ise %1,5 civarı farklar bulundu. 100 kVp, 120 kVp, 140 kVp değerlerinde ise <%1 içinde değerler bulundu.



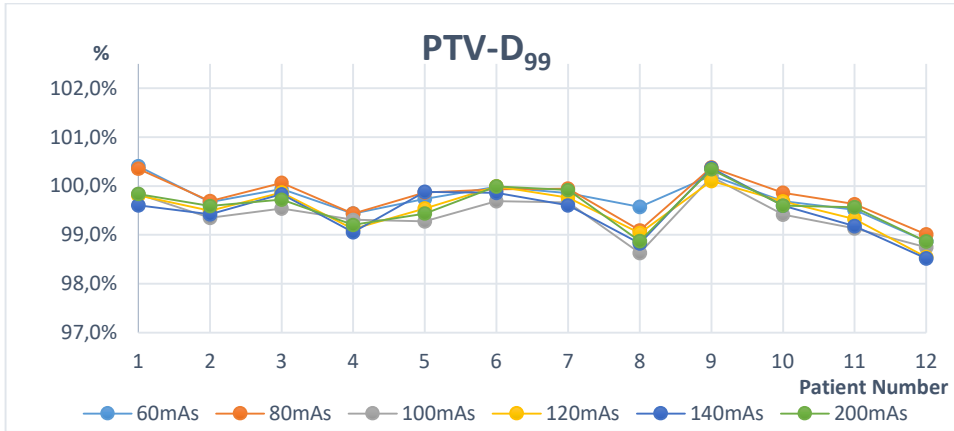
Şekil 47. 12 vertebra SBRT planında farklı mAs değerlerinde PTV-D₁ dozlarının değişimi

Şekil 47'ye göre, PTV-D₁ dozlarında 12 hasta için kVp değerlerine göre sonuçların ortalaması alındığında tüm mAs değerlerinde maksimum %1 içinde farklar bulunmuştur. mAs değerinin etkisinin kVp ye göre daha minimal olduğu bulundu.



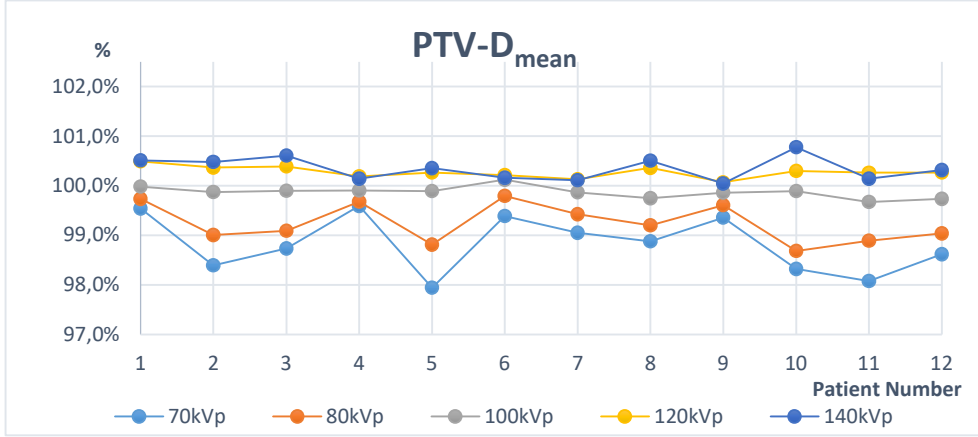
Şekil 48. 12 vertebra SBRT planında farklı kVp değerlerinde PTV-D₉₉ dozlarının değişimi

Şekil 48'e göre, PTV-D₉₉ dozlarında 12 hasta için mAs değerlerine göre sonuçların ortalaması alındığında 70 kVp'de %2'nin üzerinde farklar bulunmuştur. 80 kVp'de ise %1,5 civarı farklar bulundu. 100 kVp, 120 kVp, 140 kVp değerlerinde ise maksimum %1,1 değerler bulundu.



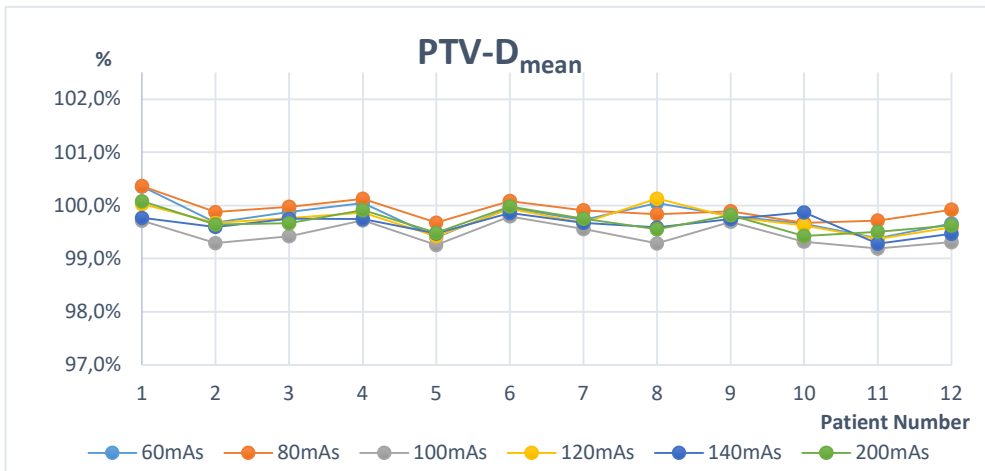
Şekil 49. 12 vertebra SBRT planında farklı mAs değerlerinde PTV-D₉₉ dozlarının değişimi

Şekil 49'a göre, hasta 8 ve hasta 12 de %1,5 civarı farklar bulundu. Diğer hastalarda ise <%1 içinde bulundu.



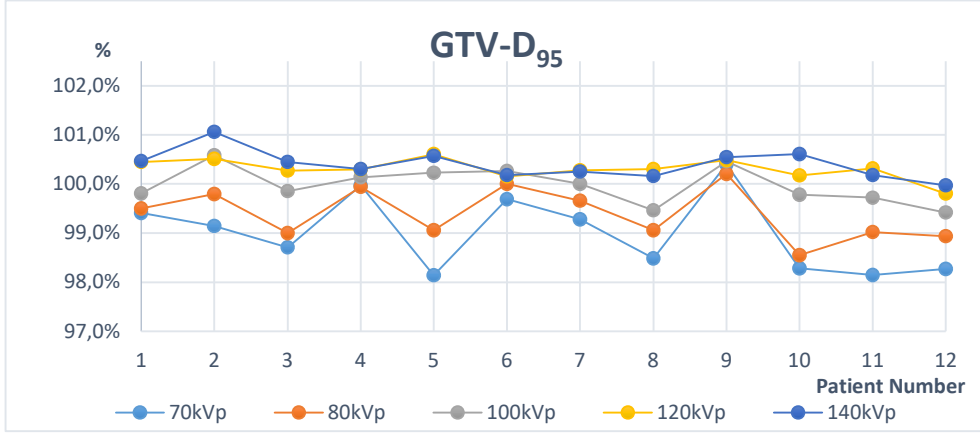
Şekil 50. 12 vertebra SBRT planında farklı kVp değerlerinde PTV-D_{mean} dozlarının değişimi

Şekil 50'ye göre, PTV-D_{mean} dozlarında 12 hasta için mAs değerlerine göre sonuçların ortalaması alındığında 70 kVp'de %2'nin üzerinde farklar bulunmuştur. 80 kVp'de ise %1,5 civarı farklar bulundu. 100 kVp, 120 kVp, 140 kVp değerlerinde ise <%1 içinde değerler bulundu.



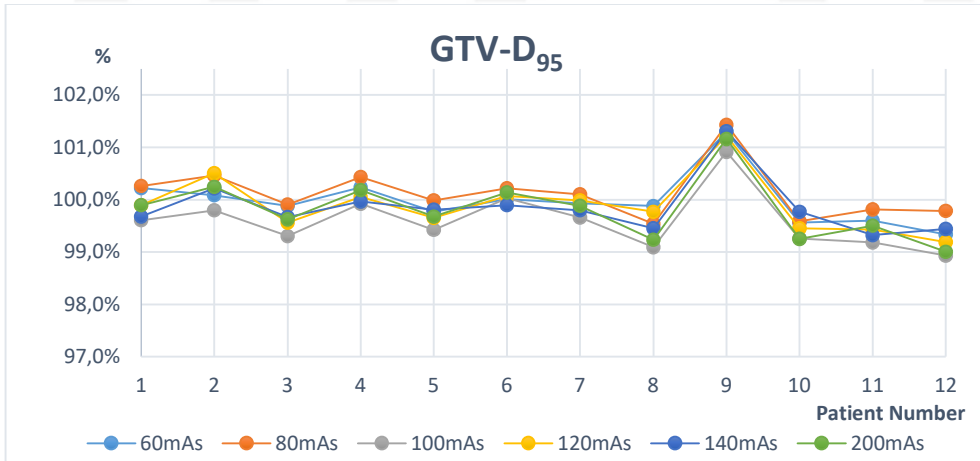
Şekil 51. 12 vertebra SBRT planında farklı mAs değerlerinde PTV-D_{mean} dozlarının değişimi

Şekil 51'e göre, PTV-D_{mean} dozlarında 12 hasta için kVp değerlerine göre sonuçların ortalaması alındığında tüm mAs değerlerinde maksimum %0,8 içinde farklar bulunmuştur.



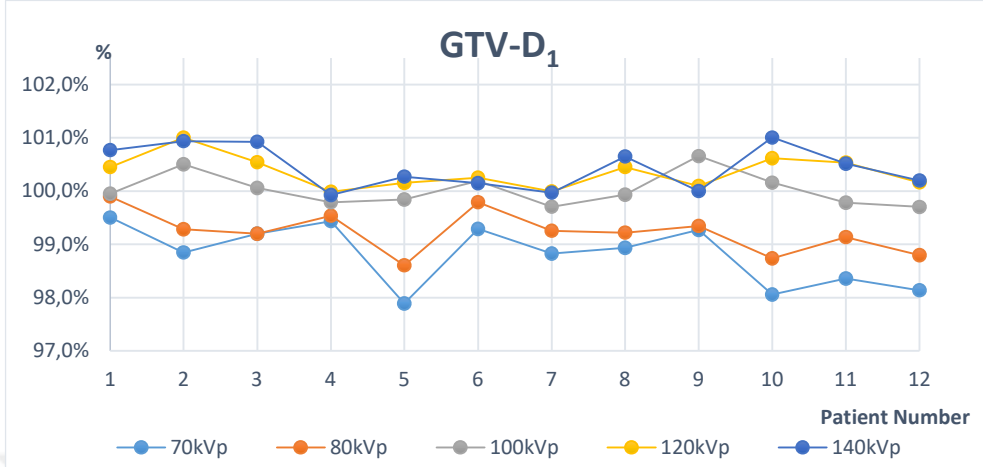
Şekil 52. 12 vertebra SBRT planında farklı kVp değerlerinde GTV-D₉₅ dozlarının değişimi

Şekil 52'ye göre, GTV-D₉₅ dozlarında 12 hasta için mAs değerlerine göre sonuçların ortalaması alındığında 70 kVp'de %2'i civarı farklar bulunmuştur. 80 kVp'de ise %1,5 civarı farklar bulundu. 100 kVp, 120 kVp, 140 kVp değerlerinde ise <%1 içinde değerler bulundu.



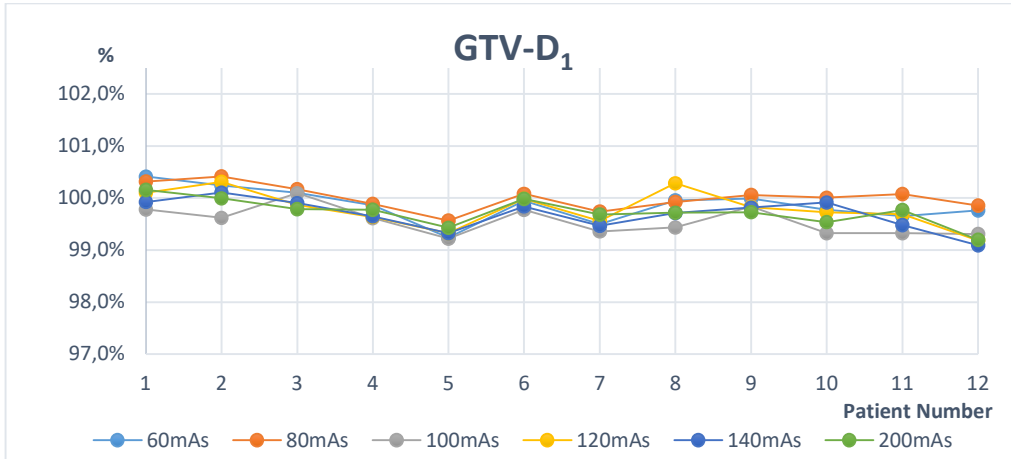
Şekil 53. 12 vertebra SBRT planında farklı mAs değerlerinde GTV-D₉₅ dozlarının değişimi

Şekil 53'e göre, hasta 9'da %1,5 civarı farklar bulundu. Diğer hastalarda ise <%1 içinde olduğu görüldü.



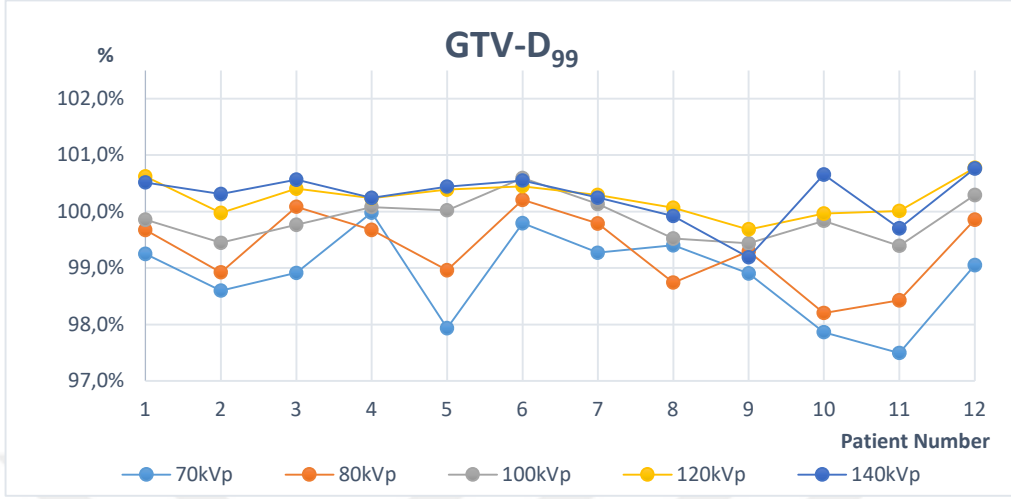
Şekil 54. 12 vertebra SBRT planında farklı kVp değerlerinde GTV-D₁ dozlarının değişimi

Şekil 54'e göre, GTV-D₁ dozlarında 12 hasta için mAs değerlerine göre sonuçların ortalaması alındığında 70 kVp'de %2'i civarı farklar bulunmuştur. 80 kVp'de ise %1,5 civarı farklar bulundu. 100 kVp, 120 kVp, 140 kVp değerlerinde ise <%1 içinde değerler bulundu.



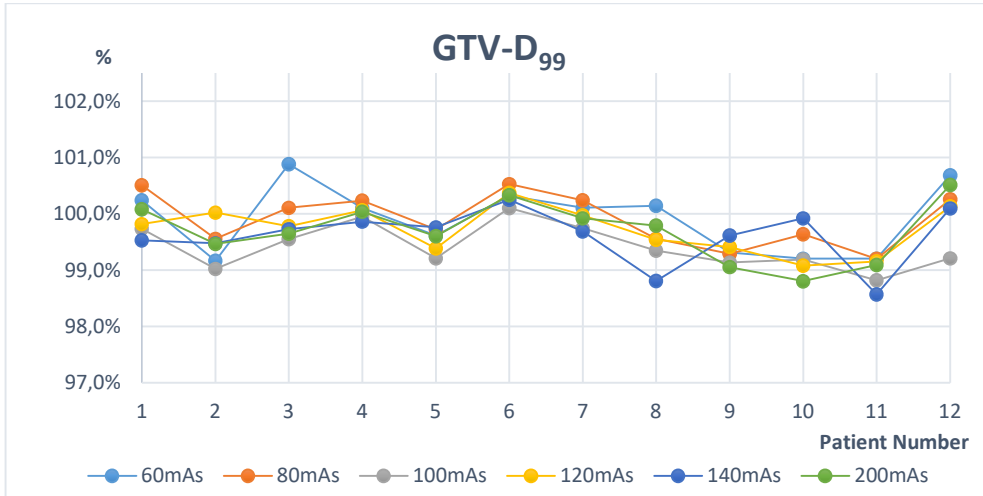
Şekil 55. 12 vertebra SBRT planında farklı mAs değerlerinde GTV-D₁ dozlarının değişimi

Şekil 55'e göre, GTV-D₁ dozlarında 12 hasta için kVp değerlerine göre sonuçların ortalaması alındığında tüm mAs değerlerinde maksimum %0,8 içinde farklar bulunmuştur.



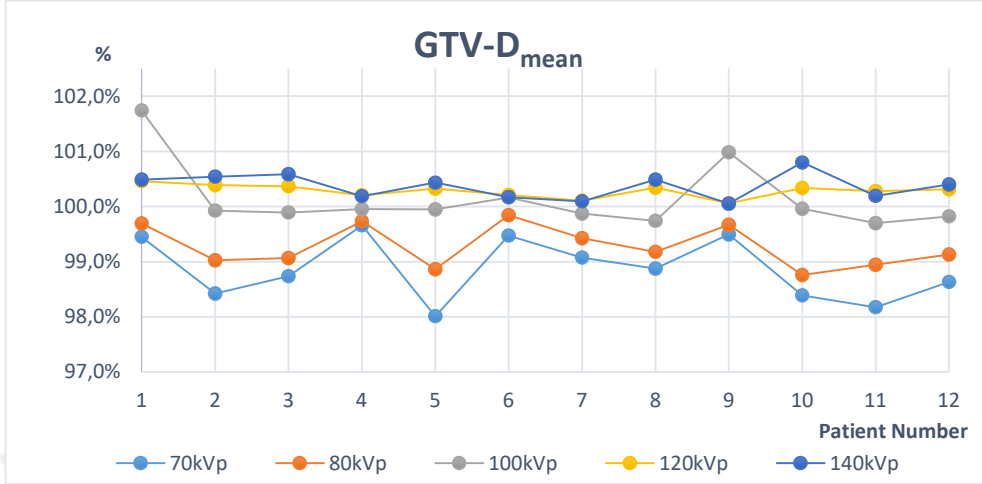
Şekil 56. 12 vertebra SBRT planında farklı kVp değerlerinde GTV-D₉₉ dozlarının değişimi

Şekil 56'ya göre, GTV-D₉₉ dozlarında 12 hasta için mAs değerlerine göre sonuçların ortalaması alındığında 70 kVp'de %2,5'i civarı farklar bulunmuştur. 80 kVp'de ise %1,8 civarı farklar bulundu. 100 kVp, 120 kVp, 140 kVp değerlerinde ise <%1 içinde değerler bulundu.



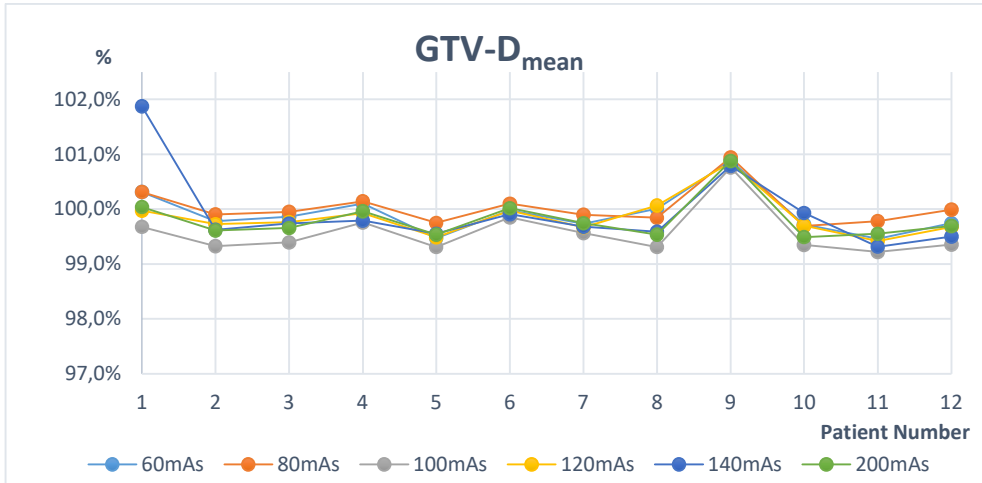
Şekil 57. 12 vertebra SBRT planında farklı mAs değerlerinde GTV-D₉₉ dozlarının değişimi

Şekil 57'ye göre, GTV-D₉₉ dozlarında 12 hasta için mAs değerlerine göre sonuçların ortalaması alındığında tüm mAs değerlerinde maksimum %15 içinde farklar bulunmuştur.



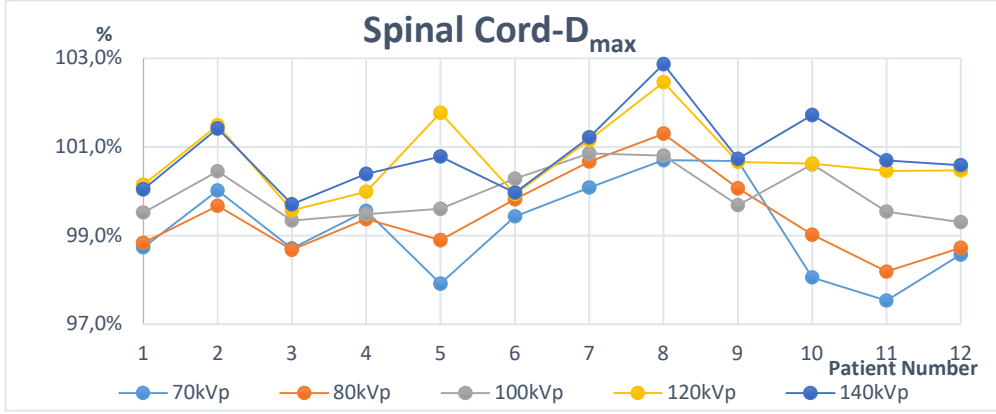
Şekil 58. 12 vertebra SBRT planında farklı kVp değerlerinde GTV-D_{mean} dozlarının değişimi

Şekil 58'e göre, GTV-D_{mean} dozlarında 12 hasta için mAs değerlerine göre sonuçların ortalaması alındığında 70 kVp'de maksimum %2'i civarı farklar bulunmuştur. 80 kVp'de ise %1,2 civarı farklar bulundu. 100 kVp, 120 kVp, 140 kVp değerlerinde ise <%1 içinde değerler bulundu.



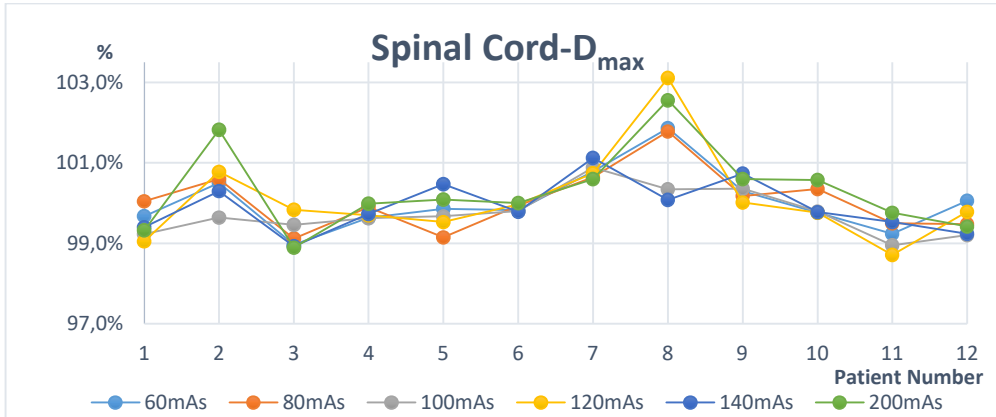
Şekil 59. 12 vertebra SBRT planında farklı mAs değerlerinde GTV-D_{mean} dozlarının değişimi

Şekil 59'a göre, hasta 1 de 140 mAs hariç tüm sonuçlar <%1 içinde bulundu.



Şekil 60. 12 vertebra SBRT planında farklı kVp değerlerinde Spinal Kord-D_{maksimum} dozlarının değişimi

Şekil 60'a göre, Spinal cordun maksimum doz değerinde mAs ortalamalarına göre kVp değerlerine göre hesaplamalarda 12 hasta için çok değişken farklar bulundu. 70 kVp için maksimum fark %2,5 iken 140 kVp için maksimum %2,8 olarak bulundu. Diğer sonuçlar <%2 içinde bulundu.



Şekil 61. 12 vertebra SBRT planında farklı mAs değerlerinde Spinal Kord-D_{maksimum} dozlarının değişimi

Şekil 61'e göre, hasta 8'de büyük farklar bulundu, özellikle 120 mAs ve 200 mAs'de %3'e yakın bir fark bulundu. Hasta 2'de de 200 mAs ile hesaplamalarda %2 civarı fark bulundu. Diğer hesaplamaların tamamında <%1 içinde farklar bulundu.

4.5. EBT-XD Film ve CCO4 İyon Odası Sonuçları

Doz hesaplama algoritmalarının inhomojen ortamlarda dozimetrik farklılıklarını araştırmak için, CC04 (IBA, Germany) iyon odası ve EBT-XD film ile inhomojen fantomda ölçümler alındı ve TPS ile karşılaştırıldı. Özel oluşturulan inhomojen fantoma CC04 iyon odası ve EBT-XD filmler için BT taramaları yapıldı. Doz hesaplama algoritmalarının inhomojen ortamlarda dozimetrik farklılıklarını araştırmak için, CC04 iyon odası ve EBT-XD film ile çekilmiş olan BT görünürleri TPS'e aktarılarak 1x1, 2x2, 3x3, 4x4 ve 5x5 cm² alanlarına göre 6MV-FFF ve 10MV-FFF enerjilerine göre hesaplamalar yapıldı. Daha sonra aynı fantom düzeneği Elekta Versa HD lineer hızlandırıcısında kurularak ölçümler alındı.

4.5.1. İyon Odası Kurulumu ve Ölçüm Sonuçları

-Üst ve Alt kısma 3 cm RW3 katı fantom (siyah renk).

-Kemik fantomu 10 x 7 x 1 cm³ şeklinde yapılmış olup RW3 katı fantomların arasına gelecek şekilde konulmuştur (beyaz renk).

-CC04 iyon odasına ait delikli fantom RW3 katı fantomların arasına ve kemik fantomun altına konmuştur (mavi renk).



Şekil 62. İyon odası olan fantom düzeneği kurulumu

BT çekiminde belirsizlikleri azaltabilmek için gerekli sabitlemeler ve işaretlemeler yapıldı. BT çekim işlemi Siemens Biograph mCT cihazı kullanılarak 1 mm kesit aralıklarında taramalar yapıldı. Tablo 7’de ölçüm sonuçları gösterilmiştir.

CC04 İyon Odası ile yapılan ölçüm sonuçları;

Ölçümler Elekta Versa HD cihazında alınmış olup ölçüm koşulları şu şekildedir;

- Işın Alanı: 1x1 - 2x2 - 3x3 - 4x4 - 5x5 cm²
- Doz: 300 MU
- Derinlik: 100 SAD (94 SSD)
- Enerji: 6MV-FFF – 10MV-FFF

Tablo 7

Farklı alan boyutları için 6MV-FFF ve 10MV-FFF enerjilerinde alınan ölçüm sonuçları

300 MU	6MV-FFF		10MV-FFF	
	Gy	Nc	Gy	Nc
1x1	1,857x10 ⁰	-1,937x10 ⁻⁹	1,904x10 ⁰	-1,985x10 ⁻⁹
	1,857x10 ⁰	-1,937x10 ⁻⁹	1,901x10 ⁰	-1,982x10 ⁻⁹
2x2	2,347x10 ⁰	-2,448x10 ⁻⁹	2,467x10 ⁰	-2,573x10 ⁻⁹
	2,348x10 ⁰	-2,449x10 ⁻⁹	2,470x10 ⁰	-2,576x10 ⁻⁹
3x3	2,479x10 ⁰	-2,585x10 ⁻⁹	2,652x10 ⁰	-2,766x10 ⁻⁹
	2,480x10 ⁰	-2,587x10 ⁻⁹	2,659x10 ⁰	-2,765x10 ⁻⁹
4x4	2,531x10 ⁰	-2,640x10 ⁻⁹	2,720x10 ⁰	-2,836x10 ⁻⁹
	2,529x10 ⁰	-2,637x10 ⁻⁹	2,719x10 ⁰	-2,836x10 ⁻⁹
5x5	2,594x10 ⁰	-2,705x10 ⁻⁹	2,782x10 ⁰	-2,902x10 ⁻⁹
	2,587x10 ⁰	-2,699x10 ⁻⁹	2,784x10 ⁰	-2,900x10 ⁻⁹

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M}$$

$$D = M_0 N D_w k_{qq}$$

$$F = N D_w K_s K_{pol} K_{elec} K_{qq0} \frac{Su}{RW3}$$

$$M_0 = M_o K_{tp} K_s K_{pol} K_{elec}$$

$$k_s = a_0 + a_1 \frac{M_1}{M_2} + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2$$

$$k_{TP} = \frac{273,2 + T}{273,2 + T_0} \cdot \frac{P_0}{P}$$

Ölçümlerde katı fantom kullanıldığı için $Su/RW3$ düzeltmesi yapılması gerekmektedir. Ölçüm sırasında Sıcaklık 22,5 derece ve oda basıncı 1007,1'dir.

$$K_{TP} = 1,0146 \quad ND_w = 976,09 \text{ mGy/nC}$$

6MV-FFF için F faktörü;

$$K_s = 1,01 \quad K_{pol} = 1 \quad K_{qq0} = 0,995 \quad K_{elec} = 1 \quad Su/RW3 = 1,01$$

$$F = 976,09 \text{ mGy/nC} * 1,01 * 1 * 1 * 0,995 * 1,01 = 990,73 \text{ mGy/nC} = 0,99073 \text{ Gy/nC}$$

1x1 ;

$$D = F K_{TP} M_{okuma} = 0,99073 \text{ Gy/nC} * 1,014 * 1,937 \text{ nC} = 1,945 \text{ Gy}$$

2x2;

$$D = F K_{TP} M_{okuma} = 0,99073 \text{ Gy/nC} * 1,014 * 2,448 \text{ nC} = 2,459 \text{ Gy}$$

3x3;

$$D = F K_{TP} M_{okuma} = 0,99073 \text{ Gy/nC} * 1,014 * 2,586 \text{ nC} = 2,597 \text{ Gy}$$

4x4;

$$D = F K_{TP} M_{okuma} = 0,99073 \text{ Gy/nC} * 1,014 * 2,639 \text{ nC} = 2,651 \text{ Gy}$$

5x5;

$$D = F K_{TP} M_{okuma} = 0,99073 \text{ Gy/nC} * 1,014 * 2,702 \text{ nC} = 2,714 \text{ Gy}$$

10MV-FFF için F faktörü;

$$K_s = 1,019 \quad K_{pol} = 0,999 \quad K_{qq0} = 0,987 \quad K_{elec} = 1 \quad S_u/RW3 = 1,015$$

$$F = 976,09 \text{ mGy/nC} * 1,019 * 0,999 * 1 * 0,987 * 1,015 = 995,43 \text{ mGy/nC} = 0,99543 \text{ Gy/nC}$$

1x1 ;

$$D = F K_{TP} M_{okuma} = 0,99543 \text{ Gy/nC} * 1,014 * 1,984 \text{ nC} = 2,0025 \text{ Gy}$$

2x2;

$$D = F K_{TP} M_{okuma} = 0,99543 \text{ Gy/nC} * 1,014 * 2,574 \text{ nC} = 2,5981 \text{ Gy}$$

3x3;

$$D = F K_{TP} M_{okuma} = 0,99543 \text{ Gy/nC} * 1,014 * 2,766 \text{ nC} = 2,7919 \text{ Gy}$$

4x4;

$$D = F K_{TP} M_{okuma} = 0,99543 \text{ Gy/nC} * 1,014 * 2,836 \text{ nC} = 2,8625 \text{ Gy}$$

5x5;

$$D = F K_{TP} M_{okuma} = 0,99543 \text{ Gy/nC} * 1,014 * 2,901 \text{ nC} = 2,9281 \text{ Gy}$$

4.5.2. TPS'nde Hesaplamalar ve İyon Odası Ölçümlerinin Sonuçlarının Karşılaştırılması

İnhomojen ortamlarda dozimetrik farklılıkları araştırmak için CC04 iyon odası ile özel olarak üretilen fantom da ölçümler alındı. MC-Dw, MC-Dm, CC ve PB algoritmaları ile hesaplamalar yapıldı ve ölçüm sonuçları ile karşılaştırıldı.

Tablo 8

MC-Dm doz hesaplamaları ve CC04 iyon odası ölçümleri

300MU	6MV-FFF			10MV-FFF		
	İyon Odası (Gy)	TPS(Gy)	FARK(Gy)	İyon Odası (Gy)	TPS(Gy)	FARK(Gy)
1x1	1,945	1,874	0,071	2,0025	1,948	0,0545
2x2	2,459	2,334	0,125	2,5981	2,529	0,0691
3x3	2,597	2,453	0,144	2,7919	2,631	0,1609
4x4	2,651	2,508	0,143	2,8625	2,716	0,1465
5x5	2,714	2,563	0,151	2,9281	2,750	0,1781

Tablo 8'e göre, MC-Dm ve CC04 inhomojen fantom ölçümlerinde 10MV-FFF enerjisi ile daha uyumlu sonuçlar bulundu.

Tablo 9

MC-Dw doz hesaplamaları ve CC04 iyon odası ölçümleri

300MU	6MV-FFF			10MV-FFF		
	İyon Odası (Gy)	TPS(Gy)	FARK(Gy)	İyon Odası (Gy)	TPS(Gy)	FARK(Gy)
1x1	1,945	1,850	0,095	2,0025	1,923	0,0795
2x2	2,459	2,361	0,098	2,5981	2,510	0,0881
3x3	2,597	2,523	0,074	2,7919	2,701	0,0909
4x4	2,651	2,580	0,071	2,8625	2,803	0,0595
5x5	2,714	2,623	0,091	2,9281	2,812	0,1161

Tablo 9'a göre, ışının enerjisi ve alan boyutu arttıkça dozun arttığı görülmüştür. Alan büyüklüğü arttıkça da Dw ve ölçümler arasındaki farkların azaldığı bulundu.

Tablo 10

CC doz hesaplamaları ve CC04 iyon odası ölçümleri

300MU	6MV-FFF			10MV-FFF		
	İyon Odası (Gy)	TPS(Gy)	FARK(Gy)	İyon Odası (Gy)	TPS(Gy)	FARK(Gy)
1x1	1,945	1,700	0,245	2,0025	1,850	0,1525
2x2	2,459	2,331	0,128	2,5981	2,554	0,0441
3x3	2,597	2,449	0,148	2,7919	2,697	0,0949
4x4	2,651	2,513	0,138	2,8625	2,758	0,1045
5x5	2,714	2,565	0,149	2,9281	2,801	0,1271

Tablo 10'a göre, ışının enerjisi ve alan boyutu arttıkça dozun arttığı görülmüştür. CC algoritmasında küçük alanlarda farkların daha da arttığı görülmektedir. Alan boyutu arttıkça CC04 ve hesaplama sonuçlarının daha uyumlu olduğu bulundu.

Tablo 11

PB doz hesaplamaları ve CC04 iyon odası ölçümleri

300MU	6MV-FFF			10MV-FFF		
	İyon Odası (Gy)	TPS(Gy)	FARK(Gy)	İyon Odası (Gy)	TPS(Gy)	FARK(Gy)
1x1	1,945	1,742	0,203	2,0025	1,735	0,2675
2x2	2,459	2,290	0,169	2,5981	2,431	0,1671
3x3	2,597	2,441	0,156	2,7919	2,604	0,1879
4x4	2,651	2,530	0,121	2,8625	2,695	0,1675
5x5	2,714	2,586	0,128	2,9281	2,751	0,1771

Tablo 11'e göre, ışının enerjisi ve alan boyutu arttıkça dozun arttığı görülmüştür. PB algoritmasında küçük alanlarda farkların daha da arttığı görülmektedir. Alan boyutu arttıkça CC04 ve hesaplama sonuçlarının daha uyumlu olduğu bulundu.

4.5.3. EBT-XD Film Kurulumu ve Ölçüm Sonuçları

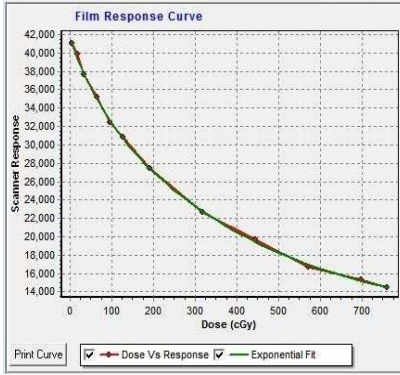
EBT XD film ölçümlerinde fantom kurulumu;

Ölçümler Elekta VersaHD cihazında alınmış olup ölçüm koşulları şu şekildedir;

- Işın Alanı: 1x1 - 2x2 - 3x3 - 4x4 - 5x5 cm²
- Doz: 300 MU
- Derinlik: 100 SAD (94 SSD)
- Enerji: 6MV-FFF – 10MV-FFF
- İyon odası ölçümlerinde kullanılan set-up kurulumu tekrarlanmıştır. İyon odası için kullanılan delikli fantom çıkartılarak yerine 2 cm katı fantom konmuştur.

Film Kalibrasyon Eğrisinin Oluşturulması ve Değerlendirilmesi;

Film kalibrasyonuna başlamadan önce kalibrasyonda kullanılacak filmlerin ışınlanacağı derinlikte mutlak doz ölçümleri gerçekleştirildi. Mutlak doz ölçümleri için belirlenmiş olan 12 ayrı MU değeri tek tek ışınlanarak kapalı zarf içerisinde kondu. Işınlanan filmler 24 saat boyunca karanlık bir ortamda muhafaza edildikten sonra filmler tarayıcıda film kalibrasyonunda uygulanan prosedürler takip edilerek, EPSON EXPRESSION 11000 XL tarayıcıda taranıp her bir film için birer .tif uzantılı dosya oluşturuldu. Film tarama işlemi gerçekleştirilirken daha önce işaretlenen tarayıcının kendi tarama yönü ile film tarama yönü paralel doğrultuda olmasına dikkat edildi. Filmin oryantasyonundan kaynaklanabilecek olan lateral response artifaktını önlemek için her bir filmin tarayıcının merkezinde olacak şekilde konumlandırılmasına önem verildi. Film tarama işlemi bittikten sonra SNC Patient Software kullanılarak film kalibrasyon eğrileri oluşturuldu. Oluşturulan bu dosyalar SNC Patient Software kullanılarak her bir enerjiye denk gelen film kalibrasyon eğrisi kullanılarak “.flm” uzantılı dosyalara dönüştürüldü. SNC Patient Software’ de plan değerlendirme bölümünde filmlerin nokta doz tayini yapıldı. Bulunan sonuçlar TPS’den elde edilen değerler ile karşılaştırıldı.



Şekil 63. Epson Expression 11000 XL Tarayıcı ve film kalibrasyon eğrisi

4.5.4. TPS'nde Hesaplamalar ve EBT-XD Film Ölçümlerinin Karşılaştırılması

İnhomojen ortamlarda dozimetrik farklılıkları araştırmak için EBT-XD ile özel olarak üretilen fantomda ölçümler alındı. Monaco TPS'nde MC-Dw, MC-Dm, CC ve PB doz hesaplama algoritmaları ile belirlenen alanlarda doz dağılımları hesaplatıldı. Filmin olduğu kesitte nokta dozlar ile Elekta VersaHD lineer hızlandırıcıda ölçümlerle karşılaştırıldı. Sonuçlar aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 12

MC-Dm doz hesaplamaları ve EBT-XD ölçümleri

300MU	6MV-FFF			10MV-FFF		
	EBT-XD	TPS(Gy)	FARK(Gy)	EBT-XD	TPS(Gy)	FARK(Gy)
1x1	2,095	2,008	0,087	2,312	2,107	0,205
2x2	2,461	2,392	0,069	2,681	2,606	0,075
3x3	2,622	2,478	0,144	2,790	2,684	0,106
4x4	2,738	2,529	0,209	2,888	2,762	0,126
5x5	2,799	2,581	0,218	2,930	2,766	0,164

Tablo 12'ye göre, ışının enerjisi ve ışın alan boyutu arttıkça dozun arttığı görülmüştür. İnhomojen ortamda Dm ile hesaplamaların EBT-XD film ölçümleri ile uyumlu olduğu bulundu.

Tablo 13

MC-Dw doz hesaplamaları ve EBT-XD ölçümleri

300MU	6MV-FFF			10MV-FFF		
	EBT-XD	TPS(Gy)	FARK(Gy)	EBT-XD	TPS(Gy)	FARK(Gy)
1x1	2,095	2,150	-0,055	2,312	2,263	0,049
2x2	2,461	2,570	-0,109	2,681	2,795	-0,114
3x3	2,622	2,660	-0,038	2,790	2,880	-0,090
4x4	2,738	2,716	0,022	2,888	2,963	-0,075
5x5	2,799	2,771	0,028	2,930	2,960	-0,030

Tablo 13'e göre, MC-Dw ve EBT-XD ölçüm sonuçlarının uyumlu olduğu bulundu. En yüksek farklar küçük alan ölçümlerinde görüldü. İnhomojen kemik fantomu kullanılarak yapılan ölçümlerde Dw hesaplamalarının Dm hesaplamalarına göre daha yüksek olduğu bulundu.

Tablo 14

CC doz hesaplamaları ve EBT-XD ölçümleri

300MU	6MV-FFF			10MV-FFF		
	EBT-XD	TPS(Gy)	FARK(Gy)	EBT-XD	TPS(Gy)	FARK(Gy)
1x1	2,095	1,816	0,279	2,312	2,018	0,294
2x2	2,461	2,453	0,008	2,681	2,697	-0,016
3x3	2,622	2,545	0,077	2,790	2,801	-0,011
4x4	2,738	2,603	0,135	2,888	2,853	0,035
5x5	2,799	2,649	0,150	2,930	2,891	0,039

Tablo 14'e göre, CC ve EBT-XD ölçüm sonuçlarının uyumlu olduğu bulundu. En yüksek farklar küçük alan ölçümlerinde görüldü. Özellikle 1 x 1 cm² alan boyutlarında CC hesaplamalarının ölçümlerden daha fazla saptığı bulundu.

Tablo 15

PB doz hesaplamaları ve EBT-XD ölçümleri

300MU	6 MV FFF			10MV-FFF		
	EBT-XD	TPS(Gy)	FARK(Gy)	EBT-XD	TPS(Gy)	FARK(Gy)
1x1	2,095	1,922	0,173	2,312	1,930	0,382
2x2	2,461	2,461	0	2,681	2,602	0,079
3x3	2,622	2,595	0,027	2,790	2,752	0,038
4x4	2,738	2,680	0,058	2,888	2,836	0,052
5x5	2,799	2,732	0,067	2,930	2,887	0,043

Tablo 15'e göre, CC ve EBT-XD ölçüm sonuçlarının uyumlu olduğu bulundu. En yüksek farklar küçük alan ölçümlerinde görüldü. Özellikle 1 x 1 cm² alan boyutlarında CC hesaplamalarının ölçümlerden daha fazla saptığı bulundu.

BEŞİNCİ BÖLÜM BÖLÜM SONUÇ VE ÖNERİLER

5.1. Sonuçlar

1) Tüp akımına bağlı olarak HU ve ED arasındaki ilişkinin nasıl değiştiğini incelemek için tüp akım potansiyeli 70kVp değerinde sabit tutularak 20mAs, 40mAs, 60mAs, 80mAs, 100mAs, 120mAs, 140mAs, 160mAs, 180mAs, 200mAs, 250mAs tüp akımlarında değişimleri incelendi. Sırasıyla 80kVp, 100kVp, 120kVp ve 140kVp değerlerinde sabit tutulan akım potansiyelleri için 20mAs, 40mAs, 60mAs, 80mAs, 100mAs, 120mAs, 140mAs, 160mAs, 180mAs, 200mAs, 250mAs olarak değişen tüp akımlarında ölçümler tekrarlandı ve HU-ED eğrileri oluşturuldu.

Sonuçları incelendiğinde 70kVp tüp akımı kullanılarak alınan 20-40 mAs çekimlerinde %1,5 belirsizlik olduğu gözlemlendi. 80,100,120 kVp değerlerinde değişen mAs' için belirsizlik %1 veya %1'den düşük değerler bulunurken 140 kVp'de ise herhangi bir belirsizlik gözlenmedi.

Davis ve arkadaşlarının, mAs artışının, kaliteli bir görüntü için gerekli olduğunu ama HU değerleri belirlenirken ihmal edilebilir olduğunu ileri sürdüğü çalışmada olduğu gibi çalışmamız sonucunda elde ettiğimiz %1'lik sapma değerleri literatürü desteklemektedir.

Alinejad ve arkadaşları, mAs'lerin yükseltilmesinin metal artefaktları iyileştirilerek HU farklarında azalma gerçekleşeceğini öneren çalışmaların aksine HU değerlerinde böyle bir etki gerçekleşmediğini, etkisinin olmadığını görmüşler. Çalışmamızın sonuçlarında da 20-40 mAs bile HU-ED eğrisindeki belirsizliklerin sadece %1-1,5 gibi düşük değerler bulunurken yüksek mAs'ler için etkisinin sadece %1 olduğunu bulularak literatüre uyumlu olduğu görülmüştür.

Afifi ve arkadaşlarının çalışmasında da 800 mAs'ye kadar yüksek değerler için alınan ölçümlerin sonucu incelendiğinde mAs'nin artması HU-ED eğrisinde önemli ölçüde değişiklik yapmamıştır. 100, 120, 140 kV için, HU değerleri 100 mA'ya kadar artan mAs ile artmış ve sonrasında sabit kalmış. HU-ED eğrisindeki farklar 120 ve 140 kV değerlerinde, mAs değeri ne olursa olsun farklar ihmal edilebilir olduğunu vurgulamışlardır. Çalışmamızda en fazla belirsizlikler 20-40 mAs için gerçekleşmiş olup 140 kVp için mAs değişiminin ihmal edilebilir düzeyde olduğu bulunmuştur.

Guan ve arkadaşları yüksek yoğunluklu dokularda hesaplanan radyoterapi dozunu 80 mAs kullanan BT taramaları için 300 mAs'a göre %1-1,5'e kadar daha yüksek bulunmuş. Düşük yoğunluklu dokularda bu fark %1'in altında değerler almış. Çalışmaları mAs değişiminin radyaterapi dozuna etkisinin ihmal edilebilir düzeyde olduğunu göstermiştir. Çalışmamızda 20-40 mAs için HU-ED eğrisindeki belirsizliği %1,5 bulunurken 250 mAs için belirsizlikler ihmal edilebilir düzeydedir.

2) İkinci kısımda tüp akım ışınlama süresi 20mAs değerinde sabit tutularak, 70kVp, 80kVp, 100kVp, 120kVp, 140kVp değerlerindeki tüp akım potansiyelleri için HU-ED eğrileri oluşturuldu. Yapılan çalışma sırasıyla 40mAs, 60mAs, 80mAs, 100mAs, 120mAs, 140mAs, 200mAs, 250mAs değerleri sabit tutularak 70kVp, 80kVp, 100kVp, 120kVp, 140kVp tüp akım potansiyelleri için tekrar edildi.

Elde ettiğimiz ölçüm sonuçlarını yorumladığımızda en fazla sapma miktarı 20 mAs ve 70-80 kVp değerlerinde görüldü ve bu değer maksimum %1,5-2'dir. Diğer tüm ölçümlerden elde ettiğimiz sonuçlar maksimum %1 sapma değerleri ile bulundu.

Raza mahmoudi ve arkadaşlarının yaptığı çalışmanın sonuçları da incelendiğinde düşük kVp ile yüksek yoğunluklu malzemelerin taranmasının gürültü ve çizgi artefaktlarında artışa neden olabileceğini göstermiştir. Bu nedenle, HU değerinin tanımı için standart foton enerjisinin yokluğunda, yüksek enerjili x ışınları (yüksek kVps) ile BT taraması yapılması önerilmiştir. Çalışmamızın sonucunun literatür ile uyumlu olduğu görülmektedir.

Alinejad ve arkadaşlarının, metal artefaktlar nedeniyle Δ HU değerlerinde meydana gelen farklarının parametrelerle değişimini inceledikleri çalışmada kVp'yi yükseltmek görüntü artefaktını iyileştirmiş ve Δ HU farkları azalmış. En çok fark kemik bölgelerinde görülmüş. Kemik bölgelerinde 120 kVp ile Δ HU (Δ ED) sırasıyla -836 (0,85) iken 140 kVp ile Δ HU (Δ ED) sırasıyla -683 (0,7) olarak bulunmuş. Hasta dozları hesaplanırken oluşabilecek belirsizlikler için çözüm önerisi getirilmiş. Çalışmamız artan yüksek kVp değerleri için belirsizliğin minimum olması bakımında bu çalışmayı desteklemektedir.

Afifi ve arkadaşlarının çalışmasında da 70-140 kVp aralığında değişen değerler ile edilen ölçümler gösteriyor ki kVp'nin artması HU-ED eğrisi üzerinde özellikle yüksek yoğunluklu ortamlar için ihmal edilemeyen bir etkiye sahiptir. Ölçümler sonucunda, en yüksek yoğunluğa sahip yoğun kemik için göreceli ED 1,695 olarak bulunmuş. 70 kVp için,

mAs 100'den 400 mA'ya yükseldikçe HU değerinin arttığı ve ardından 600 mA'ya kadar sabit kaldığı bulunmuş. 80 kVp için, mAs 50 mA'dan 100 mA'ya yükseldikçe HU değeri artmış, 300 mA'ya kadar HU değeri azalmış ve minimum değer 400'den 800 mA'ya dalgalanmış. kVp 70'ten 100 kV'a yükseldiğinde HU-ED eğrileri arasındaki farklar azalır. Çalışmamız da sapmaların yüksek yoğunluklu bölgelerde olması bakımından çalışmayla uyum içerisindedir fakat belirsizlik oranlarımız en fazla %1,5-2 olarak bulundu ve yüksek kVp değerleri için ise mükemmel bir uyum sağladığını göstermektedir.

Guan ve arkadaşları, 80 kVp kullanan BT taramaları hesaplanan radyoterapi dozunu 130 kVp'ye göre %2 kadar daha yüksek bularak kVp'deki artışın doğru sonuçlar verdiğini doğrulamıştır. HU-ED eğrilerinde belirsizliklerin radyoterapi dozunda %2'ye kadar fark yarattığını belirmişlerdir. Çalışmamızda 70 kVp kullanılarak elde edilen HU-ED eğrilerindeki belirsizlikleri 140 kVp'ye göre %0,5-1 kadar daha yüksek bularak kVp artışının HU-ED eğrisinde sapmalar yarattığını doğrulamış oluyoruz.

Mahur ve arkadaşları farklı yoğunluklara sahip mataryelerin farklı kVp değerlerine göre bulunan sonuçlarının %1 içinde olduğunu bulmuşlardır. Bu nedenle klinik pratikte 120 kVp tüp voltajı ile HU-ED eğrisi oluşturmanın uygun olduğunu çalışmalarında göstermişlerdir. Çalışmamızda 120 kVp için HU-ED eğrisindeki belirsizliği %1 bularak literatürle uyum sağladığı görüldü.

Çalışmamız ve literatür taraması dikkate alındığında tedavi planlama sistemlerinde doz hesaplanması için kritik öneme sahip HU-ED eğrilerinin elde edilmesinde 20-40mAs arası tüp akımı ve 70kVp enerjisi hariç diğer uyguladığımız mAs ve kVp değerlerinin uygun olduğu ve TPS'de %1'den daha küçük bir belirsizliğe yol açmaktadır.

3) Vertebra SBRT hastaları için Dm ve Dw arasındaki farkı araştırdığımız diğer çalışmamızda ise spinal kanal dozlarında maksimum doz değerlerinde Dw ile daha yüksek sonuçlar bulundu. Spinal kanal maksimum nokta doz değerinde %3,14, 0,03 cc hacminin aldığı doz değerinde %2,42, 0,35 cc hacminin aldığı doz değerinde %0,2 Dw ile daha yüksek sonuçlar bulundu.

Hazırlanan planlarda hedef volüm doz değerlerinde Dw ile yüksek sonuçlar bulundu. Maksimum doz değerlerini tanımlayan D₁ dozlarında istatistiksel anlamlı olarak PTV'de %5,19, GTV'de %5,79, düşük doz değerini tanımlayan D₉₉ dozlarında istatistiksel anlamlı

olarak PTV'de %3,94, GTV'de %5,27, ortalama dozu tanımlayan D_{mean} dozlarında PTV'de %4,37, GTV'de %5,51 Dw doz hesaplama ile daha yüksek sonuçlar elde edildi.

Li Chen ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada kemik metastazı vakalarında hedefler için Dm ve Dw arasındaki ortalama fark %2,2 'den fazla ve maksimum fark %7,1 ile Dw'da daha yüksek sonuçlar bulunmuş. Kemiğin hedef olduğu vakalarda PTV'de Dw planlarda ortalama dozu, Dm planlarına göre karşılaştırıldığında %3,5 arttığını bildirmişlerdir.

Stephen F. Kry ve arkadaşları, yaptıkları çalışmada en belirgin farklılıkları kemikte tespit etmişler. Baş ve boyun planlarında, kemiğe verilen ortalama Dm dozu Dw'dan %2,4 daha düşük olarak tespit etmişler. Vertebra planlarının Dm ve Dw arasında ortalama olarak %2,9'luk doz farkı bulmuşlardır.

Siebers ve arkadaşları Dm ve Dw farkının vertebra kemikleri için %10'u aştığını tespit etmiş.

Chen ve arkadaşları kemik metastazı için Dw dozunu maksimum %7, Kry ve arkadaşları klinik vertebra planlarında Dw dozunun ortalama %3 ve Siebers ve arkadaşları vertebra kemikleri için Dw dozunu ortalama %10 yüksek bulmuşlardır. Çalışmamızda spinal kanal maksimum nokta doz değerinde %3,14 ile Dw için daha yüksek sonuçlar bulduk. Chen ve arkadaşları PTV'de Dw planının dozu, Dm planın dozuna göre %3,5 artmış olarak bulmuşlar. Çalışmamızda D_{mean} dozlarında PTV'de %4,37 farkla Dw daha yüksek bulduk. Dw dozlarının Dm dozlarına göre yüksek sonuçlar bulunması bakımından çalışmamız literatür ile uyum içerisindedir.

100kVp-120 mAs değeri referans alınıp diğer değerlere göre elde edilen HU-ED eğrilerine göre 12 hastanın planları tekrar hesaplatıldı. PTV- D_{95} , PTV- D_1 , PTV- D_{mean} , PTV- D_{99} . GTV- D_{95} , GTV- D_1 , GTV- D_{mean} ve GTV- D_{99} doz değerlerinde 70 kVp tüp akımında %2-2,5, 80 kVp'de ise %1,5 civarı farklar bulundu. Diğer tüm kVp ve mAs değerlerinde %1 içinde değerler elde edildi. Hedef volüm dozları bakımından HU-ED eğrisinin özellikle vertebra metastazlarının planlamasında 70 ve 80 kVp'nin kullanımının %2,5 varan doz farklılıklarına yol açabilmektedir. Spinal Kord maksimum doz değerinde %3'e varan farklar bulundu.

4) Doz hesaplama algoritmalarının inhomojen ortamlarda dozimetrik farklılıklarını araştırmak için, CC04 (IBA, Germany) iyon odası ile inhomojen fantom da yapılan BT çekimi, TPS hesaplamalar ve ölçümler yapıldı.

Doz hesaplama algoritmalarının inhomojen ortamlarda dozimetrik farklılıklarını araştırmak için, CC04 (IBA, Germany) iyon odası ile inhomojen fantom da yapılan BT çekimi, TPS hesaplamalar ve ölçümler yapıldı.

Özel olarak dizayn edilen su eşdeğeri-kemik-su eşdeğeri in homojen fantomda CC04 iyon odası ve EBT-XD filmler ile küçük alan boyutlarında 6MV-FFF ve 10MV-FFF enerjilerinde ölçümler alındı ve MC-Dw, MC-Dm, CC ve PB algoritmaları hesaplamaları ile karşılaştırıldı. MC-Dm ve MC-Dw hesaplamalarının CC04 ve EBT-XD ölçümleri ile uyumlu olduğu sonuçların maksimum %5 içinde bulundu. Doz hesaplamaları açısından değerlendirildiğinde MC-Dw kwimik içerikli inhomojen fantomda daha yüksek doz hesapladığı görüldü.

Özellikle 1x1 cm² alanda CC algoritması %8, PB algoritması %14 e varan doz farklılıkları oluştuğu gözlemlendi. Yinede 2x2 cm² den daha büyük alanlarda inhomojen fantomda maksimum %5 civarı farklar bulundu.

Soldberg ve arkadaşları inhomojen ortamlar için MC kullanımının doz tahmini için uygun olduğu kararına varmışlar.

Krieger ve Sauer'in çalışmaları 6 MV enerji ve 10 x 10 cm² ile düşük dozu CC için elde etmişler ve genel olarak MC ve CC arasında bir uyum olduğu görülmüş. Ancak PB için %12 varan yüksek dozlar hesaplanmış.

EBT-XD filmler inhomojen fantomda doz verifikasyonu ile ilgili literatür kısıtlıdır. Yaptığımız çalışmada küçük alan dozimetresinde güvenilir kabul edilen CC04 iyon odası ile EBT-XD filmler uyumludur. TPS de doz hesaplama algoritmalarının verifikasyonu ve küçük alanlarda CC04 ile benzer sonuçlar elde edilmiştir.

5.2. Öneriler

HU değerleri kVp, filtrasyon ve rekonstrüksiyon algoritması gibi bireysel tarayıcı parametrelerine bağlı olduğundan dolayı HU-ED eğrisini ölçümlerle belirlemek gerekir. HU-ED eğrisi üzerindeki etkileri en aza indirmek için uygun tarama parametreleri seçilmesi gerekir. Seçilen kVp'nin radyoterapi planlamasında en az belirsizlik içermesi kritik öneme sahiptir. Bu nedenle hangi kVp, mAs seçileceği özel olarak araştırılmalı ve irdelenmelidir.

MC-Dm ve MC-Dw arasındaki farklılıklar homojen ortamlarda çok büyük farklılıklar içermemektedir. Fakat özellikle yoğun ortamlarda veya kemik metastazlarının ışınlanmasında büyük belirsizlikler doğurabilmektedir. Küçük alanların kullanıldığı ve çok yüksek dozların birkaç günde uygulandığı SBRT tedavilerinde MC-Dw veya MC-Dm seçilmesi daha da kritiktir. Yaptığımız çalışmada vertebra metastazlarında hedef volümlerde %6'ya varan, spinal kord dozlarında %3 civarı MC-Dw dozu yüksek hesapladığı görüldü. Mümkünse hazırlanan planların her iki doz hesaplama modunda hesaplatılarak hedef ve kritik organ dozlarının değerlendirilmesi daha doğru olacaktır. Vertebra SBRT de HU-ED eğrilerinin etkilerine de bakıldığında hedef volüm dozlarında 70 ve 80 kVp tüp enerjilerinde belirsizliklerin %2,5 civarında olmaktadır. Spinal kord dozlarında ise bazı mAs tüp akımı değerlerinde %3'lük farklar gözlemlendi. Bu belirsizliklerin bir kaynağının HU-ED eğrilerinin kemik- teflon yoğunluklarında lineeritesinde küçük bir sapma olmasında etkisinin olduğu düşünülmektedir.

Klinik çalışmalarda yaygın olarak kullanılmakta olan dozlar MC-Dw modundadır. Tedavi planlama algoritmaları için kullanılan girdi verileri, doz profilleri ve su fantomlarında ölçülen çıktı faktörlerinde de su eşdeğeri ortamlarda Dw mantığına göre ölçülmekte ve sisteme girilmektedir. Bu nedenle hesaplamalarda MC-Dw modunun kullanımı homojen ortamlarda iyi bir yaklaşımdır. Fakat inhomojen ortamlarda özellikle kemik ışınlamalarında dozu yüksek olarak hesaplamaktadır. (Tortora ve Grabowski, 1993).

Buna karşın MC doz hesaplama algoritmaları rutin tedavi planlama uygulamasına dahil edilmektedir. MC kullanıldığında doz vokselinde bulunan ortama göre yani Dm modunda hesaplama yapılır. Dm gerçek dozu daha doğru yansıtmasından dolayı klinik olarak kullanışlıdır. (Siebers, vd., 2000; Ma, vd., 1999). Özellikle küçük alanların kullanıldığı vertebra SBRT tedavilerinde doz hesaplarında MC-Dm modu kullanılmalı ve hedef ve kritik organ dozları yüksek hassasiyetle hesaplatılmalıdır.

PB ve CC algoritmalarının kemik yoğunluğuna sahip inhomojen fantomda özellikle küçük alanlarda büyük farklılıklar görüldü. Vertebra SBRT tedavilerinde doz dağılımlarında belirsizlikler çok fazla olacaktır. MC-Dw modu MC-Dm moduna göre dozu daha yüksek hesaplamasına rağmen, diğer algoritmalara göre daha uyumlu olduğu görüldü. Ayrıca CC04 iyon odası ve EBT-XD filminin de küçük alan dozimetresinde ve inhomojen fantomda başarılı bir şekilde algoritmaların verifikasyonunda kullanılabilir.



KAYNAKÇA

- Görür, Ş. (2006). Çevresel radyoaktivite ile bu çevrede yaşayanlara ait dış örneklerindeki radyoaktivite arasındaki ilişkinin araştırılması. Yüksek Lisans Tezi. Çukurova Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Adana.
- Mayles, P., Nahum, A. and Rosenwold, J. C. (2007). *Handbook of radiotherapy physics: theory and practise*. Taylor and Francis: New York.
- Serway, R. A., Beincher, R. J. (2000). *Physics for scientist and engineers with modern physics*. Sounder Collage Publishing: Berlin.
- Saha, G. B. (2006). *Physics and radiobiology of nuclear medicine*. Springer: New York.
- Leo, W. R. (1994). *Techniques for nuclear particle physics experiments*. Springer: Berlin.
- Woodside, G. and Kocurek, D. (1997). *Environment, safety and health engineering*. John Wiley and Sons: New York.
- Khan, F. M. (2003). *The physics of radiation therapy 3rd edition*. Lippincott Williams & Wilkins Company: Baltimore.
- Evans, R. D. (1955). *The atomic nucleus*. McGraw Hill Book Co: New York.
- Attix, F. H. (1986). *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. Wiley-VCH: Weinheim.
- Khan, F. M. (2010). *The physics of radiation rherapy 4th edition*. Lippincott Williams & Wilkins Company: Baltimore.
- McGervey, J. D. (1995). *Quantum mechanics: concepts and applications, 3rd Edition*. Academic Press: Cambridge
- John, H. E. and Cunningham, J. R. (1983). *The physics of radiology 4th Edition*. Charles C Thomas Publisher: Illinois.
- Oyar, O. (2017). ‘Digital radyografi’. *Türk Radyoloji Seminerleri*, 5(1), 23-26. doi.10.5152/trs.2017.453.

- İnal, T. (2007). X-Işını bilgisayarlı tomografisi (Computed Tomography-CT) tek ve çok kesitli sistemlerde kalite kontrol testlerinin standartizasyonu. Yüksek Lisans Tezi. Ankara Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- Kahraman, S. A. (2010). 'Bilgisayarlı tomografi prensipleri ve uygulamadaki yenilikler'. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 3(4), 479-487.
- Weber, L. and Wieslander, E. (2018). *Exposure levels from CT scanning for treatment planning in radiotherapy*. Lund University and Skane University Hospital, Lund, Sweden.
- Khan, F. M., Gibbons, J. P. and Sperduto, P. W. (ed. Khan, F. M., Gibbons, J. P. and Sperduto, P. W.) (2016). *Khan's treatment planning in radiation oncology, 4th edition*. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia.
- Bor, D. (2007). 'Medikal görüntülerin bilgisayarda işlenmesi'. *11. Medikal Fizik Kongresi* 15-18 Kasım 2007, Concerde Resort & Spa Hotel, Lara, Antalya.
- Goldman, L. W. (2007). 'Principles of CT: Radiation dose and image quality'. *J Nucl Med Teknol*, 35(4), 213-225. doi: 10.2967/jnmt.106.037846.
- Ataç, G. K. ve İnal, T. (2020). 'BT İncelemelerde görüntü kalitesi ve artefaktlar'. *Türk Radyoloji Seminerleri*, 8, 110-128. Doi: 10.5152/trs.2020.842
- Weissleder, R., Harisinghani, M. G., Wittenberg, J. and Chen, J. W. (Ed). (2011). *Primer of diagnostic imaging*. Elsevier Inc.
- Kalender, W. A. (2011). *Computed tomography fundamentals system technology, image quality applications*. Publicis Publishing: Erlangen.
- Çakır, A. ve Bilge, H. (2012). 'Çok yapraklı lineer hızlandırıcılarda kolimatör tasarımlarının klinik önemi'. *Türk Onkoloji Dergisi*, 27(1), 46-54. doi: 10.5505/tjoncol.2012.514.
- Nurhat, Ü. (2012). Foton doz hesaplamalarında tedavi planlama sistemlerinde kullanılan inhomojenite düzeltme algoritmalarının doğruluğunun araştırılması. Yüksek Lisans Tezi. İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- Durmuş, İ. F. (2018). Akciğer SBRT uygulamalarının fiziksel ve dozimetrik incelenmesi. Doktora Tezi. Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Çanakkale.

- ICRU Report 91. (2017). 'Journal of the international commission on radiation units and measurements'. 14(2), 1-160, <https://doi.org/10.1093/jicru/ndx017>.
- Evans MDC. (2006). *Computerized treatment planning system for external photon beam radiotherapy*. International Atomic Energy Agency Publication, Canada.
- Ma, C. M., Li J. S. and Deng J. (2008). 'Implementation of Monte Carlo dose calculation for cyberknife treatment planning'. *Conference Series: Journal Of Physics*, 102(1). doi:10.1088/1742-6596/102/1/012016.
- Erol, Y. (2016). Monte Carlo simülasyon metodu ile erişkinlerde organların soğurduğu dozların belirlenmesi. Yüksek Lisans Tezi. Yıldırım Beyazıt Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Ankara.
- Hançerlioğulları, A. (2006). 'Monte Carlo simülasyon metodu ve MNCP kod sistemi'. *Kastamonu Eğitim Dergisi*, 14(2), 545-556
- Özkök, S. (2010). *Radyoterapi tekniklerindeki gelişmeler mesane koruyucu yaklaşımı arttırdı mı?* Erişim: 1 Şubat 2022, <https://studylibtr.com/doc/1185514/radyoterapi-tekniklerindeki-geli%C5%9Fmeler-mesane-koruyucu-ya...>
- Guan, H., Yin, F. F. and Kim, J. H. (2002). 'Accuray of inhomogeneity correction in photon radiotherapy from CT scans with different setting'. *Physics in Medicine & Biology*, 47(17).
- Saw, C. B., Loper, A., Komanduri, K., Combine, T., Hoq, S. and Scicutella, C. (2005). 'Determination of CT to density conversion relationship for image-based treatment planning systems'. *Medical Dosimetry*, 30(3), 145-148. doi:10.1016/j.meddos.2005.05.001.
- Hughes, J. R., Hollaway, L. C., Quinn, A. and Fielding, A. (2012). 'An investigation into factors affecting electron density calibration for a megavoltage cone-beam CT system'. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 13(5), 93-107.
- Mahmoudi, R., Jabbari, N., Aghdasi, M. and Khalkhali, H. R. (2016). 'Energy dependence of measured CT numbers on substituted materials used for CT numbers calibration of radiotherapy treatment planning systems'. *Plos One*, 11(7). doi:10.1371/journal.pone.0158828.

- Davis, A. T., Palmer, A. L., Pani, S. and Nisbet, A., (2017a). 'Assessment of the variation in CT scanner performance (image quality and Hounsfield units) with scan parameters, for image optimisation in radiotherapy treatment planning'. *Physica Medica*, 45 (2018), 59-64. doi.org/10.1016/j.ejmp.2017.11.036
- Davis, A. T., Palmer, A. L., Pani, S. and Nisbet, A., (2017b). 'Can CT scan protocols used for radiotherapy treatment planning be adjusted to optimize image quality and patient dose? A systematic review'. *British Institute of Radiology*, 90. doi: doi.org/10.1259/bjr.20160406.
- Nakao, M., Ozawa, S., Yamada, K., Yogo, K., Hosono, F., Hayata, M., Saito, A., Miki, K., Nakashima, T., Ochi, Y., Kawahara, D., Morimoto, Y., Yoshizaki, T., Nozaki, H., Habara, K. and Nagata, Y. (2017). 'Tolerance levels of CT number to electron density table for photon beam in radiotherapy treatment planning system'. *Wiley*, 1-5. doi:10.1002/acm2.12226.
- Mahur, M., Gurjar, O. P., Grover, R. K., Negi, P. S., Sharma, R., Singh, A. and Singh M. (2017). 'Evaluation of effect of different computed tomography scanning protocols on hounsfield unit and its impact on dose calculation by treatment planning system.' *Med Phys*, 14, 149-154.
- Kibly, W., Sage, J. and Rabett, V. (2002). 'Tolerance levels for quality assurance of electron density values generated from CT in radiotherapy treatment planning.' *Phys Med Biol*, 47(9), 1485-1492. doi: 10.1088/0031-9155/47/9/304.
- Alinejad, M., Pourmoghaddas, A., Amouheidari, A and Shokrani, P. (2020). 'Improvement of metallic artifacts in computed tomography in the absence of artifact reduction algorithms for spinal treatment planning applications'. *Journal of Cancer Research and Therapeutics*, 16(4), 878-883. doi:10.4103/jcrt.JCRT_1446_16.
- Afifi, M. B., Abdelrazek, A., Deiab, N. A., El-Hafez, A. I. A. and El-Farrash, H. (2020). 'The effects of CT x-ray tube voltage and current variations on the relative electron density (RED) and CT number conversion'. *Journal of Radiation Research and Applied Sciences*, 13(1), 1-11. doi: 10.1080/16878507.2019.1693176.

- Siebers, J. V., Keall, P. J., Nahum, A. E. and Mohan, R. (2000). 'Converting absorbed dose to medium to absorbed dose to water for Monte Carlo based photon beam dose calculations'. *Phys. Med. Biol.*, 45(2000), 983-995.
- Chen, L., Huang, B., Huang, X., Cao, W., Sun, W. and Deng X. (2018). 'Clinical evaluation for the difference of absorbed doses calculated to medium and calculated to water by Monte Carlo method'. *Radiation Oncology*, 13(137), 2-9. doi.org/10.1186/s13014-018-1081-3.
- Soldberg, T. D., DeMarco, J. J., Holly, F. E., Smathers, J. B. and DeSalles, A. A. (1998). 'Monte Carlo treatment planning for stereotactic radiosurgery'. *Radiother. Oncol.*, 49(1), 73-84.
- Kry, S. F., Lye, J., Clark, C. H., Andratschke, N., Dimitriadis, A., Followill, D., Howell, R., Hussein, M., Ishikawa, M., Kito, S., Kron, T., Lee, J., Michalski, J., Monti, A. F., Reynaert, N., Taylor, P., Venables, K., Xiao, Y. and Lehmann, J. (2021). 'Report dose-to-medium in clinical trials where available, a consensus from the global harmonisation group to maximize consistency'. *Radiotherapy and Oncology*, 159, 106-111. doi.org/10.1016/j.radonc.2021.03.006.
- Krieger, T. and Sauer, O. A. (2005). 'Monte Carlo versus pencil beam/ collapse cone dose calculation in a heterogeneous multi layer phantom'. *Phys. Med. Biol.*, 50(5), 859-868. doi:10.1088/0031-9155/50/5/010.
- Saini, A., Pandey, V. P., Kumar, P., Singh, A. and Pasricha, R. (2021). Investigation of tube voltage dependence on CT number and its effect on dose calculation algorithms using thorax phantom in Monaco treatment planning system for external beam radiation therapy. *Journal of Medical Physics*, 46, 315-323.
- Siemens PET/CT (2022). Siemens Biograph mCT PET/CT. Erişim: 1 Mart 2022, <https://www.siemens-healthineers.com/tr/molecular-imaging/pet-ct/biograph-mct>
- Podgorsak, E. B. (2005). *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. International Atomic Energy Agency:Viyana.
- Şahin, S., Gürler, O., Gözcü, S., Kurt, M., Şengül, K., Altay, A., Çetintaş, S. K. ve Özkan, L. (2011). 'Tedavi planlama sisteminde hesaplanan doz dağılımlarının dozimetrik kontrolü'. *Türk Onkoloji Dergisi*, 26(4), 167-173. doi: 10.5505/tjoncol.2011.597.

- Compass Yazılımı (2022). *Compass*. Erişim: 2 Şubat 2022, <https://www.iba-dosimetry.com/product/compass>
- MatriXX Dozimetre Sistemi (2022). *Matrixx-universal detector array*. Erişim: 5 Şubat 2022, <https://www.iba-dosimetry.com/product/matrixx-universal-detector-array>
- Parlar, Ş. (2015). Küçük alan IMRT dozimetresinde iyon odası volümünün etkisi. Doktora Tezi. Trakya Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Edirne.
- İyon Odası (2022). CC04 Ionization chamber. Erişim: 10 Şubat 2022, <https://www.iba-dosimetry.com/product/cc04-ionization-chamber>
- Capthan Fantom (2022). *Capthan 500*. Erişim: 12 Şubat 2022, <https://www.phantomlab.com/catphan-500>
- Durmuş, İ. F. (2013). Akciğer kanserinin cyberknife ile stereotaktik radyoterapisinde ray-trace ve Monte Carlo hesaplama algoritmalarıyla elde edilen doz dağılımlarının karşılaştırılması. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- Dincer, S. (2012). Radyoterapide kullanılan doku eşdeğeri malzemelerin doz-cevap ilişkilerinin karşılaştırılması. Yüksek Lisans Tezi. Gazi Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- RW3 Katı Fantom (2022). *RW3 katı fantomlar*. Erişim: 26 Ocak 2022, <https://www.meditel.com.tr/urunler-en-US/radyoterapi-diger-urunler-en-US/radyoterapi-en-US/ptw-en-US/fantom-en-US/>
- Gafchromic EBT-XD (2022). *Gafchromic dosimetry media, type EBT-XD*. Erişim: 26 Ocak 2022, <http://www.gafchromic.com/whitePapers/whitePapers.asp>
- Marangoz, S. (2011). *Kemik çimentosu*. Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği (TOTBİD), 10(2), 103-108.
- Kemik Çimentosu (2022). *Akrilik Kemik Çimentosu*. Erişim: 26 Ocak 2022, <http://alcasisbonecement.com/urunler?id=198>
- Tortora, G. J. and Grabowski, S. R. (1993). *Principles of Anatomy and Physiology*. Harper Collins College Publisher, Newyork.

Ma, C. M., Mok, E., Kapur, A., Pawlicki, T., Findley, D., Brain, S., Korster, K. and Boyer, A. L. (1999). 'Clinical implementation of a Monte Carlo treatment planning system'. *Med. Phys.*, 26(10), 2133-2143.



